## ТИГРАНЯН Роберт Эдмондович

# Вопросы электромагнитобиологии



#### оглавление

Предисловие	6
Предисловие автора	8

#### I. Теория и эксперимент

Глава 1. Сигналы и информация в биологических структурах	13
Введение	13
1.1. Информация и сообщение. Источник и получатель информации	16
1.2. Электромагнитные волны	16
1.3. Система передачи информации	19
1.4. Сигналы и информация. Характеристики сигналов	22
1.5. Анализ амплитудно-модулированного (АМ) сигнала	25
1.6. Импульсная модуляция (ИМ)	30
Глава 2. Возбужденные механические колебания в биологических структурах	33
Введение	33
2.1. Примеры аномальных биологических эффектов импульсных ЭМП СВЧ	36
2.2. Ультразвуковые аналоги аномальных биоэффектов импульсных ЭМП СВЧ	43
2.3. Гипотетическая картина звукового поля	45
2.4. Генерация упругих волн при быстром нагреве	47
2.5. Эксперимент	49
2.6. Результаты экспериментов по облучению чистых жидкостей	54
2.7. Система регистрации возбужденных механических колебаний на основе пьезокерамического датчика с продольным пьезоэффектом	58
2.8. Обсуждение полученных экспериментальных данных	59

1 maba 0. 1 usobbin chinxpointos, n nopriognicenne ononornicenne	
структуры	61
3.1. Периодические структуры	63
3.2. Математическая модель распространения капиллярной волны в спиральной биологической структуре	69
3.3. Экспериментальные данные	74
3.4. Обсуждение результатов	77
3.5. Предполагаемый механизм взаимодействия неионизирующего излу- чения с периодической биологической структурой	79
плава 4. Психофизические исследования и физические модели	84
Введение	84 84
Введение         Вазитие исследования и физические модели           4.1. История и развитие исследований эффекта радиозвука.	84 84 86
<ul> <li>1 лава 4. Психофизические исследования и физические модели</li> <li>Введение</li></ul>	84 84 86 104
<ul> <li>1 лава 4. Психофизические исследования и физические модели</li> <li>Введение</li></ul>	84 84 86 104
<ul> <li>1 лава 4. Психофизические исследования и физические модели</li> <li>Введение</li></ul>	84 84 86 104 122 143

## II. Техническое обеспечение экспериментов по биоэффектам СВЧ

Введение					
Глава 1. <b>Длинные линии</b>	168				
Глава 2. Волноводы и объемные резонаторы	186				
2.1. Канализация, излучение и поглощение электромагнитной энергии	100				
СВЧ	186				
2.2. Выбор типа волны и размеров поперечного сечения волновода	202				
2.3. Объемные резонаторы	206				
2.4. Разновидности металлических волноводов	214				
2.5. Диэлектрические волноводы	218				
2.6. Линии передач	220				
Глава 3. <b>Генераторы СВЧ с широкополосной модуляцией</b>	229				
3.1. Особенности конструирования СВЧ генераторов дециметрового диапазона	229				

3.2. Построение модулируемых генераторов дециметрового диапазона для биологического эксперимента	237
3.3. Молулирующие устройства	242
3.4. Ламповые генераторы СВЧ на диапазон частот 150 ÷ 1600 МГц с широкополосной модуляцией	249
3.5. Магнетронные и ламповые генераторы СВЧ на фиксированные ча- стоты с широкополосной импульсной модуляцией	263
3.6. Транзисторные генераторы СВЧ	275
Глава 4. Условия облучения биологических объектов	283
4.1. Регистрация параметров объектов синхронно с облучением	288
4.2. Методы фиксации биологических объектов при облучении электро- магнитным полем СВЧ	292
Глава 5. Технология изготовления элементов волноводной техни- ки в условиях исследовательских лабораторий	299
5.1. Общие принципы технологии изготовления элементов волноводной	
техники	299
5.2. Разработка облучающего комплекса	301
5.3. Методы определения мощности, действующей на биологический объект	306
Глава 6. <b>Примеры формирования аппаратурных комплексов для</b>	300
	309
6.9 Регистрация электрограммы препарата сердца лягушки	310
6.3 Регистрация параметров проведения нервного импульса	311
6.4. Многоцелевая установка для исследования полвижных клеток	011
в СВЧ полях	312
6.5. Микрощелевой облучатель СВЧ для биологических объектов	318
6.6. Микрооблучатели цилиндрические со спиральными антеннами	329
Глава 7. Условия проведения экспериментов по биоэффектам CBЧ	333
7.1. Нормы допускаемых излучений и стандарты частот	333
7.2. Вопросы построения экранированных помещений	334
7.3. Применяемые материалы и элементы конструкции экранирующих помещений	336
Литература	339

#### Предисловие

Монография Р.Э. Тиграняна «Вопросы электромагнитобиологии» посвящена исследованию механизмов биологического действия электромагнитного излучения СВЧ дециметрового диапазона. Автор монографии анализирует теоретический и экспериментальный материал, описывающий механо-акустические эффекты импульсного ЭМИ в модельных и биологических объектах. На основе теории термоупругого возбуждения импульсным ЭМИ СВЧ акустических колебаний и формирования капиллярных волн автор монографии предложил оригинальную гипотезу о возникновении фазового синхронизма на биологических периодических структурах, приводящего к многократному локальному накоплению энергии в этих структурах. Такое локальное накопление энергии может приводить к нарушению целостности клеточных структур, что и выявляется при анализе электронно-микроскопических фотографий биологических объектов, которые были подвергнуты действию ЭМИ.

В 60-х годах XX века рядом ученых было высказано предположение о том, что сенсорные слуховые эффекты импульсных СВЧ ЭМИ могут определяться механизмом термоупругих колебаний тканей головы. Для выявления механизмов возникновения слуховых ощущений у человека, связанных с поглощением энергии импульсов СВЧ ЭМИ, формированием в тканях головы тепловых импульсов, генерацией резонансных механических колебаний и их дальнейшим проведением костно-тканевым путем в улитку органа слуха, Р.Э. Тигранян разработал электронные модели наблюдаемых в натурных экспериментах слуховых эффектов. Автор показал, что отдельные акты взаимодействия электромагнитного излучения с биологическим объектом можно объединить в единую систему, аналогичную радиотехническим системам, и представить ее в виде канала связи для передачи-приема информации. Такой подход с учетом характеристик биологического объекта позволил рассчитать эквивалентные параметры системы, моделирующие основные сенсорные слуховые эффекты импульсных ЭМИ.

Монография состоит из двух частей, каждая из которых содержит несколько глав. Часть I — «Теория и эксперимент» — содержит сведения из курса радиотехники, необходимые для понимания процессов преобразования СВЧ энергии при поглощении ее биологическими структурами (глава 1). Вторая глава посвящена результатам исследований возбужденных механических колебаний в модельных жидкостях и биологических объектах. В главе 3 представлен материал по возникновению фазового синхронизма и возбуждению капиллярных волн на периодических биологических структурах, как основы механизма биологического действия СВЧ. Глава 4 содержит экспериментальные данные по исследованию слуховых эффектов СВЧ в натурных экспериментах и на электронных моделях. Во второй части — «Техническое обеспечение экспериментов по биоэффектам СВЧ» — содержатся сведения и приводятся практические схемы разработанных автором генераторов СВЧ с широкополосной модуляцией, различные виды облучателей, развито новое направление по созданию миниатюрных облучателей и генераторов СВЧ на полупроводниковой базе. Рассмотрены методы жизнеобеспечения, съема полезной информации и определения удельно-поглощенной мощности синхронно с облучением. Первая глава посвящена рассмотрению длинных линий, как основы формирования облучателей различного типа. Во второй главе рассмотрены различные типы волн и волноводы, резонаторы, реализующие их и позволяющие сделать оптимальную конструкцию для конкретного эксперимента. Глава 3 посвящена выбору параметров и конструированию модулируемых СВЧ генераторов с широкой вариабельностью. Главы 4-6 посвящены созданию аппаратных комплексов для проведения исследований в лабораторных условиях. В главе 7 приводятся нормы допускаемых излучений и стандарты частот.

Книга написана простым и понятным языком, содержит обширный иллюстративный материал. Исходя из актуальности темы и новизны фактического материала монография может быть рекомендована к изданию в качестве учебно-методического пособия для студентов ВУЗов по специальности «Биофизика». Автор монографии, Тигранян Роберт Эдмондович, доктор физико-математических наук, за научный вклад в области биофизики ЭМИ СВЧ диапазона в 1994 году был избран действительным членом Ассоциации европейских ученых по электромагнитобиологии.

Ответственный редактор — Лауреат Государственной премии СССР, главный научный сотрудник Института биофизики клетки РАН, доктор биологических наук, профессор Чемерис Николай Константинович.

#### Предисловие автора

Настоящая книга «Вопросы электромагнитобиологии» в основном содержит материалы научных исследований и конструкторских разработок автора, выполненных им в период 1970–1990 гг. в Институте биологической физики АН СССР в г. Пущино и опубликованных в монографиях и препринтах, вышедших очень малым тиражом, недоступным широкому читателю. Именно это обстоятельство, а также практически полное отсутствие сегодня обобщающих трудов в области исследований механизмов биологического действия СВЧ дециметрового диапазона побудили автора написать эту книгу, несмотря на давность.

Книга предваряется сжатым объемом сведений из классического курса «Основы радиотехники» с целью демонстрации возможности представления воздействия электромагнитного поля СВЧ на биологические структуры в виде канала связи для передачи информации и, как следствие, поиска и описания эквивалентных параметров биологических систем при рассмотрении механизмов биологического действия СВЧ полей. Именно привлечение аналогий между приборами СВЧ и биологическими периодическими структурами позволило предположить возможность возникновения фазового синхронизма при возбуждении механических колебаний в этих структурах, а затем и подтвердить с помощью электронной микроскопии наличие сгустков механической энергии на биологической периодической структуре благодаря фазированию капиллярных волн. При этом получают объяснение наблюдаемые многими авторами «резонансные» эффекты, когда разница между размером объекта и длиной волны механических колебаний достигает нескольких порядков. Полное отсутствие промышленных аппаратурных комплексов для биофизических исследований как 40-50 лет тому назад, так и сейчас во многом сдерживает развитие биофизических исследований с СВЧ излучением. Столкнувшись в свое время с этой проблемой, автор книги посчитал своим долгом ввести отдельным разделом материал, посвященный вопросам разработки и создания модулируемых генераторов СВЧ на базе лабораторных измерительных генераторов отечественного и зарубежного производства и медицинских аппаратов микроволновой терапии, а также систем съема информации и жизнеобеспечения объектов. Описаны способы и методы расчета и конструирования в условиях исследовательских лабораторий направляющих структур, многие из которых могут рассматриваться в качестве облучателей для биофизического эксперимента.

В книгу включены также результаты исследований автора по воздействию сверхслабых доз внешних вибраций и возбужденных капиллярных волн импульсами СВЧ на однотипные периодические структуры, ранее нигде не публиковавшиеся.

Книга предназначена биологам-студентам, аспирантам и преподавателям, а также специалистам небиологических специальностей, приступающих к изучению современных проблем электромагнитобиологии. Автор благодарит всех сотрудников Службы облучений СВЧ ИБФ АН СССР за участие в работе.

> Доктор физико-математических наук, действительный член Ассоциации европейских ученых по электромагнитобиологии

> > ТИГРАНЯН Роберт Эдмондович

## Часть І

## теория и эксперимент

#### Глава 1

#### СИГНАЛЫ И ИНФОРМАЦИЯ В БИОЛОГИЧЕСКИХ СТРУКТУРАХ

#### Введение

Эволюция всех форм живой материи на Земле с момента ее зарождения протекала на фоне действия естественного электромагнитного излучения (ЭМИ). Как любой экологический компонент, электромагнитное поле (ЭМП) естественного происхождения участвовало в формировании живой материи.

За последние сто лет созданы искусственные источники электромагнитного излучения, уровни мощности которых на много порядков превышают естественный «электромагнитный фон» среды обитания человека.

Сложившееся в процессе эволюции равновесие во взаимодействии естественных ЭМП и биологических элементов является таким образом нормой, нарушения которой могут привести к отрицательным для биологического элемента последствиям.

В настоящее время электроника сверхвысоких частот (СВЧ) прочно заняла свое место в народном хозяйстве и в быту.

В промышленности возникли целые отрасли с использованием энергии электромагнитных колебаний сверхвысокой частоты. Это, в первую очередь, различные технологические процессы, использующие свойство веществ активно поглощать энергию высокочастотных электромагнитных колебаний. К таковым можно отнести способы получения высоких температур в стерильных условиях, методы повышения сортности пищевых продуктов, сушку, стерилизацию и т. д. Именно это свойство различных объектов, в том числе и биологических, — активно поглощать энергию электромагнитных полей (ЭМП) СВЧ привлекает пристальное внимание исследователей различных специальностей, и, в первую очередь, биологов. С момента создания различных искусственных источников ЭМП СВЧ встал вопрос об их биологической значимости, степени воздействия на биологические объекты, в первую очередь, на человека. Параллельно возникли вопросы, касающиеся разработки мер защиты от действия этого физического фактора на человеческий организм.

До сравнительно недавнего времени практически все работы в области исследования биологического действия ЭМП СВЧ проводились в режиме непрерывного излучения. Это положение было обусловлено, с одной стороны, использованием энергии СВЧ колебаний в промышленности и медицине как воздействующего физического фактора при прогреве глубинных слоев того или иного объекта. С другой стороны, отсутствие достаточно мощных СВЧ генераторов, пригодных для использования их в эксперименте и работающих в импульсном режиме, не позволяло широко проводить исследования в этом направлении.

В результате бурного развития электроники и возникшей необходимости решения новых задач, особенно прикладного характера, в настоящее время главенствующее положение заняли импульсные установки и системы СВЧ. Эксплуатация этих установок поставила перед исследователями новые задачи, в частности, определение пороговых значений мощности, безопасных для человека, что в свою очередь повлекло необходимость исследования действия импульсного ЭМП СВЧ на биологические объекты на всех уровнях организации. Это обстоятельство было вызвано еще и тем, что при облучении импульсными ЭМП СВЧ стали отмечаться эффекты, ранее неизвестные при воздействии непрерывного излучения [1, 2].

Возникла необходимость изучения действия импульсных и прерывистых ЭМП высокой и сверхвысокой частот (ВЧ и СВЧ) на биообъект. Во-первых, практически все современные устройства и системы СВЧ работают в импульсном режиме, или в режиме, характеризующемся мгновенными ступенчатыми изменениями излучаемой мощности. К таким устройствам и системам можно отнести радиолокационные станции, радиорелейные линии, телевизионные передатчики, системы навигации и т. д. Во-вторых, любое мгновенное изменение величины какого-либо параметра активно действующего внешнего фактора, как правило, вызывает более выраженный отклик воспринимающей системы. Более того, субстанция, выступающая в качестве акцептора, зачастую откликается не на абсолютное значение величины какого-либо параметра действующего внешнего фактора, а на изменение (или скорость изменения) этой величины, то есть импульсный режим излучения оказывается более выраженным фактором воздействия, чем непрерывный или квазинепрерывный. И в этом смысле представляется заманчивым и весьма перспективным рассмотрение импульсного СВЧ излучения и его поглощения биологическими системами как канала связи для передачи информации, в достаточной и полной мере рассмотренного в радиотехнике.

Радиотехника представляет собой обширную область науки и техники, которая предоставляет человеку широкие возможности для передачи информации на большие расстояния с помощью электромагнитных волн. В общем понимании, в широком смысле слова информация — это совокупность сведений об окружающем человека мире, о самом человеке. Значительная часть этой информации передается с помощью радиотехнических средств.

Однако радиотехника как наука могла родиться только с открытием электромагнитного поля, представляющего собой совокупность взаимосвязанных, меняющихся во времени полей — электрического и маг-

нитного. Основы теории этого поля были разработаны и опубликованы в 1873 г. английским ученым Д. К. Максвеллом. Экспериментально электромагнитные волны впервые получил немецкий физик Г. Герц, опубликовавший свои результаты в 1880 г. Перечисленные работы легли в основу создания радиотехнических средств передачи информации с помощью электромагнитных волн.

Передача сообщений по радио представляет собой лишь одну из нескольких отраслей радиотехники и имеет специальное название — радиосвязь.

Несмотря на различные области применения, использование электромагнитных волн как средства передачи на расстояние информации базируется на общих принципах. При изучении основ радиотехники с самого начала важно получить общее представление об этих принципах и лежащих в их основе радиотехнических процессах. Особое внимание при этом необходимо уделить следующему:

1) В какой форме необходимо представить информацию, чтобы ее можно было передать с помощью электромагнитных волн?

2) В чем сущность основных радиотехнических процессов при передаче информации с помощью электромагнитных волн?

3) Какие технические средства необходимо применять для обеспечения передачи информации с помощью электромагнитных волн?

В разрозненных статьях делались попытки теоретического рассмотрения наблюдаемых эффектов, в отдельных случаях наблюдаемые эффекты рассматривались как отклик биологических структур при облучении нетепловыми дозами ЭМП СВЧ, а само облучение при этом стали называть информационным. Автор настоящей книги сделал попытку рассмотреть эти вопросы путем поиска аналогий между некоторыми техническими системами СВЧ и биологическими объектами, имеющими схожую архитектонику и, следовательно, допускающими в известной степени перенос представлений о резонансном формировании протекающих процессов в технических нерезонансных структурах на их биологические аналоги.

Рассмотрение некоторых биологических структур в качестве эквивалентных аналогов радиотехнических устройств позволило описать многие наблюдаемые в психофизических экспериментах эффекты категориями и понятиями теории четырехполюсников и на этой основе дать объяснение слуховых эффектов СВЧ. Кроме того, такой подход позволил в дальнейшем отказаться от экспериментов на людях и перейти на физические модели.

Рассматривая ЭМП СВЧ как источник информации, а биологический объект — как приемник информации, определим основные понятия, способы передачи, характеристики и структуру канала связи для передачи информации биологическому объекту при облучении его ЭМП СВЧ.

## 1.1. Информация и сообщение. Источник и получатель информации

Первоначально термин *информация* охватывал совокупность сведений, передаваемых между людьми устным, письменным или какимлибо другим способом; обычно это были сведения о каких-либо событиях, явлениях или предметах. Затем содержание термина было расширено; теперь информацией называют любые сведения, являющиеся объектом следующих операций: передачи, распределения, преобразования, хранения или непосредственного использования. Обмен такими сведениями осуществляется не только между людьми, но также между человеком и автоматом, между различными техническими устройствами, в животном и растительном мире.

Форма представления информации называется сообщением. Например, информация может быть передана с помощью письма или телеграммы; сообщением в этом случае является текст — последовательность букв, цифр и других знаков.

При передаче сообщения всегда можно указать отправителя сообщения и получателя, которому оно адресовано.

При облучении биологических объектов ЭМП СВЧ отправителем сообщения (источником) будем считать источник ЭМП СВЧ, включающий генератор СВЧ, линию передачи и облучатель, получателем — биологический объект.

#### 1.2. Электромагнитные волны

Для передачи информации от источника к получателю необходимо передать содержащие эту информацию сообщения. Сообщения на расстояние могут передаваться с помощью какого-либо материального носителя или физического процесса, протекающего во времени.

В радиотехнике материальным носителем являются электромагнитные волны. Приведем здесь лишь некоторые сведения об этих волнах, являющиеся наиболее важными для получения общего представления о сущности и возможностях передачи информации с помощью электромагнитных волн.

Рассмотрим проводник конечной длины, по которому проходит постоянный ток. В пространстве, окружающем проводник, при этом будет существовать статическое магнитное поле. Если ток медленно уменьшать до нуля, то в каждой фиксированной точке пространства около проводника напряженность магнитного поля будет также медленно убывать до нуля. При этом говорят, что содержавшаяся в поле энергия будет возвращена источнику тока. Аналогичная картина наблюдается и в том случае, когда ток и его направление периодически меняются с небольшой частотой: поле периодически возникает и исчезает, когда ток увеличивается, растет и энергия магнитного поля, при уменьшении тока энергия поля возвращается источнику.

Однако с повышением частоты изменения величины и направления тока описанная картина существенно изменяется. Рассмотренный выше процесс периодического перемещения энергии из источника в окружающее проводник поле и обратно происходит только в ограниченной области пространства, непосредственно примыкающей к проводнику. Часть же энергии излучается во все стороны от проводника в виде электромагнитных волн.

Важным параметром электромагнитной волны, распространяющейся со скоростью c, является *длина волны*. Если частота периодического изменения тока в проводнике f, то период этого изменения T = 1/f. Длина прямого пути, проходимого излученной проводником электромагнитной волной за время T, называется длиной волны и обозначается символом  $\lambda$ , т. е.

$$\lambda = c/f. \tag{I.1}$$

Например, в вакууме скорость распространения электромагнитной волны  $c_0 = 3 \cdot 10^8$  м/с; если частота тока в проводнике  $f = 3 \cdot 10^3$  Гц, то в соответствии с (I.1) длина излучаемой им волны  $\lambda = 10^5$  м.

При частоте «питающего» проводник тока  $f = 3 \cdot 10^9$  Гц = 3 ГГц будем иметь  $\lambda = 10$  см.

Если обозначить символом l геометрическую длину проводника, то значительная часть энергии источника тока будет излучаться в окружающее пространство только в том случае, если  $l/\lambda \approx 1$ . Поэтому при низких частотах для обеспечения эффективного излучения потребовались бы проводники огромной длины. Именно поэтому в радиотехнике в качестве переносчиков сообщений используют электромагнитные колебания с достаточно короткими длинами воли. Такие волны оказалось возможным эффективно излучать с помощью специальных систем проводников приемлемых размеров. Системы проводников, которые создаются специально для излучения электромагнитных волн, называются *передающими антеннами*.

Используемый в настоящее время в радиотехнике диапазон частот токов, питающих передающие антенны, простирается от  $10^4$  до  $10^{12}$  Гц; эти частоты называют *высокими* или *радиочастотами*; электромагнитные волны с такими частотами называются *радиоволнами*. Радиоволны с различными частотами по-разному распространяются в околоземном и космическом пространстве. Частота радиоволн, используемых в качестве переносчика сообщений, существенно влияет также и на принципы конструирования необходимых радиотехнических устройств. Поэтому с учетом особенностей распространения, генерации и излучения радиочастоты принято делить на диапазоны, наименования которых приведены в таблице. Деление радиоволн на диапазоны в радиосвязи установлено Международным регламентом радиосвязи (табл. 1.1).

#### Таблица 1.1

Д	Диапазон радиочастот Границы диапазон радиоволн		Границы диапазона		
1-й	(Крайне низкие КНЧ)	3–30 Гц	1-й	(Декамегаметровые)	100-10 Мм
2-й	(Сверхнизкие СНЧ)	30-300 Гц	2-й	(Мегаметровые)	10-1 Мм
3-й	(Инфранизкие ИНЧ)	0,3-3 кГц	3-й	(Гектокилометровые)	1000-100 км
4-й	(Очень низкие ОНЧ)	3–30 кГц	4-й	(Мириаметровые)	100-10 км
5-й	(Низкие частоты НЧ)	30-300 кГц	5-й	(Километровые)	10-1 км
6-й	(Средние частоты СЧ)	0,3-2 МГц	6-й	(Гектометровые)	1-0,1 км
7-й	(Высокие частоты ВЧ)	3–30 МГц	7-й	(Декаметровые)	100-10 м
8-й	(Очень высокие ОВЧ)	30-300 МГц	8-й	(Метровые)	10-1 м
9-й	(Ультравысокие УВЧ)	0,3–3 ГГц	9-й	(Дециметровые)	1-0,1 м
10-й	(Сверхвысокие СВЧ)	3-300 ГГц	10-й	(Сантиметровые)	10-1 см
11-й	(Крайне высокие КВЧ)	30-300 ГГц	11-й	(Миллиметровые)	10-1 мм
12-й	(Гипервысокие ГВЧ)	300-3000 ГГц	12-й	(Децимиллиметровые)	1-0,1 мм

Следует отметить, что для современной радиотехники характерна тенденция перехода на более короткие волны, т.е. на более высокие радиочастоты, что объясняется следующим: 1) с увеличением частоты уменьшаются геометрические размеры антенн, а также обеспечивается излучение радиоволн в нужном направлении, что имеет большое практическое значение (можно увеличить расстояние, на которое передается информация, при той же мощности источника колебаний); 2) оказывается меньшим уровень посторонних электромагнитных излучений, обусловленных грозовыми разрядами, разрядами в линиях электропередач, нарушением контактов в токосъемниках электропоездов и т.д.; такие сторонние излучения, называемые помехами, обусловливают появление искажений передаваемых сообщений; 3) если не принимать специальных мер, для реализации которых требуются дополнительные технические средства, то для одновременной передачи нескольких разных сообщений разным получателям нельзя использовать радиоволны с одной и той же частотой, так как сообщение, предназначенное для одного получателя, будет сторонним (помехой) для другого; поэтому каждой паре «источник сообщения — получатель» должна быть выделена своя рабочая частота, и с ростом таких пар растет число одновременно используемых рабочих частот; 4) некоторые сообщения можно передавать с хорошим качеством только при использовании достаточно высоких рабочих частот, в первую очередь, это относится, например, к телевизионным изображениям, для передачи которых в настоящее время используются диапазоны метровых и дециметровых радиоволн.

Отметим также, что более коротковолновые диапазоны занимают более широкий интервал частот. Так, ширина диапазона километровых волн  $3 \cdot 10^5 - 3 \cdot 10^4 = 27 \cdot 10^4$  Гц; а ширина диапазона более коротких сантиметровых волн  $3 \cdot 10^{10} - 3 \cdot 10^9 = 27 \cdot 10^9$  Гц.

#### Диапазоны радиочастот и радиоволн

#### 1.3. Система передачи информации

Итак, будем считать, что электромагнитная волна излучается в точке пространства, где находится источник сообщения. Если эта волна при распространении достигает точки, где расположен получатель сообщения, то ее можно использовать в качестве переносчика сообщений. Однако для этого необходимо обеспечить выполнение определенных условий. Охарактеризуем кратко каждое из них.

Генерирование высокочастотных колебаний. Электромагнитная волна формируется благодаря излучению антенны при питании ее током высокой частоты. Следовательно, первым условием, обеспечивающим возможность использования электромагнитных волн в качестве переносчиков сообщений, является необходимость генерировать (создавать) такие колебания электрического тока с помощью технических устройств; эти устройства называют генераторами высокочастотных колебаний. Как правило, используется гармоническое колебание, которое представляет собой следующую функцию времени:

$$i(t) = I_m \sin(2\pi f t + \psi), \qquad (I.2)$$

где  $I_m - амплитуда; f - частота; \psi - начальная фаза колебания, описывающего в данном случае изменение во времени значения электрического тока <math>i(t)$ .

В дальнейшем вместо f будем использовать также обозначение угловой частоты  $\omega = 2\pi f$ ;  $I_m$ , f и  $\psi$  — параметры гармонического колебания. Параметр T = 1/f называется *периодом*.

Гармоническое колебание, частота которого принадлежит какомулибо диапазону радиочастот (см. табл. 1.1), называется *радиочастотным колебанием*. Разработка устройств генерирования радиочастотных колебаний является важной для радиотехники задачей.

Модуляция высокочастотных колебаний. Второе условие, обеспечивающее возможность использования электромагнитной волны в качестве переносчика сообщения, состоит в следующем: необходимо в исходное высокочастотное колебание до его излучения ввести передаваемое сообщение. Этот процесс обычно называют *модуляцией* радиочастотного колебания; он также должен осуществляться с помощью устройства, называемого *модулятором*. Частота гармонического колебания, подвергаемого модуляции с целью передачи информации, называется *несущей частотой*.

Таким образом, модуляция — это изменение во времени значений каких-либо параметров несущего колебания — амплитуды, частоты или фазы.

Прием радиоволн. Третье условие, обеспечивающее возможность передачи информации с помощью электромагнитных волн, состоит в следующем: в точке пространства, где находится получатель информации, необходимо преобразовать распространяющуюся электромагнитную волну в колебания электрического тока или напряжения.

20

Это преобразование осуществляется обычно приемной антенной; можно сказать, что приемная антенна осуществляет обратное преобразование: распространяющаяся электромагнитная волна наводит в ней ЭДС, представляющую собой в идеальном случае колебание, форма которого точно совпадает с формой модулированного радиосигнала, подводимого к передающей антенне.

Детектирование. Для получения переданного сообщения из принятого модулированного радиосигнала необходимо сначала выделить модулирующий сигнал. Для этого принятый радиосигнал подвергается преобразованию, обратному по отношению к преобразованию несущего колебания при модуляции. Такое преобразование называется *детектированием* или *демодуляцией*, а осуществляющее его устройство — *детектором* или *демодулящией*, а осуществляющее его устройство — *детектором* или *демодулятором*. Выполнение этого преобразования является четвертым условием, обеспечивающим возможность передачи информации с помощью электромагнитных волн. В идеальном случае на выходе детектора можно получить модулирующий управляющий сигнал u(t), который может быть преобразован в принятое сообщение. Принятое сообщение предоставляется получателю.

Модуляция высокочастотного излучения и последующая демодуляция (детектирование) в приемнике информации (радиоприемнике) заранее оговорены, т. е. заранее известно, с помощью какого устройства внутри радиоприемника и каким образом происходит детектирование полезного сигнала и в какой форме выделенный сигнал проявляется. В приложении к биологическим структурам требовать введения модуляции *а priori* невозможно хотя бы потому, что не известна структура, которая будет играть роль демодулятора. Но в любом случае при облучении биологический объект будет нагреваться за счет поглощения энергии ЭМП СВЧ. Но ведь это тоже информация! Очевидно, что пока не будут выяснены все тонкости механизмов биологического действия ЭМП СВЧ с различными способами модуляции, не будут определены структуры биологического объекта, способные играть роль демодулятора (хотя бы и в формализованном виде), до той поры невозможно будет говорить об информационном воздействии ЭМП СВЧ на биологические структуры. Таким образом, сперва необходимо познакомиться с характеристиками самих сигналов, имеющих место при воздействии ЭМП СВЧ на биологические структуры, с их спектрами, энергетикой, а затем, уже исходя из сведений о характеристиках самих биологических объектов, о процессах, возникающих и протекающих в них при поглощении энергии ЭМП СВЧ, произвести «сшивку» всех необходимых параметров взаимодействия.

Совокупность радиотехнических устройств, осуществляющих эти процессы, т. е. передачу информации от источника информации к получателю, называется *системой передачи информации* (рис. 1.01). Здесь полезно подчеркнуть, что генератор несущего колебания, модулятор и передающая антенна являются основными элементами *передатчика*, а приемная антенна, усилитель и детектор — *приемника*. Линией



Рис. 1.01. Структурная схема системы передачи информации

*передачи* называется среда, в которой электромагнитные волны распространяются от передатчика к приемнику. Такая система может обеспечить передачу информации при значительных расстояниях между источником и получателем.

Сравнивая представленную систему передачи информации с традиционным методом облучения биологических объектов ЭМП СВЧ, можно убедиться в их полной аналогии. Однако встает вопрос — какая структура в биологическом объекте, как в приемнике информации, играет роль детектора. Ответ — такой структуры как таковой нет. В работе [3] было показано, что при облучении бимолекулярных фосфолипидных мембран с аламетицином СВЧ полем на частоте 0,9 ГГц наблюдается обратимое уменьшение проводимости (до одного порядка и более) мембран. Авторы отмечают тепловой характер эффекта, причем уменьшение проводимости системы эквивалентно нагреву каналов на 12 °С. Повышение температуры объекта при включении поля (или, что то же, при действии одиночных импульсов) и затем спад температуры при выключении формируют тепловой импульс. Сравнение во времени приводимого авторами графика изменения проводимости мембран с началом и окончанием генерации СВЧ колебаний, т.е. с формированием импульса СВЧ, показывает, что процесс формирования теплового импульса может рассматриваться как формализованная функция детектирования — кривая изменения проводимости мембран по сути является огибающей СВЧ импульса (рис. 1.02).



Рис. 1.02. Изменение проводимости фосфолипидных мембран, модифицированных аламетицином, при облучении импульсом ВЧ ЭМП мощностью 8 Вт в 1 М растворе КСІ. Стрелками указаны моменты включения (↓) и выключения (↑) поля Такой же эффект был получен при облучении образцов в полосковой линии в диапазоне частот несущей 0,2–0,82 ГГц с различными модификаторами [91].

#### 1.4. Сигналы и информация. Характеристики сигналов

**Основные определения.** Все сигналы, за исключением случайных, *регулярные*. Они выражаются определенной функцией времени. Изображение такой функции (временная диаграмма) дает наглядное представление о форме сигнала. Случайные (нерегулярные) сиг-

налы не могут быть представлены заранее заданной временной функцией, поскольку они беспорядочно изменяются во времени.

Регулярные сигналы разделяются на *периодические* и *непериодические*. Первые повторяются через равные промежутки времени, называемые периодом T, а если повторение прерывается в какую-то часть времени наблюдения, то сигнал относится к непериодическим. Характерно, что периодические колебания несут информацию только в одном периоде.

Анализ периодических сигналов и радиотехнических цепей производится не только временным способом, но и спектральным, который основан на разложении сигналов в тригонометрический ряд Фурье. Цель временно́го анализа — определить изменение формы сигнала по *отклику* (реакции) цепи на оказываемое на нее *воздействие*. Спектральный способ позволяет выявить изменения сигнала по преобразованию спектра данной цепью. Оба способа дают одинаковый результат, но временным пользоваться целесообразно при сложном спектре сигнала, а спектральным — при простом.

**Понятие о спектрах периодических сигналов.** Обратимся к напряжению периодического сигнала произвольной формы. Мгновенное значение его *u* равно сумме бесконечно большого числа гармонических составляющих:

постоянной составляющей U<sub>0</sub>, равной среднему значению сигнала за период;

мгновенного значения синусоидального напряжения первой гармоники  $u_1$ , у которого частота  $\omega_1$  равна частоте повторения сигнала  $\omega$ , амплитуда  $U_{1m}$  и начальная фаза  $\psi_1$ ;

мгновенного значения синусоидального напряжения  $u_2$  второй гармоники с частотой  $\omega_2 = 2\omega$ , амплитудой  $U_{2m}$  и начальной фазой  $\psi_2$ ; мгновенного значения синусоидального напряжения третьей гармоники  $u_3$  с частотой  $\omega_3 = 3\omega$ , амплитудой  $U_{3m}$  и начальной фазой  $\psi_3$ , ..., т. е.

$$u = U_0 + u_1 + u_2 + u_3 + \dots = U_0 + U_{1m} \sin(\omega_1 t + \psi_1) + U_{2m} \sin(\omega_2 t) + \psi_2) + U_{3m} \sin(\omega_3 t + \psi_3) + \dots$$

Пользуясь знаком суммы n слагаемых  $\sum_{n=1}^{\infty}$ , где n — любое целое число от 1 до  $\infty$ , получаем сокращенную запись ряда:

$$u = U_0 + \sum_{n=1}^{\infty} U_{nm} \sin(n\omega t + \psi_n).$$
(I.3)

Для иллюстрации этой зависимости на рис. 1.03, *а* показано, что если в любой момент времени *t* сложить три синусоидальных напряжения  $u_1$ ,  $u_2$ ,  $u_3$ , имеющих соответственно периоды  $T_1$ ,  $T_2 = T_1/2$ ,  $T_3 = T_1/3$ , амплитуды  $U_{1m}$ ,  $U_{2m}$ ,  $U_{3m}$  и начальные фазы  $\psi_n = \omega t_1$ ,  $2\omega t_2$ ,  $3\omega t_3$ , то получится несинусоидальное напряжение *u* с таким же периодом *T*, как и у первой гармоники ( $T = T_1$ ).



Рис. 1.03. Временные диаграммы (*a*), амплитудно-частотный спектр (*б*) и фазочастотный спектр (*в*) периодического несинусоидального сигнала

Все гармонические составляющие образуют в совокупности спектр сигнала, изображаемый двумя диаграммами, из которых одна на-

зывается амплитудно-частотным спектром, а другая — фазочастотным. На этих диаграммах ось абсцисс образует шкалу частот  $f = nf_1$ , а на оси ординат откладываются отрезки, длина которых пропорциональна амплитуде  $U_{nm}$  (для амплитудно-частотного спектра, рис. 1.03, б) или начальной фазе  $\psi_n$  (для фазочастотного спектра, рис. 1.03, в) соответствующей n-й гармоники.

Можно исключить начальные фазы гармоник из ряда Фурье, если использовать преобразование

$$U_{nm}\sin(n\omega t + \psi_n) = U_{nm}\sin n\omega t\cos\psi_n + U_{nm}\cos n\omega t\sin\psi_n = U'_{nm}\sin n\omega t + U''_{nm}\cos n\omega t,$$

где  $U'_{nm} = U_{nm} \cos \psi_n$  и  $U''_{nm} = U_{nm} \sin \psi_n$  — постоянные величины, выражающие соответственно амплитуды напряжения *n*-й гармоники для синусной и косинусной составляющих.

Теперь ряд Фурье (І.З) принимает вид

$$u = U_0 + \sum_{n=1}^{\infty} U'_{nm} \sin n\omega t + \sum_{n=1}^{\infty} U''_{nm} \cos n\omega t.$$
 (I.4)

Такая запись особенно удобна в случае сигнала с так называемой четной или нечетной временной функцией. Четной называется функция, которая имеет одинаковые значения f(t) для численно равных и обратных по знаку значений аргумента t, т.е. f(t) = f(-t). Этими свойствами обладают косинус ( $\cos \omega t$ ) и всякий сигнал u, симметричный относительно оси ординат 0u [см. рис. 1.04, a, где  $\cos \psi_1 = \cos(-\psi_1)$  и  $u(t_1) = u(-t_1)$ ]. Свойствами нечетной функции обладает синус ( $\sin \omega t$ ) и всякий сигнал u, симметричный относительно начала координат 0 (рис. 1.4,  $\delta$ ). Для нечетной функции характерно то, что она имеет численно равные и противоположные по знаку значения для численно равных и обратных по знаку аргументов [на рис. 1.04,  $\delta$  $\sin(\psi_2) = -\sin(-\psi_2)$  и  $u(t_2) = -u(-t_2)$ ].

Все это приводит к выводу, что спектральная функция «четного» сигнала содержит только постоянную и косинусные составляющие, а «нечетного» сигнала — только синусные составляющие; если же сигнал выражается произвольной функцией времени, то в нем имеются оба ряда составляющих: и синусный, и косинусный.

Характерно, что спектр периодических сигналов не сплошной, а линейчатый, т.е. между соседними линиями спектра имеются «просветы» шириной в частоту следования сигнала F = 1/T.

В исследованиях воздействия ЭМП СВЧ на биологические структуры наметились три основных режима облучения:

- 1) режим непрерывной генерации (НГ) СВЧ колебаний;
- 2) амплитудно-модулированное (АМ) ЭМП СВЧ;
- 3) импульсно-модулированное (ИМ) ЭМП СВЧ.



Рис. 1.04. Четные (а) и нечетные (б) функции

Энергетический режим НГ представлен одной спектральной составляющей (рис. 1.03, б), и ничего, кроме выделения тепла при поглощении энергии ЭМП СВЧ биообъектом, не имеет места.

## 1.5. Анализ амплитудно-модулированного (AM) сигнала

Допустим, что управляющий сигнал изменяется по гармоническому закону, а радиосигнал модулируется по амплитуде этим управляющим сигналом, т.е. приращение амплитуды радиосигнала происходит пропорционально приращению управляющего сигнала.

Рассмотрим временны́е (рис. 1.05, *a*) и спектральные (рис. 1.05, *б*) диаграммы напряжений управляющего сигнала  $u_y$  и радиосигнала u. До момента времени  $t = t_0$  управляющее напряжение остается постоянным ( $u_y = U_0$ ), поэтому напряжение радиосигнала и сохраняет синусоидальную форму при несущей частоте  $\omega_0 = 2\pi f_0$ , амплитуде  $U_{0m}$  и начальной фазе, которую принимаем равной нулю <sup>1</sup>):

$$u = U_{0m} \sin \omega_0 t.$$

Это соответствует на амплитудно-частотном спектре управляющего сигнала вертикальному отрезку  $U_0$ , расположенному против частоты  $\omega = 0$ , а на спектре радиосигнала — вертикальному отрезку  $U_{0m}$ , расположенному против точки шкалы частот  $\omega = \omega_0$ .

<sup>&</sup>lt;sup>1</sup>) В дальнейшем для упрощения записи начальные фазы исходных колебаний часто принимаются равными нулю.



Рис. 1.05. Временные (*a*) и спектральные (*б*) диаграммы управляющего и радиосигналов при AM синусоидальным напряжением

Управляющее напряжение, начиная с  $t = t_0$ , изменяется по синусоидальному закону. Чтобы выявить временные и спектральные функции сигналов при модуляции, перенесем начало отсчета времени в точку 0' (рис. 1.05, *a*), где управляющее напряжение  $u_y$  максимально  $(u_y = U_{y \text{ макс}})$ . Тогда напряжение  $u_y$  складывается из исходного  $U_0$  и косинусоидального  $u_{ym} \cos \Omega t$ , т. е. уравнением для мгновенного значения управляющего напряжения будет

$$u_{\rm v} = U_0 + U_{\rm vm} \cos \Omega t,$$

где  $U_{ym}$  — амплитуда изменения управляющего сигнала;  $\Omega = 2\pi F$  — частота управляющего сигнала.

В момент t = 0 получим  $\cos \Omega t = 1$  и  $u_y = U_0 + U_{ym} = u_{y \text{ макс}}$ .

Неискаженная амплитудная модуляция означает, что между амплитудой напряжения радиосигнала  $U_m$  и управляющим напряжением  $u_u$  соблюдается прямая пропорциональность. Поэтому

$$U_m = U_{0m} + \Delta U_m \cos \Omega t,$$

где  $\Delta U_m$  — максимальное приращение амплитуды радиосигнала относительно исходного значения  $U_{0m}$ .

Умножив  $U_m$  на  $\sin \omega_0 t$ , получим мгновенное значение напряжения радиосигнала:

$$u = U_m \sin \omega_0 t = (U_{0m} + \Delta U_m \cos \Omega t) \sin \omega_0 t. \tag{I.5}$$

На временны́х диаграммах (рис. 1.05, a) модуляция изображается так: начиная с момента 0', к постоянному напряжению  $U_0$  управляющего сигнала  $u_y$  прибавляется косинусоидальное напряжение с амплитудой  $U_{ym}$  и частотой  $\Omega$ , а в радиосигнале колебания несущей частоты  $\omega_0$  продолжаются по-прежнему, но амплитуда их изменяется относительно  $U_{0m}$  на величину  $\Delta U_m \cos \Omega t$ . Эти изменения амплитуды, соответствующие огибающей радиосигнала, изображены штрих-пунктирными линиями. Следует помнить, что огибающая радиосигнала — воображаемая кривая, которая очерчивает границы изменений амплитуды, а не сами колебания.

Имея в виду зависимость

$$\sin \omega_0 t \cos \Omega t = \frac{1}{2} \sin(\omega_0 + \Omega)t + \frac{1}{2} \sin(\omega_0 - \Omega)t,$$

уравнение (І.5) приводим к виду

$$u = U_{0m} \sin \omega_0 t + \Delta U_m \sin \omega_0 t \cos \Omega t = U_{0m} \sin \omega_0 t + \frac{\Delta U_m}{2} \sin(\omega_0 + \Omega)t + \frac{\Delta U_m}{2} \sin(\omega_0 - \Omega)t.$$
 (I.6)

О глубине амплитудной модуляции судят по коэффициенту модуляции

$$m = \frac{\Delta U_m}{U_{0m}}$$

который показывает, какую часть от амплитуды напряжения несущей частоты  $U_{0m}$  составляет приращение амплитуды модулированного напряжения  $\Delta U_m$ .

Когда нет модуляции, то  $\Delta U_m = 0$  и  $m = \frac{\Delta U_m}{U_{0m}} = 0$ . При равенстве  $\Delta U_m = U_{0m}$  коэффициент  $m = \frac{\Delta U_m}{U_{0m}} = 1$ , и амплитуда радиосигнала изменяется от минимальной  $U_{m \text{ мин}} = U_{0m} - \Delta U_m = 0$  до максимальной  $U_{m \text{ макс}} = U_{0m} + \Delta U_m = 2U_{0m}$ . Если же коэффициент модуляции m > 1, то  $\Delta U_m > U_{0m}$  и возникают искажения, называемые *перемодуляцией*.

Введя в выражение (I.6) величину  $\Delta U_m = m U_{0m}$ , получим

$$u = U_{0m} \sin \omega_0 t + \frac{mU_{0m}}{2} \sin(\omega_0 + \Omega)t + \frac{mU_{0m}}{2} \sin(\omega_0 - \Omega)t.$$
 (I.7)

Из уравнения (I.7) вытекает, что если синусоидальные колебания несущей частоты  $\omega_0$  промодулировать по амплитуде гармоническим управляющим сигналом с частотой  $\Omega$ , то в результате получаются несинусоидальные колебания, которые состоят из трех синусоидальных: колебаний несущей частоты  $\omega_0$  с амплитудой  $U_{0m}$ , колебаний верхней боковой частоты  $\omega_0 + \Omega$  с амплитудой  $\frac{mU_{0m}}{2}$  и колебаний нижней боковой частоты  $\omega_0 - \Omega$  с амплитудой  $\frac{mU_{0m}}{2}$ .

Как видим, нельзя сказать, что амплитудно-модулированные колебания получаются путем прибавления к колебаниям высокой (несущей) частоты  $\omega_0$  колебаний низкой частоты  $\Omega$ . В действительности в AM колебании нет составляющей низкой частоты, в нем все составляющие высокочастотные (в данном случае это частоты  $\omega_0$ ,  $\omega_0 + \Omega$ ,  $\omega_0 - \Omega$ ). Вместе с тем подтверждается, что периодический несинусоидальный 28

сигнал, каким является АМ радиосигнал, состоит из ряда синусоидальных колебаний.

В спектре управляющего сигнала модуляция выражена вертикальным отрезком высотой  $U_{ym}$  при частоте  $\Omega$ , а на спектральной диаграмме радиосигнала — двумя вертикальными отрезками высотой  $mU_{0m}/2$ каждый при частотах  $\omega_0 - \Omega$  и  $\omega_0 + \Omega$ . Название «боковые частоты» объясняется тем, что спектральные линии этих частот располагаются по обе стороны от несущей частоты.

На рис. 1.06 показаны временны́е и спектральные диаграммы напряжений несущей частоты  $u_{\rm H}$ , верхней боковой частоты  $u_{\rm B}$  б, нижней боковой частоты  $u_{\rm H}$  б и результирующего радиосигнала u, равного сумме мгновенных значений напряжений  $u_{\rm H}$ ,  $u_{\rm B}$  б и  $u_{\rm H}$  б.



Рис. 1.06. Временные и спектральные диаграммы напряжений несущей частоты (*a*), верхней (б) и нижней (*в*) боковых частот и результирующего радиосигнала (*г*)

До изменения управляющего сигнала ( $t < t_0$ ) коэффициент модуляции m и амплитуды боковых частот  $mU_{0m}/2$  равны нулю, т.е. нет колебаний боковых частот, и результирующее напряжение является чисто синусоидальным напряжением несущей частоты ( $u = u_{\rm H}$ ). При появлении модуляции (m > 0) возникают синусоидальные напряжения боковых частот с постоянными амплитудами  $mU_{0m}/2$ , но так как боковые частоты различны и не равны несущей, то сдвиг по фазе между составляющими напряжениями  $u_{\rm H}$ ,  $u_{\rm B6}$  и  $u_{\rm H6}$  непрерывно изменяется. Соответственно изменяется амплитуда результирующего радиосигнала.

Когда все три напряжения совпадают по фазе, они полностью складываются и амплитуда радиосигнала получается максимальной:

$$U_{0m} + \left(\frac{mU_{0m}}{2} + \frac{mU_{0m}}{2}\right) = U_{0m} + mU_{0m} = U_{0m} + \Delta U_m = U_m \text{ Make}.$$

Через половину периода модуляции оба напряжения боковых частот уже будут находиться в противофазе с напряжением несущей частоты, и поэтому амплитуда радиосигнала получится минимальной:

$$U_{0m} - \left(\frac{mU_{0m}}{2} + \frac{mU_{0m}}{2}\right) = U_{0m} - mU_{0m} = U_{0m} - \Delta U_m = U_m$$
 мин

Следовательно, изменение амплитуды радиосигнала происходит в результате того, что к синусоидальным колебаниям несущей частоты прибавляются синусоидальные колебания боковых частот.

Реальные управляющие сигналы  $u_v$  сложнее чисто гармонических: в их спектре имеются частоты от минимальной  $\Omega_{\text{мин}}$  до максимальной Ω<sub>макс</sub> (рис. 1.07, *a*). Если бы в этом спектре были только две частоты, скажем  $\Omega_1$  и  $\Omega_2$ , то за счет первой к колебаниям несущей частоты  $\omega_0$ прибавилась бы одна пара боковых частот  $\omega_0 + \Omega_1$  и  $\omega_0 - \Omega_1$ , а за счет второй — другая пара  $\omega_0 + \Omega_2$  и  $\omega_0 - \Omega_2$ . Аналогично, в общем случае (рис. 1.07, б) на каждую гармоническую составляющую управляющего сигнала приходится одна пара боковых частот в радиосигнале и потому спектр радиосигнала кроме несущей частоты  $\omega_0$  содержит полосу нижних боковых частот (от  $\omega_0 - \Omega_{\text{мин}}$  до  $\omega_0 - \Omega_{\text{макс}}$ ) и полосу верхних боковых частот (от  $\omega_0 + \Omega_{\text{мин}}$  до  $\omega_0 + \Omega_{\text{макс}}$ ). Коэффициент модуляции m для каждой пары боковых частот  $\omega_0 \pm \Omega$  прямо пропорционален амплитуде той составляющей спектра управляющего сигнала, которая соответствует данной частоте  $\Omega$ , причем так как  $m \leq 1$ , то высота спектральной линии любой боковой частоты радиосигнала  $mU_{0m}/2$  не может быть больше половины высоты спектральной линии несущей частоты  $U_{0m}$ .



Рис. 1.07. Спектральные диаграммы управляющего сигнала (*a*) и соответствующего АМ радиосигнала (б)

Большое практическое значение имеет ширина спектра радиосигнала  $\Delta \omega_{\rm cn}$ . Если вычтем из максимальной частоты этого спектра  $\omega_0 + \Omega_{\rm макс}$  его минимальную частоту  $\omega_0 - \Omega_{\rm макс}$ , то убедимся, что при амплитудной модуляции ширина спектра радиосигнала в два раза больше максимальной частоты спектра управляющего сигнала:

$$\Delta\omega_{\rm cn} = (\omega_0 + \Omega_{\rm makc}) - (\omega_0 - \Omega_{\rm makc}) = 2\Omega_{\rm makc}.$$
 (I.8)

#### 1.6. Импульсная модуляция (ИМ)

В передающих устройствах СВЧ широкое применение получила импульсная модуляция (ИМ), когда огибающая модулированного колебания имеет вид прямоугольных импульсов (рис. 1.08, *a*). Основными параметрами колебаний при ИМ являются амплитуда импульсов  $A_{\rm H}$ , их длительность  $\tau_{\rm H}$ , период повторения  $T_{\rm H}$  или частота следования  $F_{\rm H} = 1/T_{\rm H}$ . Прямоугольная форма модулирующих импульсов обеспечивает максимальную энергию ИМ-сигнала при заданной амплитуде, что очень важно, поскольку в реальных условиях амплитудные значения напряжения или тока ограничены электрической или тепловой прочностью приборов и свойствами их катодов.



Рис. 1.08. Импульсно-модулированный сигнал (а) и его спектр (б)

Спектр импульсно-модулированного колебания состоит из несущей и двух боковых полос:

$$a(t) = A_{\rm H} \left[ \frac{\tau_{\rm H}}{T_{\rm H}} \sin \omega_0 t + \frac{1}{\pi} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{\sin(n\Omega\tau_{\rm H}/2)}{n} \sin(\omega_0 + n\Omega)t + \frac{1}{\pi} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{\sin(n\Omega\tau_{\rm H}/2)}{n} \sin(\omega_0 - n\Omega)t \right], \quad (I.9)$$

где  $\Omega = 2\pi F_{\mathrm{H}}$ .

Ширина спектра радиосигнала, как и при любом виде AM, оказывается вдвое больше ширины спектра модулирующего сигнала. Обычно в отсутствие каких-либо специальных требований к сигналу считают, что полоса пропускания канала, необходимая для прохождения последовательности прямоугольных радиоимпульсов, может быть определена как

$$2\Delta f = 2/\tau_{\rm H},\tag{I.10}$$

т. е. пренебрегают в спектре всеми составляющими, имеющими порядок  $n > 2\pi/\tau_{\rm H}\Omega = S_{\rm H}$ , где  $S_{\rm H} = T_{\rm H}/\tau_{\rm H}$  — скважность.

Важными энергетическими характеристиками передатчика, работающего в импульсном режиме, являются импульсная, пиковая и средняя мощность.

Импульсная мощность передатчика — это мощность, развиваемая передатчиком во время импульса

$$P_{\mathrm{H}} = \frac{1}{\tau_{\mathrm{H}}} \int_{0}^{\tau_{\mathrm{H}}} p(t) \, dt,$$

где p(t) — мощность за одни период высокочастотных колебаний.

При прямоугольной форме импульсов p(t) за время импульса не меняется, и импульсная мощность совпадает с пиковой  $P_{\rm n}$ , т. е. с мощностью, развиваемой передатчиком в течение одного ВЧ-периода, соответствующего максимальной амплитуде модулирующей огибающей <sup>1</sup>). Так как непосредственно измерить как пиковую, так и импульсную мощность трудно, широкое распространение получило понятие средней мощности

$$P_{\rm cp} = P_{\rm H}/S_{\rm H}.\tag{I.11}$$

Средняя мощность передатчика, работающего в импульсном режиме, определяет тепловой режим как самого передатчика, так и отдельных его элементов.

Обычно ИМ осуществляют в одном или нескольких цепях питания генератора СВЧ с помощью специальных устройств импульсного питания — импульсных модуляторов.

Так как в любой схеме ИМ есть паразитные реактивности и в них неизбежно запасается энергия, обеспечить идеальную прямоугольную форму модулирующих импульсов напряжения невозможно. Реальные импульсы характеризуются конечными длительностями переднего фронта  $\tau_{\phi}$  и спада  $\tau_{c}$  импульса, а также определенной неравномерностью плоской вершины  $\Delta u$  (рис. 1.09). Обычно под длительностью переднего фронта модулирующего импульса  $\tau_{\phi}$  понимают время, за которое напряжение вырастает от 0,05 до 0,95  $U_{\rm H}$ , а за длительность  $\tau_{\rm c}$  — время, за которое напряжение вырастает до 0,05  $U_{\rm H}$ .

Требования к форме модулирующих импульсов зависят от типа применяемого генератора СВЧ, от продолжительности процессов уста-

<sup>&</sup>lt;sup>1</sup>) Ввиду неидеально прямоугольной формы реальных радиоимпульсов обычно  $P_{\rm H} < P_{\rm n}$ .



Рис. 1.09. Реальная форма модулирующего импульса

новления в нем высокочастотных колебаний и их срыва. Длительность переднего фронта  $\tau_{\phi}$  не должна быть меньше времени  $t_{\rm yct}$  установления СВЧ-колебаний. Эксперименты показывают, что

$$t_{\rm yct} \simeq (100 \div 150) T_{\rm B4}, \quad (I.12)$$

где  $T_{\rm BY} = 1/f; f$  — частота СВЧколебаний [78].

Параметры модулирующего импульса обычно определяются

соотношениями

$$\tau_{\phi} = (0, 1 \div 0, 2)\tau_{\mathrm{H}}, \quad \tau_{\mathrm{c}} = (0, 2 \div 0, 3)\tau_{\mathrm{H}}.$$
 (I.13)

Таким образом, с учетом  $t_{\rm ycr}$  реальная форма радиоимпульса СВЧ схематично будет иметь вид:



Рис. 1.10. Схематическое изображение реальной формы радиоимпульса СВЧ

#### Глава 2

#### ВОЗБУЖДЕННЫЕ МЕХАНИЧЕСКИЕ КОЛЕБАНИЯ В БИОЛОГИЧЕСКИХ СТРУКТУРАХ

#### Введение

В настоящее время большой интерес исследователей вызывают так называемые нетепловые эффекты электромагнитного поля (ЭМП) сверхвысокой частоты (СВЧ) [4–8], имеющие место при воздействии на биологические объекты малоэнергетических доз, недостаточных для сколько-нибудь значимого термического нагрева. Эти эффекты могут носить локальный и (или) кратковременный характер [8].

До сравнительно недавнего времени практически все работы в области исследования биологического действия ЭМП СВЧ проводились в режиме непрерывного облучения. Естественно, что в течение десятилетий сложилось вполне определенное отношение к данному физическому фактору как к продуценту тепла. Эффекты, вызываемые действием непрерывного СВЧ излучения, были определены как тепловые, или неспецифические, и в качестве первичного механизма было принято действие тепла, выделяющегося при поглощении падающей на объект СВЧ энергии. Под таким углом зрения в свое время были выработаны допустимые нормы облучения, введено понятие «тепловой» и «нетепловой» доз. Последующее бурное развитие электроники привело к появлению мощных импульсных приборов и систем СВЧ. При этом стали отмечаться эффекты, ранее при воздействии непрерывного излучения неизвестные, несмотря на существенно более низкий уровень среднего значения излучаемой мощности СВЧ. Эксплуатация этих установок поставила перед исследователями новые задачи по определению пороговых значений мощности, безопасных для человека.

К настоящему времени накопился обширный материал в области исследований биоэффектов импульсных ЭМП СВЧ. Уровни применяющихся удельных мощностей варьируют от  $10^{-6}$  до  $10^{6}$  Вт/см<sup>2</sup>, исследуются биологические объекты на всех уровнях организации. И тем не менее, несмотря на все увеличивающийся в этой области научных исследований поток информации, механизм биологического действия импульсных ЭМП СВЧ нуждается в уточнении. Более того, в силу разнообразия объектов и еще большего разнообразия условий облучения, наблюдаемые различными исследователями эффекты зачастую являются диаметрально противоположными, трудно воспроизводимыми.

2 Тигранян Р.Э. Вопросы электромагнитобиологии

Анализ литературных данных последних лет показывает, что к настоящему моменту наметилась тенденция отхода от старых представлений о природе наблюдаемых эффектов.

Высказываются предположения о существовании тонких механизмов преобразования поглощенной биологическим объектом энергии импульсного ЭМП СВЧ и наличии передаточной связи между внешним ЭМП и наблюдаемым эффектом. Причем речь идет не только о воздействии сильных импульсных ЭМП, но и весьма слабых, обеспечивающих внутреннее поле в объекте, лишь ненамного превышающее тепловые шумы [9].

Как правило, реализация эффектов, наблюдаемых при воздействии на биологический объект импульсным ЭМП СВЧ, с помощью непрерывного облучения с плотностью потока мощности (ППМ), равной среднему значению этого параметра при импульсном облучении, не удается. Во многих экспериментах наблюдаются частотная и пространственная зависимости эффектов [10, 11].

Одним из интересных эффектов импульсного ЭМП СВЧ является феномен радиозвука — восприятие человеком огибающей импульсномодулированного СВЧ поля. Лин [12] предложил термоэластическую теорию, объясняющую этот эффект. По Лину механические колебания головы человека, вызванные тепловым расширением за счет поглощенной импульсной мощности ЭМП СВЧ, в силу наличия костной проводимости в конечном итоге действуют на слуховой аппарат, вызывая ощущение звука. Рассчитав резонансную частоту и давление звуковых колебаний, Лин пришел к выводу, что величина этого давления достаточна для формирования слухового образа.

На то, что малый нагрев тканей (меньше 0,1°С) при действии слабых нетепловых доз ЭМП СВЧ способен порождать значительные физиологические изменения, которые невозможно объяснить повышением температуры, указывает также Эйди. В своей работе [13] Эйди выдвигает предположение о существовании усилительных механизмов, обеспечивающих передачу воздействия на живые клетки.

С точки зрения поиска механизмов биологического действия импульсных ЭМП СВЧ феномен радиозвука представляет собой большой интерес. Факт наличия нулевых биений между акустическим сигналом и гармониками частоты повторения импульсов ЭМП СВЧ [14, 15] также позволяет выдвинуть в качестве возможного механизма действия возбуждение в тканях черепа механических колебаний и рассматривать феномен радиозвука как частное проявление общего свойства, присущего всем биологическим объектам, и в свете этого предположения рассмотреть экспериментальные данные, которые не могут быть объяснены ни тепловой теорией, ни гипотезами, рассматриваемыми в литературе. Подобные проявления импульсного ЭМП СВЧ можно было бы назвать аномалиями, причем под термином «аномалия» будем понимать не только результат специфического импульсного действия ЭМП СВЧ. Если при этом мы не наблюдаем эффектов, трактуемых как тепловые, это еще не означает, что теплопродукция не имеет места. Вопрос в другом — какая часть поглощенной электромагнитной энергии и в какой трансформации приводит к возникновению эффектов, трактуемых как нетепловые? Приняв в качестве рабочей гипотезы возбуждение механических колебаний, естественно было обратиться к анализу работ, посвященных непосредственному воздействию ультразвука нетепловых доз на биологические объекты, и отбору результатов, полученных на однотипных объектах при действии ультразвуковых колебаний и при облучении импульсными ЭМП СВЧ. Таким образом, под термином «аномалия» будем понимать эффекты, имеющие аналог при действии на этот же объект ультразвуковых (звуковых) колебаний. Отметим, что такое определение является не совсем точным. Ниже будет показано, что при определенном соотношении между мощностью в импульсе ЭМП СВЧ и частотой следования импульсов проявление теплового эффекта может быть компенсировано предполагаемым действием механических колебаний.

Анализ литературных данных позволяет прийти к выводу о том, что наблюдаемые специфические эффекты имеют много общего с результатами работ по воздействию ультразвука на биологические объекты. И то, что с точки зрения тепловой теории является аномалией при воздействии на объект импульсным ЭМП СВЧ, при воздействии ультразвуком на такой же объект является закономерностью, по крайней мере для рассматриваемых в данной книге объектов. Таким образом, для дальнейшего рассмотрения вопроса необходимо принять, что часть электромагнитной энергии, поглощенной биологическим объектом и преобразованной в тепло, трансформируется в энергию механических колебаний. Примем также, что кривая изменения температуры объекта должна иметь резко нелинейный характер за время действия импульса ЭМП СВЧ, то есть в объекте должен формироваться тепловой импульс. Можно предположить, что это свойство должно быть общим для всех биологических объектов, способных в той или иной мере поглощать высокочастотную электромагнитную энергию. Интересно сопоставить выдвигаемую гипотезу с механизмом распространения теплового импульса в твердых телах, проявляющимся при наличии нагревателя или теплового преобразователя и теплового приемника. Одним из способов создания теплового импульса является использование мощности импульсного источника СВЧ путем поглощения ее в тонкой металлической пленке, напыленной на одну поверхность диэлектрического кристалла. При этом интегральный тепловой импульс, приходящий на приемник, соответствует входной мощности при малых размерах кристалла. Это указывает на то, что механизм переноса энергии действительно является тепловым [16]. На использование в качестве теплового источника импульсов СВЧ мощности указывается также в работе [17]. Здесь отмечается, что согласие для различных исследованных веществ между скоростями, соответствующими наблюдаемым временам прихода тепловых импульсов, и предсказанными

скоростями распространения энергии фононов четко показывает, что использование скорости распространения акустической энергии при описании нерассеянной тепловой энергии в диэлектрических кристаллах является вполне оправданным. Это утверждение играет большую роль в предполагаемом механизме, если учесть, что большое количество биологических объектов имеет упорядоченную структуру, то есть фронт теплового импульса в подобных объектах может быть ничтожно малым.

Возможность возбуждения механических колебаний в некоторых отдельных объектах показана в работах [18, 19, 20, 21]. Таким образом, мы видим наличие достаточно большого количества тезисов и положений, которые послужили отправными точками для формирования гипотезы о наличии интенсивных механических колебаний, возбуждаемых в органических и неорганических соединениях при действии импульсов ЭМП СВЧ.

Рассмотрение качественно адекватных наблюдаемых эффектов при действии на биологический объект импульсами ЭМП СВЧ и ультразвуком позволит выявить действующие на исследуемый объект физические величины, численные значения которых позволят перейти к оценке вклада механических колебаний, возбуждаемых импульсами ЭМП СВЧ, в формирование специфических эффектов. Таким образом, выдвигается гипотеза о механической природе специфического действия импульсных ЭМП СВЧ, при этом, однако, действие тепла как самостоятельного воздействующего фактора, вызывающего определенные сдвиги в функционировании объекта, не исключается. Предполагается лишь, что возбуждаемые в биологическом объекте механические колебания могут играть ведущую роль.

## 2.1. Примеры аномальных биологических эффектов импульсных ЭМП СВЧ

Используя литературные данные, покажем, что кинетика исследуемых параметров некоторых биологических объектов при термическом действии и при действии импульсами ЭМП СВЧ взаимно инверсна. При этом ограничимся рассмотрением действия импульсных ЭМП СВЧ, не вызывающих сколько-нибудь заметного тотального нагрева объекта, и попытаемся выявить в свете предложенной гипотезы механизм биологического действия этих полей. В работе [22] показано, что при облучении препарата большеберцового нерва лягушки импульсами ЭМП СВЧ синхронно с латентным периодом, уменьшаются скорость распространения волны возбуждения и амплитуда потенциала действия (ПД). При этом были получены результаты, противоречащие, с одной стороны, представлениям о величине поглощенной мощности, с другой, — данным о количественных и качественных изменениях,
наблюдаемых в подобном объекте при термическом воздействии [23] и воздействии непрерывным ЭМП СВЧ [24].

По данным [23] при нагреве препарата нерва лягушки от 0°С до +20°С скорость распространения волны возбуждения нарастает и зависимость этого параметра от температуры носит приблизительно линейный характер. Такая же картина имеет место для величины амплитуды ПД (рис. 2.01, 2.02). Здесь необходимо указать на имеющую место сезонную зависимость величин измеряемых параметров. В работе [24] показано влияние непрерывного излучения ЭМП СВЧ на скорость распространения волны возбуждения и амплитуду ПД препарата нерва лягушки. При средней плотности потока мощности (ППМ<sub>ср</sub>), равной 11 мВт/см<sup>2</sup>, прирост скорости распространения волны возбуждения составил +16% за 30 мин, нагрев препарата к 30-й минуте составил 2°С. По данным Б.Н. Вепринцева при нагреве таких препаратов на 2°С прирост скорости распространения волны возбуждения находится в пределах  $+6 \div 19\%$ . Сопоставление результатов в данном случае говорит о тепловом действии ЭМП СВЧ. В работе [22] при частоте следования импульсов поля, равной 20 Гц, и  $\Pi\Pi M_{cp} = 100 \text{ MBt/cm}^2$ в течение 60 мин нагрев нерва составил 1°С, скорость распространения волны возбуждения уменьшилась на 35 ÷ 46%, амплитуда ПД уменьшилась на 93 ÷ 95% (рис. 2.03, 2.04).

Необходимо отметить, что эти данные получены при облучении объекта во время латентного периода в течение всего времени облучения (фазированное воздействие, рис. 2.05, *a*).

При облучении препарата импульсами ЭМП СВЧ с прежними параметрами в постлатентный период (рис. 2.05, б) наблюдаемые эффекты пропадают. Этот результат никак не может быть объяснен с позиции тепловой теории, так как в обоих случаях количество поглощенной объектом энергии было одним и тем же. На незначительный нагрев препарата нерва лягушки при близких к описанным условиях эксперимента указывается также в работе [25]. Отсюда можно предположить, что часть поглощенной энергии импульсов ЭМП СВЧ запускает неизвестный механизм торможения распространения волны возбуждения, приводящий к аномальному эффекту. Обращает на себя внимание тот факт, что развитию регистрируемых изменений наблюдаемых параметров предшествует некий отрезок времени, в течение которого значения этих параметров близки к норме. Это означает, что подобный механизм действия импульсов ЭМП СВЧ должен вызывать локальные нарушения или повреждения (микроповреждения), которые, накапливаясь, приводят в результате к эффектам, противоположным при термическом воздействии. Очевидно, что при определенном значении ППМ<sub>ср</sub> можно компенсировать рост скорости распространения волны возбуждения накоплением микроповреждений. Если при этом выделяющееся тепло не нарушает нормального функционирования объекта, то такое состояние объекта можно было бы считать граничным для разделения наблюда-



Рис. 2.01. Зависимость скорости распространения волны возбуждения от температуры



Рис. 2.03. Изменение скорости рас- Рис. 2.04. Изменение амплитуды попространения волны возбуждения при тенциала действия при импульсном импульсном облучении СВЧ



Рис. 2.05. Фазированное облучение препарата нерва импульсами СВЧ: а) облучение в латентный период; б) облучение в постлатентный период



Рис. 2.02. Зависимость амплитуды потенциала действия от температуры



облучении СВЧ

емых эффектов на нетепловые (аномальные) и комбинированные, или сочетанные, в отличие от чисто тепловых.

Динамика фаз относительной и абсолютной рефрактерности изучалась методом парного раздражения [26].

Облучение проводилось также на частоте следования импульсов 20 Гц. Стимуляция осуществлялась синхронно в режиме периодических серий двумя импульсами в серии, интервал между которыми регулировался. В течение 30 мин облучения время абсолютной рефрактерности увеличилось на 95%, продолжительность фазы относительной рефрактерности — на 210%. При несинхронном облучении частота следования импульсов равнялась 17 Гц. Время абсолютной рефрактерности увеличилось также на 95%, продолжительность фазы относительной рефрактерности возросла на 125% (рис. 2.06).

Облучение препарата изолированного сердца лягушки. При синхронном облучении воздействию ЭМП подвергалась фаза развития QRS-комплекса, при несинхронном — препараты облучались с частотой следования импульсов СВЧ, близкой к частоте сокращений.

Известно, что с ростом температуры растет скорость распространения волны возбуждения в сердечной мышце [27, 28]. В работе [29] показано, что при облучении препарата целостной лягушки импульсами ЭМП СВЧ с ППМ<sub>ср</sub> = 10 мВт/см<sup>2</sup> наблюдается урежение ритма сокращений сердца и рост интервала P-Q при облучении в фазу развития Q-зубца. При прежних параметрах импульсов ЭМП СВЧ



39

Рис. 2.06. Изменение фаз рефрактерности препарата нерва лягушки при импульсном СВЧ облучении. 1 — изменения фаз абсолютной и относительной рефрактерности препарата нерва лягушки при синхронном облучении в латентный период (частота следования импульсов СВЧ и стимула — 20 Гц); 2 то же при несинхронном облучении импульсами СВЧ (частота следования стимулов — 20 Гц, частота следования импульсов СВЧ — 17 Гц); 3 — контроль

смещение во времени этих импульсов в фазы кардиоцикла, характеризующиеся изолинией, не приводило к видимым изменениям. Если облучение велось без синхронизации с кардиоциклом, то попадание импульса ЭМП СВЧ в фазы развития Р-, R- и Т-зубцов вызывало мгновенное кратковременное скачкообразное увеличение кардиоцикла. И, наконец, облучение непрерывным ЭМП СВЧ с таким же значением ППМ<sub>ср</sub> не приводило к сколько-нибудь заметным сдвигам в сердечной деятельности. По данным Б. Н. Вепринцева, при увеличении температуры на 10°С скорость распространения волны возбуждения в сердечной мышце увеличивается в 1,8 ÷ 1,9 раза, близкие значения приводят и другие авторы.

На контроле к концу 30-й минуты величина кардиоцикла увеличилась в среднем на 6%, интервал P-Q оставался стабильным. При синхронизации импульса СВЧ излучения с фазой развития QRS-комплекса спустя 10-15 мин после начала облучения наблюдаются сдвиги в обоих параметрах. К концу 30-й минуты величина кардиоцикла

увеличивается в среднем на 30%, интервал P-Q — в среднем на 130%. При этом наблюдается трансформация ритма. Переживание препарата заканчивается блокадой синусного узла либо блокадой проводящих путей. Время переживания объектов можно уменьшить в среднем до 17 мин, если препарат в направлении «синусный узел — желудочек» расположить параллельно электрическому вектору ЭМП СВЧ.

При несинхронном облучении импульсами длительностью 30 мс и пиковой мощностью 220 Вт (ПП $M_u = 1$  Вт/см<sup>2</sup>) изменения величины кардиоцикла и интервала P-Q оставались в пределах контроля [29].

Облучение препарата обездвиженной лягушки. В течение первых 30 мин в контроле наблюдается монотонное увеличение периода сердечных сокращений на 8-9% при одновременном увеличении интервала P-Q на 3-4%.

В условиях несинхронного облучения при длительности импульса СВЧ 30 мс (облучение фаз кардиоцикла случайное) и ПП $M_{cp} = 10 \text{ мВт/см}^2$  отмечено стабилизирующее действие облучения на величину кардиоцикла при облучении с меньшей плотностью энергии. Облучение с ПП $M_{cp} = 10 \text{ мВт/см}^2$  приводит к уменьшению величины кардиоцикла. Одновременно наблюдается большее уменьшение интервала P-Q при облучении объектов с большей плотностью энергии.

На фоне постепенного уменьшения как величины кардиоцикла, так и интервала P-Q отмечается резкое (скачкообразное) увеличение обеих величин при случайном попадании импульса СВЧ излучения в фазы активного состояния препарата — в зону «уязвимости» перед QRSкомплексом, в фазу систолы предсердия (зубец P) и в фазу последней части систолы желудочков (зубец T). В среднем амплитуда таких «скачков» составила +8%.

В режиме синхронного воздействия (облучение велось в зону «уязвимости» *QRS*-комплекса) импульс СВЧ излучения запускался командным импульсом, формируемым фазовым биосинхронизатором из *R*-зубца ЭКГ объекта [30]. Среднее значение плотности энергии 10 мВт/см<sup>2</sup>. На рис. 2.07 показан график относительных изменений величины кардиоцикла для одного из препаратов.

Первое глубокое нарушение в сердечной деятельности зарегистрировано на 31-й минуте облучения в виде синоатриальной блокады, которая на электрограмме выражалась полным «провалом» одного сердечного комплекса как предсердной, так и желудочковой части. К этому времени в результате замедления синоатриального проведения период сердечных сокращений увеличился на 45%.

Следующая блокада наблюдалась на 32-й минуте. Отсутствие активности продолжалось дольше, чем после первой блокады. Третья блокада отмечена на 35-й минуте, отсутствие активности препарата продолжалось дольше, чем после второй блокады.

Последующая блокада имела место на 37-й минуте, отсутствие активности длилось 20 мин, после чего на 57-й минуте наблюдалась последняя активация препарата, а затем через 30 с — остановка. В те-



Рис. 2.07. Относительное изменение величины кардиоцикла целостной лягушки. 1 — контроль; 2 — синхронное облучение импульсами СВЧ в зону «уязвимости» QRS-комплекса

чение последующих 35 мин не наблюдалось восстановления сердечной деятельности.

Разброс начала наступления первой блокады во времени для различных объектов наблюдался в пределах 26–41 мин. Описанные фазы наблюдаемых нарушений для различных объектов варьировали во времени в пределах 3–7 мин [29].

Облучение препарата иннервированной портняжной мышцы лягушки. Облучение препаратов проводилось с  $\Pi\Pi M_{cp} = 12 \text{ мBt/cm}^2$ при частоте следования импульсов СВЧ 1 Гц с длительностью 8 мс. При стимуляции контрольных препаратов с частотой 1 Гц при температуре раствора Рингера 15–17°С, рН 7,5–7,7 на 6–8-й минуте мышца практически перестает сокращаться, а на 8–9-й минуте — полностью исчезают мышечные спайки на экране осциллографа.

Облучение препарата импульсами СВЧ синхронно со стимуляцией снимает блок мионевральной передачи вплоть до экспозиций, равных 40 мин. После прекращения облучения спад мышечной активности наступает через 1–2 мин.

Выбранная длительность импульса СВЧ (8 мс) соответствует суммарному времени проведения возбуждения по нерву, через синаптическое образование и частичное распространение волны возбуждения по мышечным волокнам. Таким образом, импульс СВЧ «захватывает» активное состояние препарата на всех уровнях. Фазовый сдвиг импульса СВЧ на 50% относительно стимула приводит к блокированию мионевральной передачи на 20-й минуте [11].

Таким образом, противоречия, о которых говорилось выше, можно сформулировать следующим образом:

— регистрируемый нагрев объекта при облучении импульсами ЭМП СВЧ не соответствует функциональному состоянию, определяемому количеством поглощенной и перешедшей в тепло энергии.

— поглощаемая объектом энергия импульсов ЭМП СВЧ приводит к изменениям регистрируемых параметров, противоположным таковым при термическом воздействии.

Сформулированные таким образом выявленные противоречия между величиной поглощенной энергии импульсов ЭМП СВЧ и наблюдаемыми сдвигами в функционировании объекта позволяют выдвинуть основные тезисы для поиска доказательства предлагаемой гипотезы механизма действия импульсных ЭМП СВЧ:

1) Поглощаемая объектом энергия импульсов ЭМП СВЧ частично преобразуется в тепло, частично трансформируется в другой, не выявленный пока вид энергии.

2) Этот вид энергии приводит к такому нарушению функционирования объекта, что ход температурных зависимостей основных параметров, отражающих функциональное состояние объекта, не совпадает с таковыми при термическом действии.

3) Начиная с некоторого значения поглощенной объектом энергии импульсов ЭМП СВЧ, ход температурных зависимостей основных параметров объекта может сменить знак. Угол наклона этих зависимостей к оси абсцисс отражает долю вклада в наблюдаемый эффект каждого из видов энергии — тепла и неизвестного.

4) Развитию эффекта предшествует некоторый отрезок времени, предположительно необходимый для накопления локальных изменений (возможно, нарушений), обусловленных наличием действия в объекте неизвестного пока вида энергии, представляющего часть трансформированной энергии импульсов ЭМП СВЧ (предположительно — это механические колебания).

Перечисленные пункты, естественно, не могут полностью охарактеризовать реально существующий механизм специфического импульсного воздействия ЭМП СВЧ, тонкостей действия этого механизма при облучении биологических объектов различной организации. Но даже в таком виде эти пункты помогают определить основные пути поиска этого механизма, направление в постановке экспериментов по его выявлению.

Вероятно, закономерным будет выдвижение требования, чтобы наблюдаемые эффекты имели место при сравнимых величинах ППМ<sub>ср</sub>. Сравнивая результаты, полученные в экспериментах с перечисленными объектами, можно утверждать, что налицо выполнение выдвинутых условий и что предложенные выше тезисы обладают универсальностью, по крайней мере для объектов, представляющих собой клеточные и тканевые структуры. На возможность существования нетеплового действия импульсных ЭМП СВЧ указывали многие авторы. Предположив, что при действии на биообъект импульсов ЭМП СВЧ происходит суммация локальных изменений, причем более выраженная при высокой частоте следования импульсов, Каменский [24] пришел к выводу, что это объясняется малым межимпульсным интервалом. При более низких частотах следования импульсов межимпульсный интервал увеличивается, что, по мнению Каменского, снижает уровень суммации локальных изменений в объекте. Все перечисленные здесь эксперименты действительно требуют некоторого отрезка времени для начала развития видимых изменений, причем было бы правильнее назвать этот отрезок времени не временем суммации локальных изменений, а временем накопления микроповреждений (микронарушений). Термин «микроповреждение» более полно позволяет охарактеризовать состояние объекта, так как регистрируемые затем эффекты фактически являются аномалиями. На возможность суммации некоторых локальных нарушений указывается также в [12]. Приводимое в [25] время, необходимое для начала развития видимых изменений функционирования объекта, с точностью до минут совпадает с таковым в [22].

### 2.2. Ультразвуковые аналоги аномальных биоэффектов импульсных ЭМП СВЧ

В свете предлагаемой гипотезы механизма специфического действия импульсных ЭМП СВЧ было бы целесообразным сравнить результаты действия этого фактора и ультразвуковых колебаний на одни и те же биологические объекты. Представляется также необходимым сравнение и количественная оценка соответствующих величин, характеризующих механические колебания в среде и ответственных за возникновение наблюдаемых эффектов. Сравнение результатов экспериментов по воздействию ЭМП СВЧ и ультразвуковых (УЗ) колебаний на препарат нерва приводит к мысли о возможности сопоставления этих результатов и, следовательно, до известной степени адекватности механизмов биологического действия. Так, Фрей с сотр. [31–35] обнаружили, что воздействие ряда очень слабых доз УЗ-колебаний, следующих с интервалами в несколько минут, приводит к параличу конечностей лягушки (цитируется из [34]). Это значит, что аккумуляция нарушений при воздействии УЗ-колебаний, вызывающих в отдельности обратимый биологический эффект, приводит к необратимым повреждениям. По данным Коронини и Лассмана [36, 37], облучение с помощью УЗколебаний разрыхляет нервную ткань. По данным [22], в течение первых 20-30 мин облучения импульсами ЭМП СВЧ видимых изменений нет. В последующие 20 ÷ 30 мин величины наблюдаемых параметров распространения возбуждения резко менялись, что приводило в итоге к блокированию распространения возбуждения.

Очень схожая картина имеет место при облучении обездвиженной лягушки импульсами ЭМП СВЧ [11]. При попадании импульса в один из зубцов ЭКГ наблюдается скачкообразное изменение величины последующего кардиоцикла. Если повторного попадания импульса в одну из активных фаз кардиоцикла не происходит, то ЭКГ восстанавливается. Если же попадание имеет место в течение нескольких кардиоциклов, то величина кардиоцикла после скачкообразного увеличения остается на новом уровне. При повторной серии попаданий величина кардиоцикла растет. Картина развивается до наступления блока проводящих путей либо до наступления блокады синусного узла.

Здесь интересно следующее сопоставление. Как в экспериментах на препарате нерва, так и на препарате сердца лягушки видимые нарушения имеют место лишь при облучении препаратов в моменты активного их состояния (латентный период для препарата нерва и зубцы P, Q, T — для препарата сердца), то есть в моменты, характеризующиеся перераспределением ионных токов через мембраны.

Можно предположить, что основные нарушения функционального состояния объектов происходят в результате воздействия возбуждаемых механических колебаний на каналы во время их активного состояния, что приводит к изменению условий проведения ими ионов. Аналоги этого явления имеют место во многих областях исследований и практики — это так называемый капиллярный эффект УЗ. Леман, Беккер и Енике [38] установили экспериментально прохождение ионов хлора через кожу лягушки при облучении ее УЗ-колебаниями. На изменение активного транспорта ионов через кожу лягушки под воздействием УЗ указывали также Сарвазян и Пашовкин [39]. Предположить, что в случае облучения объекта импульсами ЭМП СВЧ с ионами взаимодействует само поле, вряд ли можно, так как при частотах несущей порядка 10<sup>9</sup> Гц масса иона слишком велика, чтобы он мог успевать следовать за периодами поля, то есть мог совершать колебания в такт изменениям поля. На это указывается в [40]. Качественно схожую картину можно получить, сравнивая результаты воздействия импульсных ЭМП СВЧ и УЗ-колебаний на бактериальные и животные клетки. Юнг [41] показал, что при гемолизе оболочка разрушенных УЗ-колебаниями эритроцитов имеет многочисленные отверстия. По данным Барта, Эрлхофа и Штрейбла [42], гемолиз эритроцитов является следствием кавитационного воздействия импульсных УЗколебаний. С этими данными можно сравнить результаты облучения суспензий *E. coli* с бактериофагом Т-5, приводимые Фрезером (США). При облучении суспензии он наблюдал лизис и инфицирование клеток бактериофагом. Режим облучения — импульсный, интенсивность — 240 мВт/г. Интересно, что просмотренный обширный материал по воздействию ЭМП СВЧ на эритроциты содержит лишь сведения о результатах воздействия непрерывного излучения ЭМП СВЧ. При этом нигде не упоминается о гемолизе эритроцитов. Сведений по воздействию импульсных ЭМП СВЧ на эритроциты не обнаружено. Не удалось также обнаружить данных по импульсному воздействию ЭМП СВЧ на микроорганизмы. По данным Тейсмана и Валлхойзера [43], Хаусмана, Келера и Коха [44, 45], действие ультразвуковых колебаний на бактерии является главным образом механическим, нагревание имеет второстепенное значение. Исключительно интересным является сравнение результатов воздействия на ткани мозга УЗ-колебаний и ЭМП СВЧ. В работах [46, 47] показано разрушение ткани мозга одиночными импульсами мощного УЗ. Начиная с некоторого момента времени (меньше 1 с) в наблюдаемый эффект воздействия УЗ-колебаний на ткань начинает привноситься кавитационное действие УЗ-колебаний, то есть механическое повреждение.

Так, при длительности импульса УЗ-колебаний, равной 10-3 с, необходимая для разрушения тканей мозга интенсивность составляет величину порядка  $10^4$  Вт/см<sup>2</sup>. По данным Фрезера, для инактивации мозга мелких животных им применялось облучение ЭМП с интенсивностью в импульсе 1 МВт/кг, что приводило к росту температуры порядка 100°C/с. На изменение функционирования нервно-мышечного препарата указывают Казаринов, Шаров, Путвинский [48]. При действии импульсов ЭМП СВЧ мощностью 1 МВт длительностью 10 нс в миллиметровом диапазоне ими было показано возбуждение нервномышечного препарата без заметного нагрева. В то же время Шмитц и Гофман [49] указывают, что возбуждение нервов лягушки звуком или теплом невозможно без повреждений тканей. В работе [48] показано также значительное ускорение транспорта ионов натрия через кожу лягушки в аппарате Усинга. Необходимо отметить также интересные результаты реакции биологических объектов на включение и выключение ЭМП СВЧ [50].

Анализируя приводимые здесь данные, можно прийти к следующим выводам:

1. Эффекты, наблюдаемые при облучении биологических объектов различного уровня организации импульсами ЭМП СВЧ, не могут быть объяснены оценкой тотального нагрева объекта в рамках понятия специфического действия электромагнитного поля.

2. Динамика развития наблюдаемых эффектов при действии на объект импульсов ЭМП СВЧ и кавитационных УЗ-колебаний имеет схожий характер.

3. Можно ставить вопрос о роли акустического фактора в формировании биологических эффектов импульсных ЭМП СВЧ.

#### 2.3. Гипотетическая картина звукового поля

В соответствии с выдвигаемой здесь гипотезой процесс преобразования поглощенной объектом мощности импульса ЭМП СВЧ в мощность механических колебаний и тепло можно представить в виде следующей схемы:



где:  $P_n$  — мощность падающего на объект импульса ЭМП СВЧ;  $k_1P_n$  — мощность ЭМП СВЧ, поглощенная объектом;  $k_2P_n$  — мощность теплового импульса;  $k_3Q_1$  — мощность, расходуемая на нагрев объекта;

 $k_4Q_2$  — мощность, расходуемая на возбуждение механических колебаний.

Величина  $k_1 P_n$  определяется многими параметрами — геометрией и размерами объекта, электропроводностью и диэлектрическими свойствами, ориентацией объекта в поле СВЧ и т. д. Биологический объект при нахождении его в зоне действия ЭМП СВЧ отличается неоднородностью структурной организации и физико-химических свойств, и задача определения внутреннего поля в общем случае неразрешима. Поэтому эту величину необходимо определять в каждом конкретном случае отдельно, и, как правило, точные решения этой задачи удается получить только для тел простейшей конфигурации [51]. Здесь можно отметить лишь, что величина коэффициента может варьировать от 1 до величин порядка 10<sup>-3</sup>. В общем случае диапазон значений коэффициента  $k_1$  может быть значительно шире, однако в рассматриваемых здесь экспериментах указанные рамки можно считать соответствующими реальным условиям. Коэффициент  $k_2$  есть показатель преобразования поглощенной энергии ЭМП СВЧ в тепловую и по своему значению может быть близок к 1. Диапазон частот механических колебаний будет определяться спектром колебаний, начиная с частоты следования тепловых импульсов и кончая частотами, определяемыми субъединицами, размер которых можно найти из соотношения [52-54]

$$f_{\text{pas}} = rac{0,66}{2r}$$
 [кГц],

где *r* — радиус частиц сферической формы в см (соотношение справедливо для газовых пузырьков).

В зависимости от геометрии объекта, его физических и химических свойств на возбуждение механических колебаний будет затрачена определенная часть энергии теплового импульса. Остальная энергия теплового импульса выделится в виде тепла. Согласно [55], существует газовая кавитация, представляющая собой колебания малых пузырьков газа в виде стабильных полостей. В данном случае пузырьки могут колебаться лишь при наличии в объекте неоднородностей с резонансными частотами, равными резонансным частотам пузырьков. Однако не только наличие пузырьков растворенного газа в биологическом объекте может послужить возникновению высокочастотных механических колебаний. Сами клетки, субклеточные единицы и даже отдельные молекулы могут быть рассмотрены как источники механических колебаний. Таким образом, коэффициент  $k_4$  связан с геометрией и размерами объекта, его структурной организацией и физико-химическими свойствами.

Рассмотрим возможный характер возбужденных в объектах механических колебаний. Как известно, в чистых жидкостях могут существовать только продольные колебания. Реальные биологические объекты при облучении импульсами ЭМП СВЧ должны характеризоваться наличием не только продольных механических колебаний, но и поперечных, или сдвиговых, в силу своей гетерогенности. Поскольку коэффициент поглощения сдвиговых волн очень высок,  $\alpha_t = 10^5 \alpha_e$ , где  $\alpha_t$  — коэффициент поглощения сдвиговой волны,  $\alpha_e$  — коэффициент поглощения продольной волны [56], можно ожидать, что наибольшей интенсивностью обладают именно эти волны. На то, что сдвиговые волны являются определяющими при разрушении живых клеток и макромолекул при их облучении звуковыми полями, указывают Хьюз и Найборг [57]. Они пришли к выводу, что главной причиной разрушения клеток и больших молекул при амплитудах колебаний, лежащих ниже порога кавитации, являются пульсирующие пузырьки. Механизм происходящих разрушений они связали с большими сдвиговыми напряжениями, возникающими вблизи таких пузырьков [55].

Рассмотренные типы возможных механических колебаний в сложной гетерогенной среде дают лишь общее представление о характере преобразования падающей электромагнитной энергии. С момента возбуждения в такой системе механических колебаний ее можно рассматривать как некий ограниченный объем, в котором распространяются упругие колебания различных мод. Следовательно, к такой системе можно применить все методы и приемы исследования ее характеристик, применяющиеся в практике УЗ-исследований. Поскольку биологические объекты являются гетерогенными системами, необходимо учитывать возможную локализацию энергии ЭМП СВЧ на границе раздела двух сред. Так, например, мембраны клеточных структур характеризуются низкой электропроводностью и низким значением диэлектрической проницаемости. Поскольку величина электрического вектора поля в мембране превышает таковую в растворе в  $\frac{\varepsilon_9}{2} = 30$  раз [58], где  $\varepsilon_9 = -30$ диэлектрическая проницаемость электролита<sup>Ел</sup>,  $\varepsilon_{\rm л}$  — диэлектрическая проницаемость липидов, то в данном случае локализация энергии поля в мембране может в 10<sup>3</sup> раз превышать таковую в однородной среде.

#### 2.4. Генерация упругих волн при быстром нагреве

До некоторого времени задача о генерации акустических возмущений в веществе в результате быстрого нагрева его поверхности или выделенного локального объема представляла самостоятельный интерес и рассматривалась без конкретизации источника тепла и соответственно с произвольными допущениями относительно характера распределения теплового поля. В случае же возбуждения упругих волн, вызванного поглощением импульсной энергии электромагнитного поля, необходимо учитывать особенности взаимодействия последнего с веществом и свойства самого вещества. Очевидно, что решение задачи в общем виде из-за многофакторности входящих параметров чрезвычайно сложно, и поэтому целесообразно ограничиться достаточно простым рассмотрением этой проблемы, приводимым в работе [59]. Более глубокое рассмотрение заинтересованный читатель сможет найти в литературе [60–63].

Однако в цитируемых работах рассматривается задача возникновения акустических возмущений за все время действия нагревающего импульса  $\tau_{\mu}$ . И естественно, в выражении для коэффициента преобразования падающей (или поглощенной) энергии, в данном случае электромагнитной, в акустическую присутствует именно длительность всего нагревающего импульса. Во-вторых, в упоминаемых работах рассматривается нагрев поверхности, в то время как при облучении объекта импульсами СВЧ происходит мгновенный нагрев всего объема при условии, что глубина проникновения СВЧ энергии равна или больше максимального размера объекта. Как правило, это условие всегда выполнимо в эксперименте, если только речь не идет об облучении крупных лабораторных животных. И наконец, акустическое возмущение возникает сразу при включении СВЧ поля, т.е. в момент нарастания поглощенной электромагнитной энергии, что соответствует фронту СВЧ импульса  $\tau_{\rm d}$ . Такое же смещение, но в противофазе, возникает при выключении СВЧ поля. Таким образом, в объекте формируется тепловой импульс с длительностью, равной длительности СВЧ импульса, и фронтами, близкими к фронту и спаду СВЧ импульса (см. рис. 1.02). При облучении биологических объектов импульсами СВЧ в поглощающем объеме скачок давления, при наличии гетерогенности среды, приводит к образованию телесной антенны — ограниченного объема, играющего роль резонатора с добротностью, определяемой вязко-упругими свойствами поглощающей среды.

Поскольку вещество обладает конечной скоростью распространения взаимодействия (скорость звука C) и некоторой плотностью  $\rho$ , то при достаточно быстром нагреве, когда длительность фронта нарастания импульса СВЧ мала, т.е. скорость «накачки» электромагнитной энергии велика по сравнению с диссипацией тепла, сдвиговые напряжения будут приводить к генерации механических колебаний с частотой, определяемой линейными размерами телесной антенны. По окончании облучающего импульса механические колебания возбуждаются задним фронтом (спадом) импульса —  $\tau_c$  в противофазе с колебаниями, возбуждаемыми передним фронтом (нарастанием) импульса  $\tau_{\rm th}$ . Поэтому при изменении длительности импульса должно иметь место как подавление возбужденных колебаний, так и их усиление за счет интерференции. Тот же эффект будет иметь место при возбуждении механических колебаний периодическими короткими импульсами. Для замкнутых объемов дальнейшее исследование картины звукового поля в каждом конкретном случае должно вестись в соответствии с обычными акустическими законами. Существенно важно, что все замкнутые объемы являются резонаторами и, следовательно, при определенном режиме модуляции ЭМП амплитуда механических колебаний в них может на порядки, в соответствии с добротностью того или иного резонатора, превышать амплитуду от одиночного импульса произвольной длительности.

#### 2.5. Эксперимент

С целью подтверждения основных тезисов предложенной здесь гипотезы была поставлена серия экспериментов по воздействию импульсных ЭМП СВЧ на различные объекты. Облучение велось в прямоугольном волноводе сечением  $31 \times 240$  мм<sup>2</sup>, мощность в импульсе 72 Вт, ППМ<sub>и</sub> = 2 Вт/см<sup>2</sup>.

В качестве приемника ожидаемых механических колебаний выбран биморфный кристалл, употреблявшийся в головках пьезоэлектрических звукоснимателей. Механические колебания, преобразованные кристаллом в электрический сигнал, усиливаются и регистрируются на экране осциллографа.

В качестве модельных объектов могут быть использованы любые полярные жидкости. В наших экспериментах использовались водные растворы NaCl и этиловый спирт. Этиловый спирт на частоте излучения 2375 МГц (длина волны 12,6 см) имеет при 20°C:  $\varepsilon' = 5,5$  и  $\varepsilon'' = 7,8$  [3], одномолярный водный раствор NaCl на близкой частоте 3 ГГц (длина волны 10 см) имеет при той же температуре:  $\varepsilon' = 67,4$  и  $\varepsilon'' = 13,1$  [64]. Все справочные данные, необходимые для расчета, приведены в табл. 2.1.

Таблица	2.1
---------	-----

Поглотитель	$C$ , $\mathbf{M} \cdot \mathbf{c}^{-1}$	$\beta$ , град <sup><math>-1</math></sup>	$\rho$ , kg · m <sup>3</sup>	$S^{-1},$ Дж/кг $\cdot$ град	$\alpha$ , m <sup>-1</sup>
Спирт этиловый	$1,2\cdot 10^3$	$3,7 \cdot 10^{-4}$	789	$2,39\cdot 10^3$	166
Вода	$1,48\cdot 10^3$	$6,9\cdot 10^{-5}$	1000	$4,\!189\cdot10^3$	100

Преобразование электромагнитной энергии в механическую в спирте почти на два порядка эффективнее, чем в воде. В этой связи этиловый спирт широко использовался в описываемых экспериментах с целью повышения чувствительности методов преобразования энергии возбуждаемых механических колебании в электрический сигнал.

Блок-схема экспериментальной установки приводится на рис. 2.08. Первая серия экспериментов проводилась в 1 М растворе NaCl. На этом растворе была проверена сама гипотеза о возбуждении механических колебаний в объекте при облучении импульсами ЭМП СВЧ, отработана методика измерения параметров механических колебаний.

Результаты экспериментов по облучению 1 М раствора NaCl. Пробирка с внутренним диаметром 7 мм, толщиной стенки 1 мм и длиной 100 мм вставляется в отверстие в широкой стенке волновода в диаметральной плоскости. С целью повышения концентрации поля в пробирке последняя расположена в запредельном волноводе



Рис. 2.08. Блок-схема экспериментальной установки для регистрации механических колебаний, возбуждаемых в жидкостях импульсами ЭМП СВЧ



Рис. 2.09. Схема расположения пробирки с исследуемой жидкостью

(рис. 2.09). В пробирку сверху вводится биморфный кристалл, который удерживается в пробирке с помощью двух упругих проводников, припаянных к кристаллу. Проводники одновременно служат токоотводящими шинами, к которым подпаян коаксиальный кабель, соединяющий кристалл с входом усилителя. Через упругие проводники возбужденные внутри объекта механические колебания передаются на кристалл со стенок пробирки. Сделано это с целью минимального демпфирования облучаемого объекта. Хотя данный кристалл предназначен для регистрации крутильных колебаний, тем не менее электрический сигнал, снимаемый с кристалла, оказался достаточным для регистрации.

С целью выявления артефакта проверялось действие импульсов ЭМП СВЧ на кристалл, помещенный в волновод, на сухую пробирку в волноводе, на пробирку с кристаллом. Поскольку напряжение СВЧ наводится на кристалле и далее детектируется на входных цепях усилителя, проверялась вся система — пробирка-кристалл-усилитель — при подаче на кристалл импульсов прямоугольной формы непосредственно от генератора Г5-54. Ни в одном из этих случаев на экране осциллографа не были зарегистрированы какие-либо колебания. Наряду с этим выяснилось, что применение селективной усилительной аппаратуры способно приводить к артефакту. Чтобы свести к минимуму влияние на кристалл звуковых колебаний за счет возможного пондеромоторного действия ЭМП СВЧ [51], пробирка с датчиком устанавливается на подпятник из поглощающего материала. Снаружи весь волновод оклеивается толстым слоем пористой резины. Высота столбика раствора в пробирке варьировалась от 30 до 50 мм, частота следования импульсов — в пределах  $10 \div 10^4$  Гц, длительность импульсов —  $10^{-5}-10^{-3}$  с. Для всех трех столбиков раствора (высота 30, 40 и 50 мм) на экране осциллографа зарегистрированы механические колебания. С помощью меток на экране были определены периоды механических колебаний (табл. 2.2). Пользуясь соотношениями  $L = \frac{n\lambda}{4}$  [65], где L — высота столба,  $\lambda$  —длина волны и  $c = \lambda f$ , можно получить значения скорости звука в растворе для трех значений высоты столбика жидкости (табл. 2.3). С учетом погрешности измерения периода (до 10%) и высоты столба жидкости (до 3%) полученные данные хорошо согласуются с приводимыми в литературе.

#### Таблица 2.2

Зависимость	частоты	возбуж	денных в	1 M pac	творе NaCl
механически	ах колеба	ний от	высоты с	толбика	жидкости

Высота столба жидкости, мм	Период механических колебаний, мкс	Частота механических колебаний, кГц
30	$80 \div 100$	$12 \div 10$
40	$100 \div 120$	$10 \div 8$
50	$140 \div 160$	$7 \div 6$

#### Таблица 2.3

Рассчитанные значения скорости звука в жидкости по данным измерения частоты возбужденных механических колебаний

Длина волны, см	Частота механических колебаний, с <sup>-1</sup>	Рассчитанное значение скорости звука, см/с
12	$\frac{1}{0.8\cdot 10^{-4}}$	$1,44\cdot 10^5$
16	$\frac{1}{1,1\cdot 10^{-4}}$	$1,45\cdot 10^5$
20	$\frac{1}{1,4\cdot 10^{-4}}$	$1,42\cdot 10^5$

На рис. 2.10 приводится осциллограмма возбужденных механических колебаний для одной из частот следования импульсов. При увеличении длительности импульсов ЭМП СВЧ на экране осциллографа отчетливо наблюдаются возбужденные передним и задним фронтами теплового импульса механические колебания (рис. 2.11). При изменении длительности импульса ЭМП СВЧ и при увеличении частоты их следо-



Рис. 2.10. Осциллограмма возбужденных механических колебаний при действии короткого импульса ЭМП СВЧ



Рис. 2.11. Осциллограмма возбужденных механических колебаний при действии широкого импульса ЭМП СВЧ

вания отчетливо наблюдается интерференционная картина, обусловленная фазовыми соотношениями механических колебаний, возбужденных передним и задним фронтами теплового импульса. При длительности импульса (то же для частоты их следования), достаточной для нормального затухания возбужденных механических колебаний как от переднего, так и от заднего фронтов теплового импульса, интерференция не наблюдается. По мере уменьшения длительности импульса интерференционная картина становится отчетливее. При длительности импульса, меньшей чем половина периода возбужденных механических колебаний, последние наблюдаются только от заднего фронта теплового импульса. Начиная с этого момента, интерференционная картина наблюдается при увеличении частоты следования импульсов. Осциллограмма интерференции возбужденных механических колебаний (колебания находятся в противофазе) показана на рис. 2.12.



Рис. 2.12. Подавление возбужденных механических колебаний

После отработки методических вопросов была проведена вторая серия экспериментов на растворе NaCl в шарообразных колбочках из стекла диаметром 30, 20 и 10 мм. В колбочках диаметром 20 и 10 мм зарегистрировать механические колебания не удалось ввиду существенно меньшей величины внутреннего поля. Однако на слух колебания воспринимаются. В колбочке диаметром 30 мм механические колебания регистрировались с помощью того же кристалла. Частота возбужденных механических колебаний порядка 9 кГц. Представляло интерес определение зависимости амплитуды возбужденных механических колебаний в растворе от импульсной мощности. Чтобы избежать нагрева образца, данные получались при облучении на частоте следования 10 ÷ 20 Гц при длительности импульсов 10 ÷ 20 мкс. На рис. 2.13 приводится график этой зависимости. Мощность потерь,



Рис. 2.13. Амплитудная зависимость возбужденных механических колебаний от мощности импульса ЭМП СВЧ для 1 М раствора NaCl

или поле внутри объекта, определялось по скорости роста температуры раствора. При F = 500 Гц и длительности импульсов 100 мкс прирост температуры за 1 мин составил 6°С при объеме образца порядка 2 см<sup>3</sup>, то есть для NaCl — 0,1 град/с. Мощность потерь в электролите определяется известным соотношением

$$w = \frac{\sigma E^2}{2} v$$
, или  $w = cm \frac{\Delta T}{\Delta t}$ .

При заданной скважности, равной 20, мощность потерь в импульсе в пересчете на объем раствора составила 8,4 Вт/см<sup>3</sup>. Зависимость амплитуды возбужденных механических колебаний от длительности импульсов ЭМП СВЧ показана на рис. 2.14. Максимумы и минимумы амплитуды возбужденных механических колебаний, начиная с определенного значения длительности импульса, следуют с периодичностью, соответствующей периоду этих колебаний. В моменты, соответствующие максимумам амплитуды колебаний, отчетливо слышен чистый высокий тон резонирующего столбика жидкости. В моменты, соответствующие минимумам амплитуды, слышен низкий тон.



Рис. 2.14. Амплитудная зависимость возбужденных механических колебаний от длительности импульса ЭМП СВЧ для 1 М раствора NaCl

## 2.6. Результаты экспериментов по облучению чистых жидкостей

Облучение чистых жидкостей представляло интерес не только с точки зрения подтверждения выдвинутой гипотезы в случае наличия в них механических колебаний, но и с точки зрения присутствия таких колебаний в однородной среде. С этой целью была поставлена серия экспериментов по воздействию импульсных ЭМП СВЧ на щелочи, спирты, органические кислоты, растворители. Также интересно было выявить наличие возбужденных механических колебаний в полярных и неполярных жидкостях.

Результаты этих экспериментов сведены в табл. 2.4. Приводимые в этой таблице значения величины скорости звука, полученные в эксперименте, и эталонные значения хорошо согласуются. Значения амплитуд возбужденных механических колебаний, приводимые в табл. 2.4, —

усредненные величины, причем измеренные значения этих величин для одной и той же пробирки могли отличаться в 4–5 раз в зависимости от степени контакта упругих проводников кристалла с боковой стенкой пробирки.

#### Таблица 2.4

№ п/п	Объект	Высота стол- бика жидко- сти, см	Период меха- ниче- ских колеба- ний, мкс	Скорость звука, ·10 <sup>5</sup> см/с		Амплитуда колеба- ний, мкВ
				измеренное значение	эталон	
1.	NaOH, 1 M	4	65	—	—	14
2.	КОН, 1 М	4	65	—	—	14
3.	Спирт бутиловый	4,8	170	1,13	1,27	470
4.	Спирт этиловый	4,1	140	1,15	1,18	400
5.	Глицерин	4	80	2,0	1,92	120
6.	Диэтиленгликоль	4	100	1,6	1,58	350
7.	Ацетон	3,7	150	1,15	1,19	30
8.	Дихлорэтан	3,2	120	1,06	1,03	15
9.	Уксусная кислота	3,8	120	1,26	1,15	50
10.	Олеиновая кислота	4,5	130	1,34	1,33	15
11.	Бензол	4,2	120	1,4	1,32	8
12.	Нитробензол	3,8	110	1,37	1,47	210
13.	Циклогексанон	4	115	1,4	1,44	15
14.	Циклогексан	4	120	1,23	1,28	10
15.	Треонин, 0,01 М	3,2	120	1,2	—	13
16.	Масло конденсаторное	4,5	120	1,5	1,42	15
17.	Хлороформ	4	—	—	—	15
18.	D-глюкоза, 1 М	3,7	100	1,48	—	25

Амплитудно-частотные характеристики различных жидкостей

Среднее значение плотности потока мощности в этиловом спирте по измеренному значению  $\Delta T/\Delta t = 0.03$  град/с при F = 500 Гц и  $\tau_{\rm H} = 100$  мкс, то есть при тех же параметрах, что для 1 М раствора NaCl, оказывается значительно меньшим. Несмотря на это, амплитуда

возбужденных механических колебаний более чем на порядок выше, чем для раствора NaCl. Амплитудная зависимость возбужденных механических колебаний от длительности импульса ЭМП СВЧ для этилового спирта представлена графиком на рис. 2.15. Качественно картина повторяет аналогичную зависимость, полученную для 1 М раствора NaCl. Такие же зависимости были получены для 1 М раствора NaCl и этилового спирта при разной высоте столбиков жидкости. С уменьшением высоты столбика жидкости первый максимум амплитуды колебаний наблюдается при меньшей длительности импульса ЭМП СВЧ, причем всегда это значение длительности импульса соответствует полупериоду механических колебаний.



Рис. 2.15. Амплитудная зависимость возбужденных механических колебаний от длительности импульса ЭМП СВЧ для этилового спирта

На этиловом спирте проверена вторая методика определения частоты возбужденных механических колебаний. При облучении пробирки с образцом одновременно включался электродинамический излучатель, питаемый генератором звуковой частоты. При близком значении частот возбужденных механических колебаний и звукового сигнала на экране осциллографа наблюдаются нулевые биения (рис. 2.16). Так, при высоте столбика этилового спирта, равной 5 см ( $\lambda = 20$  см), нулевые биения наблюдаются на частоте звукового сигнала, равной 5,1 кГц. Отсюда, скорость звука в этиловом спирте будет равна 1,2 · 10<sup>5</sup> см/с при эталонном значении 1,18 · 10<sup>5</sup> см/с.

Так же, как и для раствора NaCl, для спирта наблюдается линейная зависимость амплитуды возбужденных механических колебаний от мощности импульса ЭМП СВЧ.



Рис. 2.16. Осциллограмма нулевых биений, возбужденных в этиловом спирте механических колебаний и акустического синусоидального сигнала

Возбуждение механических колебаний обоими фронтами импульса CBЧ [59, 66] приводит к тому, что фактически мы наблюдаем суммирование двух затухающих колебаний, имеющих одинаковую частоту и смещенных по фазе на  $\pi + \frac{2\pi}{T} \tau_{\mu}$ , где T — период собственных колебаний механической системы,  $\tau_{\mu}$  — длительность импульса CBЧ. Очевидно, что амплитуда результирующего колебания  $A_{\Sigma}$  будет зависеть от  $\tau_{\mu}$  следующим образом:

$$A_{\Sigma} = \sqrt{A_1^2 + A_2^2 + 2A_1A_2\cos\left(\pi + \frac{2\pi}{T}\tau_{\rm H}\right)},$$

где  $A_1 = A_0 e^{-\alpha t}$  и  $A_2 = A_0 e^{-\alpha(t-t_{\rm H})}$  — амплитуды затухающих колебаний. Естественно, что рассмотрение ведется только для  $t > \tau_{\rm H}$ , так как в противном случае наблюдаются лишь колебания от переднего фронта. Таким образом,  $A_{\Sigma}$  максимальна и равна  $A_1 + A_2$  при  $m_{\rm H} = \frac{2n+1}{2}T$ , где n = 0, 1, 2, ..., и минимальна, т.е. равна  $A_1 - A_2$ , при  $\tau_{\rm H} = nT$ . Учитывая, что в рассматриваемых нами колебательных системах измеренная добротность имела величину порядка 100, а максимальная длительность импульса не превышала нескольких T, затуханием можно пренебречь и считать  $A_1 = A_2 = A_0$ . Следовательно, меняя длительность импульса, можно варьировать амплитудой возбужденных колебаний от одиночного импульса СВЧ в пределах от  $2A_0$  при  $\tau_{\rm H} = \frac{2n+1}{2}T$  до полного подавления колебаний при  $\tau_{\rm H} = nT$ . Минимальная величина  $\tau_{\rm H}$  определяется энергией, необходимой для возбуждения механических колебаний в системе.

# 2.7. Система регистрации возбужденных механических колебаний на основе пьезокерамического датчика с продольным пьезоэффектом

С целью повышения точности измерений амплитуды возбужденных механических колебаний и уточнения моды колебаний была разработана система регистрации этих колебаний на основе пьезокерамического датчика с продольным пьезоэффектом. Датчик представляет собой диск диаметром 20 мм из титаната бария. Толщина диска — 0,25 мм. Резонансная частота датчика, определяемая соотношением  $f_{
m pes}=rac{2200}{d}$  [кГц] [67], где d — толщина датчика в мм, порядка 9 мГц. На частотах, далеких от резонансной, нелинейность амплитудно-частотной характеристики находится в пределах ±5 дБ. Чувствительность датчика 10<sup>-6</sup> В · дин<sup>-1</sup> · см<sup>2</sup>. На рис. 2.17 приводится схематическое изображение системы регистрации возбужденных механических колебаний на прямоугольном волноводе и фиксация пробирки с жидкостью. Для усиления переменного электрического сигнала, снимаемого с датчика, разработан транзисторный усилитель с полосой  $20 \div 3 \cdot 10^6$  Гц. Измеренное значение амплитуды электрического переменного сигнала, пропорционального амплитуде возбужденных в этиловом спирте механических колебаний, составило 20 мВ.



Рис. 2.17. Схема регистрации возбужденных механических колебаний с помощью пьезокерамического датчика

Таким образом, величина переменного звукового давления достигает значения 10<sup>5</sup> дин/см<sup>2</sup>, что позволяет определить интенсивность колебаний по известному соотношению [53, 68]

$$J = \frac{p^2}{2\rho c} \cong 10^{-2} \text{ BT/cm}^2.$$

Применение пьезокерамического датчика с продольным пьезоэффектом, работающего как поршень при приложении знакопеременной нагрузки перпендикулярно к его плоскости, позволяет утверждать, что в описанных экспериментах в жидкостях возбуждаются плоские продольные волны.

Во всех экспериментах наблюдается увеличение амплитуды возбужденных механических колебаний при приближении частоты повторения импульсов ЭМП СВЧ к резонансной частоте столбика жидкости, определяемой его высотой. Добротность столбика жидкости как резонансной системы достигает 220.

## 2.8. Обсуждение полученных экспериментальных данных

Полученный экспериментальный материал позволяет высказать некоторые соображения в пользу рассматриваемой здесь гипотезы.

Основным результатом следует считать повсеместное возбуждение высокоинтенсивных механических колебаний. Наиболее важный факт — возбуждение механических колебаний как передним, так и задним фронтами теплового импульса. Это говорит о возможности высокой скорости диссипации тепловой энергии на неоднородностях.

Амплитуда возбужденных механических колебаний сложным образом зависит от физико-механических и химических свойств объекта. К таким свойствам можно отнести вязкость, упругость, диэлектрическую постоянную, электропроводность и т. д.

Обращает на себя внимание тот факт, что наименьшей амплитудой обладают механические колебания, возбуждаемые в неполярных жид-костях, наибольшей — спирты. Это обстоятельство позволяет наметить пути поиска всей цепочки тонких механизмов преобразования поглощенной СВЧ энергии в сложных биологических объектах.

В работе [69] имеются ссылки на данные других авторов, которые исследовали действие ультразвука с интенсивностями  $10^{-2}$  BT/см<sup>2</sup> и ниже на нервно-мышечные характеристики. При этом наблюдаются устойчивые тонкие функциональные изменения в озвученной системе. Там же приводятся ссылки на работы, в которых применялся ультразвук с интенсивностью  $10^{-3}$  BT/см<sup>2</sup>. В указанных работах время экспозиции варьируется от 0,5 до 5 мин. Сравнение полученных значений интенсивности возбужденных механических колебаний и применяемых в экспериментах по воздействию ультразвуком позволяет говорить об

их биологической значимости. Интенсивность такого же порядка, то есть  $10^{-3}$  Br/cm<sup>2</sup>, является болевым порогом для человеческого слуха.

Генерация механических колебаний обоими фронтами теплового импульса и интерференция этих колебаний позволяют приблизиться к пониманию разноречивости экспериментальных данных, имеющей место в литературе. Рис. 2.12 и графики на рис. 2.14, 2.15 показывают, что при определенных значениях длительности импульса ЭМП СВЧ амплитуды возбужденных обоими фронтами теплового импульса механических колебаний могут находиться в противофазе. Если эти колебания играют определенную роль в формировании биоэффектов импульсных полей СВЧ, становится ясным, что в одних и тех же условиях проведения эксперимента на одном и том же объекте могут быть получены различные результаты, если длительности импульсов ЭМП СВЧ были разными. В этом смысле также просматривается корреляция с работой Каменского [24], когда он наблюдал усиление эффекта при высокой частоте следования импульсов ЭМП СВЧ и малой ППМ. Каменский при этом выдвинул предположение о более выраженном характере суммации локальных изменений при высокой частоте следования импульсов поля. Действительно, в таком режиме процесс генерации механических колебаний одновременно с усилением их амплитуды от затухающего приближается к непрерывному, то есть становится более энергоемким. Соответственно увеличивается и степень воздействия этих колебаний на объект.

#### Глава З

#### ФАЗОВЫЙ СИНХРОНИЗМ И ПЕРИОДИЧЕСКИЕ БИОЛОГИЧЕСКИЕ СТРУКТУРЫ <sup>1</sup>)

Во многих работах, связанных с исследованием биологического действия неионизирующих излучений (электромагнитное излучение (ЭМИ), ультразвук (УЗ), вибрация) слабых доз [70-73], результаты экспериментов часто связываются с традиционными представлениями о резонансе, предлагаются механизмы резонансного поглощения энергии на микроструктурных уровнях. Однако, несмотря на явно резонансный характер воздействия вибрации на различные биологические объекты, авторы этих работ приходят к выводу, что наблюдаемые эффекты проявляются благодаря наличию неких структурно-биологических особенностей на молекулярном уровне, а наличие характеристических частот отвечает иному типу резонанса живой клетки, например, возникающему при поверхностных вибрациях. При этом указывается на возможность существования в живых клетках усилительных механизмов. Очевидно, что выводы, к которым приходят авторы этих работ, продиктованы несоответствием наблюдаемых частотных зависимостей классическим понятиям о резонансе.

С другой стороны, отмечаются эффекты при действии импульсов неионизирующей радиации нетермогенных уровней в фазе наиболее активного состояния объекта при ритмических биологических процессах.

Механизм биологического действия сверхслабых доз рассматривается на основе некоторых общих закономерностей, имеющих место при взаимодействии различных физических факторов с биологическими системами, и ограничивается сверху условно частотами порядка  $3 \cdot 10^9$  Гц — примерно до этих значений частоты несущей ЭМИ исследованы некоторые эффекты, идентичные реализуемым с помощью других неионизирующих излучений.

Схожесть наблюдаемых при этом эффектов можно попытаться объяснить возбуждением механических колебаний в результате выделения биологическими структурами огибающей импульсно модулированного излучения. Однако при действии отмеченных физических факторов нетермогенных уровней длина волны механических колебаний на несколько порядков превышает размеры биологического объекта, а их интенсивность существенно меньше известных биологически значимых величин. При этом эффекты наблюдаются либо на достаточно низких частотах — порядка  $10^2 \div 10^4$  Гц, либо при импульсной модуляции

<sup>&</sup>lt;sup>1</sup>) Материалы публикуются впервые.

существенно более высокочастотного внешнего воздействующего поля низкими частотами. В попытке выяснить возможные механизмы такого взаимодействия исследователями предлагается механизм резонансного поглощения энергии на микроструктурных уровнях [70–73].

Так, в [73] показано, что наблюдаемое в эксперименте максимальное изменение флуоресценции зондов, встроенных в мембраны теней эритроцитов, возникает при частоте следования импульсов модуляции ЭМИ (при частоте несущей 800 МГц), равной  $55 \div 60$  Гц при отсутствии нагрева. Имеется частотнозависимый эффект действия вибрации на актомиозин [71], проявляющийся в резком увеличении АТФ-азной активности актомиозина на частоте 200 Гц при ускорении 2g. При этом интенсивность синусоидальной плоской волны, определяемая известным соотношением:

$$J = p^2 (2\rho c)^{-1}, (I.14)$$

оценивается величиной  $3 \cdot 10^{-3}$  Вт · см<sup>-2</sup>. Измеренная с помощью пьезодатчика величина звукового давления возбужденных импульсами ЭМИ механических колебаний в суспензии теней эритроцитов [71] составила в среднем 500 дин · см<sup>-2</sup>. При этом расчетное значение интенсивности возбужденных механических колебаний равно  $10^{-7}$  Вт · см<sup>-2</sup> на частоте  $10^4$  Гц. Средняя величина плотности потока мощности (ППМ) ЭМИ составила 5 мВт · см<sup>-2</sup> при импульсной ППМ<sub>и</sub>, равной 2 Вт · см<sup>-2</sup>. В [71] экспериментально показано, что при размерах объекта порядка  $1 \div 10$  мкм эффекты наблюдаются на частотах порядка  $10^2 \div 10^3$  Гц. В работе Деринга и Фрея [74] указывается, что при действии импульсов вибрации с частотой порядка  $10^2$  Гц в определенную фазу кардиоцикла препарата сердца морской свинки наблюдаются изменения величины кардиоцикла при амплитуде звукового давления 50 мбар, что соответствует интенсивности порядка  $10^{-9}$  Вт · см<sup>-2</sup>.

Таким образом, можно выделить, по крайней мере, три основных момента при воздействии неионизирующего излучения на биологические структуры, не объясняемые существующим представлениями о возможных путях взаимодействия с биологическими объектами:

 Частотнозависимые резонансные эффекты наблюдаются при отношении длины волны воздействующего фактора к размеру биологического объекта, равном нескольким порядкам.

2) Фазозависимые эффекты наблюдаются при действии импульсов неионизирующего излучения в определенные фазы периодического биологического процесса, характеризуемые наибольшей активностью объекта.

3) Уровни интенсивностей воздействующего фактора на несколько порядков ниже биологически значимых.

Предпосылкой для поиска механизма нерезонансного воздействия информационного сигнала на биологические структуры послужили результаты исследований процессов генерации механических колебаний в жидких средах импульсами ЭМИ и предложенная гипотеза о воз-

можной превалирующей роли этих колебаний в формировании специфических эффектов неионизирующей радиации. С этой точки зрения механизм биологического действия импульсно-модулированных СВЧ полей, ультразвуковых полей (УЗ), лазерного излучения [75] и вибрации может рассматриваться, как единый [66].

#### 3.1. Периодические структуры

Существует целый ряд самых различных устройств и приборов СВЧ для усиления и генерации электромагнитных колебаний, содержащих нерезонансные широкополосные колебательные системы, в основе работы которых лежит явление (принцип) фазового синхронизма [74], реализуемого с помощью так называемых замедляющих структур (3C), представляющих собой периодические структуры различного типа [76, 77].

При наличии двух волновых процессов, таких, как электронный поток и электромагнитное поле СВЧ, их взаимодействие возможно при близких значениях скоростей распространения. Это условие выполнимо в случае применения передающей линии с задержкой, т.е. при наличии ЗС. Таким образом, фазовый синхронизм обеспечивает длительное взаимодействие двух волновых процессов. При этом, если волновые процессы имеют одну и ту же природу и обладают близкими значениями скоростей, то при параллельном их движении в точках равной фазы имеет место нарастание амплитуды волн [78].

Привлечение основных понятий этого принципа для объяснения механизмов биологического действия неионизирующей радиации нетепловых доз позволяет выявить признаки подобия некоторых технических и биологических структур, наличие которых позволяет говорить о принципиальной возможности реализации некоторыми биологическими структурами принципа фазового синхронизма. Тем самым можно предположить наличие определенного круга биологических структур, способных играть роль не только первичных преобразователей поглощенной энергии неионизирующей радиации в информационный сигнал, но и осуществлять его нерезонансное усиление.

Таким образом, для реализации фазового синхронизма биологическими структурами последние должны обладать периодичностью. Для того, чтобы в генераторном приборе СВЧ возникли и поддерживались незатухающие колебания, электронный поток должен постоянно тормозиться, отдавая свою энергию в резонаторную систему генераторного прибора. Аналогом этого процесса в биологической системе должна быть бегущая акустическая волна смещения, затухающая в периодической системе и отдающая ей таким образом свою энергию.

Во многих работах показано, что при облучении ограниченных макрообъемов некоторых веществ импульсами ЭМИ в среде возбуждаются продольные механические колебания. То же имеет место при облучении импульсами ЭМИ головы животного или человека, причем частоты возбужденных механических колебаний определяются скоростью звука в среде и размером головы и лежат в области звуковых и ультразвуковых частот [12, 79–82]. При этом длина волны возбужденных в макрообъемах механических колебаний соизмерима с размерами облучаемых объектов, а сам характер возбуждения этих колебаний является резонансным. Анализируя приводимые здесь ссылки на работы по исследованию неионизирующей радиации нетепловых доз на клеточные и субклеточные структуры, а также данные большого количества других работ, приходим к однозначному выводу, что именно эти структуры являются определяющими в формировании наблюдаемых эффектов, связанных с нарушением функционирования как отдельных клеточных (субклеточных) структур, так и исследуемых биологических структур в целом.

Периодичность биологической структуры должна формироваться в пространстве таким образом, чтобы обеспечивать возможность многократного взаимодействия сдвиговых волн на отдельных ее участках между собой и, таким образом, имитировать распространение двух отдельных волновых процессов в данный момент времени. При этом принципиально важным становится наличие режима бегущей волны, который обеспечивается конечной величиной затухания механических колебаний в биологических системах. На рис. 3.01 показаны фрагменты некоторых технических систем СВЧ, реализующих принцип фазового синхронизма при распространении в них электромагнитной волны, и их возможные биологические аналоги, обладающие одним общим свойством — периодичностью.

Малые поперечные размеры клеточных и субклеточных структур не позволяют привлекать в качестве доминирующего воздействующего фактора возможные моды продольных и поперечных механических колебаний, возбуждаемых в среде неионизирующим излучением или вводимых непосредственно в среду с помощью механического вибратора.

Рассмотрим поверхность раздела клеточной мембраны и внеклеточного пространства. Поскольку поверхность раздела этих двух сред искривлена, давления в обеих средах различны. Условие термодинамического равновесия такой системы дается формулой Лапласа [83] в виде

$$p_1 - p_2 = \alpha (R_1^{-1} + R_2^{-1}),$$

где  $\alpha$  — коэффициент поверхностного натяжения,  $p_1$  и  $p_2$  — величины давлений по обе стороны мембран,  $R_1$  и  $R_2$  — главные радиусы кривизны в данной точке поверхности. При возбуждении в среде механических колебаний на мембрану будет действовать сила поверхностного натяжения. Этим самым поверхность мембраны выводится из равновесного состояния, и в ней возникает движение, распространяющееся вдоль всей поверхности в виде волн. Если при этом длина волны мала по сравнению с глубиной слоя в равновесном состоянии или





7. Спираль ДНК

Рис. 3.01. Схематическое изображение технических ЗС и их биологических «аналогов»

соизмерима с ним, то в этом слое траектории отдельных частичек слоя в бегущей волне представляют собой окружности. Для таких волн дисперсионное соотношение приближенно имеет следующий вид [83, 84]:

$$\omega^2 = gk + \alpha \rho^{-1}k^3.$$

Фазовую скорость распространения волны  $v_{\phi}$  можно найти из дисперсионного уравнения:

$$v_{\Phi} = \frac{\partial \omega}{\partial k}.\tag{I.15}$$

Решая это уравнение относительно волнового числа k, получаем:

$$v_{\phi} = 0.5(g + 12\pi^2 \alpha \rho^{-1} \lambda^{-2})(2\pi g \lambda^{-1} + \alpha (2\pi)^3 \rho^{-1} \lambda^{-3})^{-1/2}, \quad (I.16)$$

где  $\alpha$  — коэффициент поверхностного натяжения,  $\lambda$  — длина волны, g — ускорение свободного падения,  $\rho$  – плотность.

3 Тигранян Р.Э. Вопросы электромагнитобиологии

Поскольку мы определили, что фазовый синхронизм в биологической периодической структуре при циркуляции волны вдоль структуры возможен только при условии наличия бегущей волны, необходимо рассматривать случай коротких волн, т.е. таких, для которых выполняется условие  $\alpha > \lambda$ , где  $\alpha$  — амплитуда волны,  $\lambda$  — длина волны. В этом случае можно пренебречь влиянием поля тяжести и

$$\omega^2 = \alpha \rho^{-1} k^3. \tag{I.17}$$

Волны, удовлетворяющие этому условию, называются капиллярными. Фазовая скорость капиллярных волн, найденная с помощью уравнения (I.15), определяется выражением:

$$v_{\phi} = 1.5[2\pi\alpha(\alpha\rho)^{-1}]^{-1/2}.$$
(I.18)

По данным [85] коэффициент поверхностного натяжения биологических мембран имеет порядок  $10^{-2}$  дин см<sup>-1</sup>. При плотности липидного слоя порядка 0,8 г · см<sup>-3</sup> с помощью приводимого выражения для частоты 10<sup>4</sup> Гц длина волны составит всего 9 мкм. При этом необходимо учитывать, что приводимая величина поверхностного натяжения дается для мембраны эритроцита. Отсутствие данных о величине поверхностного натяжения для других клеток не позволяет точнее произвести расчет длины волны. Более того, рассмотрение моделей сферического объема, к которым можно отнести и клетки, в условиях воздействия на них внешних сил, приводимое в различных работах [83, 85, 86], не позволяет в принципе строго производить оценку возможной длины волны волнового процесса, распространяющегося по мембране клетки. Это связано как с отсутствием данных о жесткости оболочки клетки, так и с различными допущениями при рассмотрении той или иной сферической модели. Однако полученное здесь значение длины волны для липидных мембран по порядку величины позволяет предполагать возможность реализации фазового синхронизма периодическими биологическими структурами, особенно многослойными. На рис. 3.02 схематически изображены области локализации энергии капиллярных



Рис. 3.02. Схема образования областей локализации энергии капиллярных волн на спиральной биологической структуре

волн на частоте  $10^4$  Гц с длиной волны 9 мкм и радиусами клеток 1 и 1,5 мкм. Нетрудно видеть, что при числе слоев в мембране  $12 \div 100$  и радиусе клетки 1 мкм амплитуды волн с равной фазой в отмеченных областях будут суммироваться через каждый второй пробег волной очередного слоя, т. е. от 6 до 40 раз, что соответствует усилению по мощности от 36 до 1600 раз. При радиусе клетки, равном 1,5 мкм, при тех же параметрах волны будут существовать две области локализации энергии, причем суммирование амплитуд будет происходить каждый раз, т.е. усиление по мощности в этих областях будет от  $(12)^2$  до  $(100)^2$  или от 144 до 10000 раз.

В крупных нервах миелиновая оболочка может достигать 2-3 мк толщины и быть образована 200 оборотами спирали.

При облучении однородных жидкостей в пробирках импульсами ЭМИ на частоте резонанса столбика жидкости, близкой по своим электрическим параметрам к биологическим объектам (0,15 М раствор KCl), измеренная амплитуда переменного звукового давления составила  $3\cdot 10^3$  дин $\cdot$ см $^{-2}$ , на частотах, далеких от резонанса, — 2 imes $\times 10^{-2}$  дин · см<sup>-2</sup>. Интенсивность возбужденных механических колебаний, рассчитанная по измеренному значению амплитуды на частотах, далеких от резонанса, составляет  $1,3 \cdot 10^{-8}$  Вт $\cdot$ см<sup>-2</sup>. При объеме жидкости, равном 1 см<sup>3</sup>, и площади поверхности, равной 10 см<sup>2</sup>, объемная плотность акустической мощности составит 1,3 · 10<sup>-7</sup> Вт · см<sup>-3</sup>. При мощности потерь, равной 6 Вт · см<sup>-3</sup>, коэффициент преобразования электромагнитной энергии в акустическую равен  $2 \cdot 10^{-8}$ (по мощности). На частоте резонанса столбика жидкости (5,9 кГц, 0,15 М раствор KCl) измеренная величина добротности равна 15. Если в этих условиях облучать многослойную мембрану с числом слоев  $N = 10^2$ , то на частоте резонанса столбика жидкости общий коэффициент усиления амплитуды давления определится соотношением  $K_{vc} = N \cdot Q = 10^2 \cdot 15 = 1,5 \cdot 10^3$ , где N -число слоев мембраны, Q — добротность системы. По мощности усиление составит  $(1,5 \cdot 10^3)^2$ . На частоте резонанса объемная плотность акустической энергии составит  $1,3 \cdot 10^{-7} \cdot 2,25 \cdot 10^{6} = 0,3$  Вт  $\cdot$  см<sup>-3</sup> при эквивалентном коэффициенте преобразования, равном  $5 \cdot 10^{-2}$ .

Проведенная оценка параметров механических колебаний, возбуждаемых или вводимых извне, показывает, что наличие периодичности в биологических структурах может приводить к «усилению» биологического действия неионизирующей радиации малых доз до величин, сравнимых и даже превышающих прочностные характеристики биологического объекта. Так, при величине модуля Юнга, равного для биологических объектов  $10^3 \div 10^5$  дин · см<sup>-2</sup>, рассчитанная величина амплитуды переменного звукового давления на частоте резонанса достигает  $10^6$  дин · см<sup>-2</sup>, что должно приводить к расслоению или разрыву слоев миелиновой оболочки и, в результате, к нарушению функционирования клетки. При этом необходим учет и добротности системы, служащей для фиксации биологического объекта.

В работах [2, 66] отмечены эффекты биологического действия импульсных ЭМИ, имеющие место при нагреве объекта на десятые доли градуса, и объясняемые возможным возникновением микроповреждений. Принципиально важными являются отмечаемые однонаправленность и качественная схожесть эффектов при действии импульсных ЭМИ и слабых доз ультразвука.

Если задаться минимальным значением модуля Юнга  $E_{\min} = p_{\text{pes.}} = 10^3$  дин · см<sup>2</sup>, где  $p_{\text{pes.}}$  — величина амплитуды переменного давления на частоте резонанса системы, необходимая для начала развития эффекта, то для случая возбуждения механических колебаний импульсами ЭМИ минимальное значение мощности электромагнитного поля в импульсе можно определить из соотношения

$$p_{\mu_{\text{pes.}}} = \frac{p_{a_{\text{pes.}}}}{n_{\text{pes.}}} = \frac{J_{a_{\text{pes.}}} \cdot S}{n_{\text{pes.}}} = \frac{p_{\text{pes.}}^2}{2\rho c} \cdot \frac{S \cdot 10^{-7}}{n_{\text{pes.}}} = 6.2 \cdot 10^{-5} \text{ Br}, \qquad (I.19)$$

где  $p_{a_{\text{pes}}}$  — объемная плотность акустической энергии на частоте резонанса, S — площадь поверхности облучаемого объема (для рассматриваемого случая  $S = 10 \text{ см}^2$ ),  $n_{\text{pes}}$  — эквивалентный коэффициент преобразования электромагнитной энергии импульса СВЧ в акустическую на частоте резонанса. При объеме среды, равном 1 см<sup>3</sup>, объемная плотность поглощенной мощности в импульсе составит 62 мкВт · см<sup>-3</sup>. С учетом данных [58] минимальная мощность ЭМИ в импульсе может составить по порядку величин  $10^{-8}$  Вт.

Наиболее наглядно принцип фазового синхронизма можно продемонстрировать на примере спиральной структуры. При возбуждении волнового процесса внешней силой по спирали начнет распространяться акустическая волна. Поскольку процесс генерации механических колебаний может длиться в течение некоторого отрезка времени, необходимого для достижения волной давления конца спирали, волновой процесс будет иметь место во всех ее точках. В силу того, что радиус каждого последующего витка спирали меньше предыдущего, колебания в радиальном сечении спирали имеют различные мгновенные фазы на каждом витке. При достаточно большом отношении протяженности спирали к длине распространяющейся волны на некоторых радиальных составляющих спирали фазы колебаний будут представлены в следующем виде:

$$\begin{cases} \varphi_2 = \varphi_1 + 2\pi n \\ \varphi_k = \varphi_1 + 2\pi m \\ m > n, \end{cases}$$
(I.20)

где  $\varphi_1$ ,  $\varphi_2$ ,  $\varphi_k$  — мгновенные фазы колебаний на различных витках спирали по радиусу спирали. Т.е. сдвиг фаз между колебаниями на нескольких витках в радиальном направлении может стать равным  $2\pi n$ , где n — целое положительное число, зависящее от номера витка (количественная зависимость n от номера витка будет выведена ниже).

Колебания в этом случае станут синфазными, т.е. витки спирали по этим радиусам будут колебаться синфазно, что приведет к пропорциональному увеличению амплитуды этих колебаний в выделенных радиальных направлениях, и на спирали возникнут области локализации энергии капиллярных волн.

Если при этом энергия суммарного колебания будет превосходить энергию связи витков спирали, произойдет ее расслоение, которое в случае упругой деформации исчезнет после прекращения действия возбужденных механических колебаний. При достаточно большой величине энергии суммарного колебания возможен быстрый, почти мгновенный, разрыв витков спирали.

Необходимо отметить, что фазовый синхронизм в приложении к биологической структуре несколько отличается от его классического представления.

Рассматриваемая в качестве спиральной ЗС многослойная липидная мембрана осуществляет не замедление одного волнового процесса относительно другого, а сдвиг мгновенных значений фаз колебаний на каждом последующем витке спирали относительно предыдущего за счет различных значений линейных скоростей распространения колебаний на витках, имитируя тем самым замедление. Описанный процесс суммации амплитуд на витках миелиновой оболочки аксона в точках равных фаз может быть представлен в виде усиления возбуждаемых действующим неионизирующим излучением капиллярных волн, а сама миелиновая оболочка — в качестве биологического усилителя.

## 3.2. Математическая модель распространения капиллярной волны в спиральной биологической структуре

Можно предложить математическую модель распространения капиллярной волны по спирали к центру, причем сама спираль выступает в качестве замедляющей системы, в K раз уменьшающей длину волны  $\lambda$ . В основу рассматриваемой математической модели заложен принцип фазового синхронизма. Уравнение спирали, опирающейся на круг (рис. 3.03) радиуса  $\rho_0$ , имеет вид в полярных координатах

$$\rho = \rho_0 + a\theta, \tag{I.21}$$

где  $\theta$  — угол поворота, a — коэффициент. Определим коэффициент a из граничных условий:

$$\left. \begin{array}{l} \theta = 0 \Rightarrow \rho = \rho_{0} \\ \theta = 2\pi \Rightarrow \rho = \rho_{0} + S \\ \theta = 2\pi n \Rightarrow \rho = \rho_{0} + nS \\ \rho = \rho_{0} + a\theta \end{array} \right\} \Rightarrow a = S(2\pi)^{-1},$$
(I.22)



Рис. 3.03. Схема суммации амплитуд колебаний с равной фазой капиллярной волны на радиальных направлениях спиральной структуры

$$\rho = \rho_0 + S\theta(2\pi)^{-1} -$$
уравнение спирали с  
начальным радиусом  $\rho_0$ . (I.23)

Длина элемента спирали от начала до поворота на угол  $\varphi$ :

$$\Delta l = \int_{0}^{\varphi} [(dx/d\theta)^{2} + (dy/d\theta)^{2}]^{1/2} d\theta.$$
 (I.24)

Переходя к прямоугольной системе координат и дифференцируя в соответствии с (I.24), получаем:

$$\begin{cases} x = \rho \cos \theta = \left(\rho_0 + \frac{S\theta}{2\pi}\right) \cos \theta, \\ y = \rho \sin \theta = \left(\rho_0 + \frac{S\theta}{2\pi}\right) \sin \theta, \end{cases}$$
(I.25)

$$\left(\frac{dx}{d\theta}\right)^2 + \left(\frac{dy}{d\theta}\right)^2 = \left[\left(\frac{S}{2\pi}\right)^2 + \rho_0^2\right] + \left[\frac{\rho_0 S}{\pi}\right]\theta + \left[\frac{S\theta}{2\pi}\right]^2.$$
 (I.26)

Интегрирование будем вести, начиная от круга радиусом  $\rho_0,$  т.е. от  $\varphi$  до 0:

$$\Delta l = \int_{0}^{\varphi} \left\{ \left[ \left( \frac{S}{2\pi} \right)^2 + \rho_0^2 \right] + \left[ \frac{\rho_0 S}{\pi} \right] \theta + \left[ \left( \frac{S}{2\pi} \right)^2 \right] \theta^2 \right\}^{1/2} d\theta.$$
(I.27)

С помощью [88] получаем:

$$\Delta l = \frac{S}{2\pi} \left[ \frac{\left(\theta + \frac{2\pi\rho_0}{S}\right) \left(\left[\theta + \frac{2\pi\rho_0}{S}\right]^2 + 1\right)^{1/2}}{2} + \frac{1}{2} \ln\left|\theta + \frac{2\pi\rho_0}{S} + \left(\left[\theta + \frac{2\pi\rho_0}{S}\right]^2 + 1\right)^{1/2}\right| - \frac{2\pi\rho_0}{S} \left(\left[\frac{2\pi\rho_0}{S}\right]^2 + 1\right)^{1/2} - \frac{1}{2} \ln\left|\frac{2\pi\rho_0}{S} + \left(\left[\frac{2\pi\rho_0}{S}\right]^2 + 1\right)^{1/2}\right|\right]. \quad (I.28)$$

В липидных мембранах  $S \approx 100 \div 200$  Å,  $ho_0 \approx 10^{-4}$  см, отсюда

$$\begin{cases} \frac{2\pi\rho_0}{S} \gg 1, \\ \theta + \frac{2\pi\rho_0}{S} \gg 1. \end{cases}$$
(I.29)

Учитывая допущения (I.16), получаем длину элемента спирали:

$$\Delta l(\theta) = \frac{S}{4\pi} \left[ \theta^2 + \left(\frac{4\pi\rho_0}{S}\right)\theta + \ln\left|2\theta + \frac{4\pi\rho_0}{S}\right| - \ln\left|\frac{4\pi\rho_0}{S}\right| \right].$$
(I.30)

Если принять, что поверхностная волна распространяется по спирали, то мгновенная фаза волны в зависимости от угла поворота по направлению распространения будет определяться выражением:

$$\varphi_{\rm MF} = 2\pi l(\theta) \lambda_3^{-1}; \quad \lambda_3 = v_{\rm p} f^{-1}, \tag{I.31}$$

где  $\lambda_3$  — длина волны в спирали,  $v_{\phi}$  — фазовая скорость распространения волны по спирали к центру определяется как отношение длины отрезка, соединяющего начало и конец спирали, ко времени прохождения волной полного пути по спирали:  $v_{\phi} = r/\tau = nSv_{\text{пад}}l_s^{-1}$ , где n — число витков спирали, S — шаг спирали (толщина витка),  $v_{\text{пад}}$  — скорость падающей волны,  $l_s$  — полная длина спирали, r радиус спирали. Обобщая вышеизложенное, можно заключить:

$$\begin{cases} \varphi_{\rm MF} = 2\pi l(\theta)\lambda_{\rm s}^{-1} \\ \lambda_{\rm s} = v_{\rm \phi}f^{-1} \end{cases} \end{cases} \Rightarrow \begin{cases} \varphi_{\rm MF} = 2\pi l(\theta)v_{\rm \phi}^{-1} \\ v_{\rm \phi} = nSv_{\rm mag}l_s^{-1} \end{cases} \right\}.$$
(I.32)

Таким образом, мгновенная фаза волны:

$$\varphi_{\rm MF}(\theta) = 2\pi f l_s l(\theta) (n S v_{\rm mag})^{-1}, \qquad (I.33)$$

где  $l_s = l(2\pi n)$  — полная длина спирали. Ориентируясь на выражение для мгновенной фазы волны, распространяющейся по спирали, можно определить места совпадения мгновенных фаз волны на разных витках по радиальным направлениям. Если введен какой-то уровень

совпадения фаз, вызывающий деформацию (прогиб) витка спирали, определяемый законом Гука [87]

$$P_{\rm \kappa p} \sim E \frac{h^2}{R^2},\tag{I.34}$$

где h — толщина пластины, E — модуль Юнга, R — радиус изгиба,  $P_{\rm кр}$  — критическое значение внешней нагрузки, за которым самопроизвольно возрастают уже малые изменения формы оболочки, то можно подсчитать количество совпадений фаз на каждый градус угла поворота спирали. Исходя из закона Гука, упругие деформации переходят в пластические в том случае, если прогиб настолько велик, что необратимо изменяет структуру вещества. Это возможно при действии сил, вызывающих давление, больше модуля Юнга E.

$$P_{\Pi\Pi} = p \geqslant E. \tag{I.35}$$

Расслоение слоев спирали вследствие растяжения будет происходить при числе совпадений фаз в каждом радиальном направлении, большем некоторого количества, которое определяется затуханием волны в системе.

Составлена программа, моделирующая распространение поверхностной волны по спирали. В ходе выполнения программы подсчитывается количество совпадений фаз по радиальным направлениям спирали через заданные градуальные промежутки поворота. Амплитуды изгибов витков в различные стороны суммируются с противоположным знаком, результирующая деформация, если она превышает заданное число набегов фаз, вызывает расслоение витков спирали, вплоть до разрыва. Затухание в системе учитывается при оценке результирующей деформации в виде задаваемого числа набега фаз. Результатом выполнения программы являются графики зависимости результирующей деформации витков спирали от угла поворота в пределах от 0° до 360°.

В реальной биологической спиральной структуре близлежащие слои взаимодействуют друг с другом. Т.е. на I слой действует сила со стороны II слоя, на II слой — со стороны I и III и т. д. (рис. 3.04). Связь между слоями в первом приближении можно охарактеризовать линейно с помощью коэффициента связи  $K = K_{\rm CB}$  так, чтобы деформация слоя по закону  $f(\theta)$  передавалась на соседние слои с коэффициентом k, т.е. эти слои претерпевали деформацию  $k \cdot f(\theta)$ .

Проанализируем мгновенное состояние спирали в радиальном направлении с учетом связи между слоями. Функции  $A_g^{I}(\theta), A_g^{II}(\theta), ..., A_g^{N}(\theta)$  будут характеризовать амплитуды изгибов слоев с I по N при наличии связи между витками спирали.  $A^{I}(\theta), ..., A^{N}(\theta)$  — амплитуды изгибов витков спирали без учета связи между ними.


Рис. 3.04. Взаимодействие отдельных витков спиральной структуры при наличии капиллярной волны

$$\begin{cases}
A_g^{I}(\theta) = A^{I}(\theta) + kA^{II}(\theta), \\
A_g^{II}(\theta) = A^{II}(\theta) + kA^{I}(\theta) + kA^{II}(\theta), \\
\vdots \\
A_g^{N-1}(\theta) = A^{N-1}(\theta) + kA^{N-2}(\theta) + kA^{N}(\theta), \\
A_g^{N}(\theta) = A^{N}(\theta) + kA^{N-1}(\theta).
\end{cases}$$
(I.36)

Суммарное напряжение по радиусу спирали имеет вид:

$$\sum_{i=1}^{N} A_g^i = A_g^{\rm I} + A_g^{\rm II} + \dots + A_g^{N-1} + A_g^N, \qquad (I.37)$$

откуда получаем:

$$\sum_{i=1}^{N} A_{g}^{i} = \sum_{i=1}^{N} A^{i}(\theta) + 2\sum_{i=2}^{N-1} k A^{i}(\theta) + k [A^{I}(\theta) + A^{N}(\theta)];$$
(I.38)

упрощая, имеем:

$$\sum_{i=1}^{N} A_g^i = (k+1)[A^{\mathrm{I}}(\theta) + A^{N}(\theta)] + (2k+1)\sum_{i=2}^{N-1} A^i(\theta).$$
(I.39)

Из формулы (I.39) видно, что линейная связь между слоями вносит дополнительный изгиб слоев, который характеризуется только количественно. При этом качественная деформация описывается уравнением распространения волны и условиями фазового синхронизма в спирали.

### 3.3. Экспериментальные данные

Полученные ранее результаты по воздействию импульсного ЭМИ на изолированные препараты большеберцового-седалищного нерва [2, 22, 26] лягушки свидетельствуют, что облучение препаратов синхронно в постлатентный период не приводит к регистрируемым нарушениям в функционировании объектов. Однако при облучении синхронно в латентный период спустя 20 ÷ 30 минут после начала облучения начинается снижение скорости проведения возбуждения и амплитуды (см. гл. 2). Увеличение частоты стимуляции и соответственно частоты следования импульсов ЭМИ с 20 до 100 Гц приводило к повышению температуры объекта и типичному проявлению термического эффекта — увеличению скорости проведения возбуждения и амплитуды ПД. По данным эксперимента, расчетное значение поглощаемой объектом мощности в импульсе равно 300 мкВт, что позволяет в данном конкретном случае оценить интенсивность возбужденных капиллярных волн с учетом фазового синхронизма величиной  $1,5 \cdot 10^{-5}$  Вт · см<sup>-2</sup>. Амплитуда звукового давления при этом составит  $6\cdot 10^3$  дин  $\cdot$  см $^{-2}$ , т. е. в моменты гиперполяризации суммарная амплитуда давления, действующего на мембрану, будет превышать сдавливающую силу. Однако полученное значение амплитуды звукового давления меньше сдавливающей силы, что, по-видимому, можно объяснить необходимостью достаточно длительного времени облучения (20 ÷ 30 минут) для начала развития эффекта. Аналогичная картина имеет место при облучении препаратов изолированного сердца лягушки, однако отсутствие достаточных экспериментальных данных не позволяет провести хотя бы грубую оценку действующего значения интенсивности возбужденных механических колебаний. Озвучивание изолированного препарата сердца морской свинки импульсами низкочастотной вибрации с амплитудой давления до 40 дин  $\cdot$  см<sup>-2</sup> (интенсивность звука  $10^{-9}$  Вт  $\cdot$  см<sup>-2</sup>) в определенную фазу кардиоцикла также приводило к увеличению кардиоцикла, как и при облучении импульсами ЭМИ [1, 10, 26, 29].

Экспериментальная проверка рассмотренного принципа усиления действия неионизирующего излучения биологическими периодическими структурами была проведена на срезах гиппокампа морской свинки при облучении импульсным ЭМИ с частотой несущей 2375 МГц и отдельно при воздействии акустическими колебаниями, вводимыми в омывающий раствор. Кювета, в которой находился препарат и через которую протекал раствор, имела форму конуса. Высота столбика жидкости составляла 45 мм. Облучение вели штатным облучателем СВЧ от медицинского аппарата «Луч-3». Сам аппарат после модернизации использовался в эксперименте в режиме импульсного излучения.

Срезы гиппокампа морской свинки толщиной 400 ÷ 600 мкм инкубировались в растворе при насыщении 4% карбагеном. Скорость протока составляла 4 мл/мин при температуре раствора 37 °C. Акустические колебания вводились в раствор с помощью вибратора, в качестве которого использован головной телефон, к мембране которого припаян металлический стержень диаметром 1,5 мм. На другом конце стержня припаян латунный диск диаметром 15 мм. В дно кюветы вмонтирован пьезокерамический датчик. Кювета окружена термостатирующей рубашкой. Резонансы кюветы определялись методом возбуждения в растворе механических колебаний импульсами СВЧ. Сигнал с пьезокерамического датчика после усиления регистрировался на экране осциллографа. Интенсивные механические колебания возбуждались на частотах модуляции СВЧ излучения, равных 1,2 и 4,2 кГц. При этом в режиме меандра, т.е. при скважности равной двум, сигнал с пьезокерамического датчика представлял собой незатухающий синусоидальный процесс возбуждения механических колебаний.

Облучение препаратов вели на частоте следования импульсов 1,2 кГц при длительности импульсов 80 мкс. Длительность облучения — 1 минута. Подъем температуры препарата за время облучения составил 3,4 °С. Озвучивание препаратов вели на частоте 4,2 кГц в течение трех минут. Амплитуда механических колебаний в растворе, регистрируемая пьезокерамическим датчиком, устанавливалась в три раза большей по сравнению с амплитудой возбужденных в растворе механических колебаний импульсами СВЧ. Проведен последующий микроструктурный анализ облученных и озвученных срезов гиппокампа с помощью электронного микроскопа Tesla BS-500. Анализировалось состояние миелиновой оболочки аксонов нервных клеток гиппокампа. На приводимых фотографиях отчетливо видны локализованные области расслоения миелиновой оболочки. Анализ контрольных срезов показал наличие качественно схожих расслоений миелиновой оболочки примерно в 10% случаев. Однако количество областей расслоений не превышало 1 ÷ 2, а ширина и длина расслоений были существенно меньше. На основании приводимого математического аппарата, описывающего распространение акустической волны по спиральной структуре, была разработана программа расчета суммарных набегов фаз колебаний по радиальным составляющим для спиральной структуры с геометрическими параметрами, определенными по данным электронной микроскопии. Для расчета были отобраны четыре фотографии из 20 три фотографии озвученных препаратов и одна — облученного. Отбор фотографий из общего числа производился из условий наибольшей доступности измерения геометрических размеров объектов с наименьшей погрешностью измерения. Точное определение геометрических размеров спиральной структуры аксона по полученным фотографиям невозможно ввиду наличия целого ряда методических погрешностей, присутствующих при измерении линейных размеров срезов. Так, например, ввиду неправильности форм срезов на фотографиях диаметр модельной спирали принимался равным среднеарифметическому между наибольшим и наименьшим размерами среза.

Расчет величин давлений по радиальным составляющим спирали проводился через 10°. Начальная фаза волнового процесса, распро-



Рис. 3.05. Графики распределения давления на спиральной структуре

страняющегося вдоль спирали, взята произвольно, длина акустической капиллярной волны определялась из дисперсионного уравнения (I.4) для резонансных частот кюветы. На рис. 3.05 (*a*-*c*) приводятся графики распределения давления на моделях спиральных структур, рассчитанных по данным, полученным с фотографий,. Амплитуда колебаний вибратора составила  $2 \cdot 10^{-4}$  см. Расчетное значение амплитуды звукового давления равны  $6 \cdot 10^5$  дин · см<sup>-2</sup>, интенсивности звука —  $1,2 \cdot 10^{-1}$  Вт · см<sup>-2</sup>. Расчетные значения амплитуды звукового давления, возбуждаемых импульсами ЭМИ, равно  $6 \times 10^4$  дин · см<sup>2</sup>, интенсивности звука —  $1,2 \cdot 10^{-3}$  Вт · см<sup>-2</sup>.

# 3.4. Обсуждение результатов

Корреляция основных положений рассмотренной модели и экспериментальных результатов оценивалась путем сравнения полученных фотографий (рис. 3.06 (*a* – *e*)) и графиков по следующим критериям:

- подсчет числа областей расслоения миелиновой оболочки аксона и областей максимумов звукового давления на спирали;
- сравнение длины областей расслоения миелиновой оболочки аксона и ширины областей максимумов звукового давления на спирали;
- сравнение ширины областей расслоения миелиновой оболочки аксона и амплитуды областей максимумов звукового давления на спирали.

Анализ полученных фотографий срезов миелиновых оболочек аксонов и графиков распределения звукового давления на модели спирали показал достаточно удовлетворительное совпадение расчетных и экспериментальных данных. Сравнение параметров оригинала и модели, характеризующих области расслоения миелиновой оболочки и области максимумов звукового давления на графиках, и их количеств потребовало введения условного минимального уровня звукового давления в относительных единицах, приводящего к расслоению миелиновой оболочки (выполнение условия  $p_{\min} \ge E$ ). Для этого была использована фотография облученного препарата (срез № 4) при наличии на нем двух областей расслоения. На графике, построенном по данным среза № 4, минимальный условный уровень звукового давления в относительных единицах принят 1,0. В соответствии с таким методическим подходом на всех графиках был введен этот уровень, и число максимумов на каждом графике определяли по превышению звукового давления над ним. При этом, по данным среза № 1 на модели получено четыре области максимумов звукового давления, что соответствует четырем областям расслоения миелиновой оболочки аксона, для среза № 2 четыре области на модели при четырех областях на фотографии, для среза № 3 — четыре области на модели при пяти областях в оригинале и для среза № 4 — по две области.



Рис. 3.06. Области расслоения миелиновой оболочки аксона (метод электронной микроскопии)

Таким образом, на произвольно отобранных фотографиях число областей расслоения на миелиновых оболочках аксонов и число максимумов звукового давления на графиках модели спиральной структуры совпадают с точностью до одного. Корреляцию между параметрами областей расслоения объекта и областей максимумов звукового давления на модели определяли путем измерения линейных размеров областей расслоения — длины и ширины, и областей максимумов звукового давления — ширины и высоты областей максимумов. Расхождение между моделью и объектом по данным измерений для длины областей расслоения составило в среднем 36,4% - 15,6, 29,1 и 64,7% соответственно для срезов на фотографиях 1 ÷ 3, дли ширины областей расслоения — 17,5% (30, 4 и 15,2% соответственно). Степень расхождения результатов, полученных на объекте и на модели, очевидно существенно зависит от изменения выбранного условного уровня звукового давления, принятого как минимально необходимый для расслоения миелиновой оболочки. С другой стороны, метод сравнения полученных результатов путем измерения линейных размеров областей расслоения миелиновой оболочки аксонов на фотографиях приводит к погрешности измерения до  $\pm 20\%$  за счет различного качества областей расслоения на различных объектах и даже на одной оболочке. Расхождение расчетных и экспериментальных данных по количеству расслоений также может быть отнесено за счет произвольности выбора фаз.

Для приводимой модели спиральной структуры рассматривалась свободная граница, т.е. не учитывалось взаимодействие витков с внешней средой. В реальных условиях аксон нервной клетки гиппокампа окружен микрообразованиями. Различная степень связи этих образований с миелиновой оболочкой аксона не может не влиять на картину распределения звукового давления в реальной спиральной структуре. Однако учет этого влияния весьма затруднен из-за случайного распределения микрообразований вокруг аксона, а также различий в характеристиках самих микрообразований, таких, как например, диэлектрическая проницаемость и проводимость. Эти характеристики влияют, прежде всего, на степень локализации электромагнитного поля СВЧ на границах микрообразований в случае облучения объекта, что существенным образом может влиять на картину распределения звукового давления. При возбуждении в среде механических колебаний определенную роль в распределении звукового давления играет соотношение акустических сопротивлений миелиновой оболочки и окружающих микрообразований. Степень выраженности наблюдаемых эффектов обусловливается еще двумя немаловажными моментами.

1. Ориентация плоскости миелиновой спирали относительно электрического вектора при воздействии импульсов ЭМП СВЧ или фронта падающей ультразвуковой волны, или фронта звуковых колебаний вибратора.

2. Частоты импульсов ЭМП СВЧ и вибратора в описанных исследованиях взяты равными частотам резонансов конкретной кюветы и не могут рассматриваться как оптимальные. Выбор этих частот диктовался желанием усилить действие возбуждаемых механических колебаний и механических колебаний вибратора за счет добротности кюветы как резонатора.

Таким образом, в реальной ситуации спиральная структура, как и любая другая, связана с окружающими ее структурами, что приводит к наличию неоднородно закрепленной границы. Вместе с тем, хорошая корреляция числа расслоений на миелиновых оболочках и числа максимумов звукового давления, полученных на расчетных графиках, говорит о возможности привлечения рассмотренной модели для объяснения механизма действия сверхслабых доз неионизирующего излучения на биологические структуры.

# 3.5. Предполагаемый механизм взаимодействия неионизирующего излучения с периодической биологической структурой

В известных работах экспериментально обнаружены прямой и обратный пьезоэлектрический эффекты в модельной структуре пурпурных мембран — периодическая деформация порождает в ней разность потенциалов, а энергия электронного возбуждения трансформируется

в механическую. При стимуляции аксонов краба и кальмара импульсами электрического тока и дальнейшем распространении потенциала действия (ПД), по данным Тасаки с соавторами, в объектах регистрировались поперечные и продольные смещения волокон аксона. Левин с соавторами отмечают, что поперечное движение в виде звуковой волны вызывается изменением трансмембранного потенциала — при деполяризации мембраны имеет место спрямление изгиба аксона, при гиперполяризации — увеличение изгиба. Отсюда можно сделать вывод, что деполяризация мембраны сопровождается ее сжатием, гиперполяризация — растяжением. Распространяющиеся по нервному волокну структурные изменения, обнаруженные оптическими методами, локализованы в периферической части аксона — мембране — и оболочке [Cohen, Левин], причем смещение распространяется по аксону синхронно с ПД. Анализируемые результаты, по аналогии с данными, полученными на пурпурных мембранах [Кетис], позволяют предположить, что наблюдаемые в [Тасаки и др.] смещения аксона при распространении ПД являются проявлением обратного пьезоэффекта и связаны с потенциалзависимой деформацией мембраны [Левин, Малев и др.].

Механические движения при приложении электрического напряжения наблюдаются также у волосковых клеток. Так, при гиперполяризации изолированных наружных волосковых клеток морской свинки последние удлиняются, при деполяризации — укорачиваются [88]. Известно, что проницаемость мембраны можно менять, либо деформируя ее внешней механической силой, либо путем изменения приложенного к ней напряжения. Поскольку при поглощении энергии импульсного неионизирующего излучения в биологическом объекте возбуждаются механические колебания, то последние могут рассматриваться в качестве силы, деформирующей мембрану и приводящей к изменению ее проницаемости либо путем блокирования каналов для ионов Na<sup>+</sup> в момент деполяризации, либо калиевых каналов в момент гиперполяризации. В [89] рассмотрена механотрансдукция волосковых клеток и введено понятие механочувствительного ионного канала. Согласно [89] растяжение бислойных липидных мембран увеличивает их проводимость пропорционально деформации, причем механочувствительность этих мембран в модельной системе можно реализовать путем встраивания синтетических ионных каналов, образованных антибиотиком грамицидином А. По данным [89] и результатам исследований пассивного транспорта ионов в биомембранах сформулирована концепция элементарного механочувствительного центра (ЭМЦ) как ионного канала с флуктуирующей проводимостью вместе со связанным с ним участком клеточной мембраны [89].

Известно, что в физиологическом диапазоне изменений трансмембранного потенциала электрострикционные изменении толщины природных мембран составляют десятые доли ангстрема. Так, при разности потенциалов 0,1 В относительное изменение толщины мембраны составляет 0,2%, т.е. порядка 0,2 Å. Однако по данным Левина и др. при распространении нервного импульса по аксону краба или кальмара поперечное смещение аксона составляет  $20 \div 40$  Å. Если предположить, что возникающая при этом деформация мембраны будет распространяться по миелиновой оболочке, то в результате фазового синхронизма суммарная деформация по радиальной составляющей возрастает пропорционально числу витков миелина. Так, при числе витков порядка  $2 \cdot 10^2$  смещение аксона составит 40 Å, что совпадает с экспериментально полученным результатом [Левин и др.]. Отмечается также, что релаксация механического смещения аксона составляет 10 ÷ 20 мс. Если воспользоваться значением скорости капиллярной волны (см. п. 3.1) и принять радиус аксона порядка  $10^{-4} \div 1.5 \times$  $imes 10^{-4}$  см, то при количестве слоев миелина до  $2\cdot 10^2$  полное время пробега волны деформации по спиральной структуре составит при известных допущениях от 20 до 50 мс, т.е. будет соизмеримым с временем релаксации. Это обстоятельство допускает объяснение большой амплитуды радиального смещения аксона за счет фазового синхронизма и, что не менее важно, позволяет рассматривать время релаксации как время установления квазистатической картины поля. При разности потенциалов 0,1 В на мембрану действует сдавливающая сила порядка  $10^4$  дин  $\cdot$  см $^{-2}$ , которая будет меняться при возбуждении мембраны.

Учитывая, что по отношению к силе мембрана ведет себя как линейная система, и вводя понятие ЭМЦ, можно предположить, что действие на мембрану внешней силой в момент деполяризации будет приводить к блокированию каналов Na<sup>+</sup>, что должно выражаться в уменьшении положительной фазы ПД. Это обстоятельство, в свою очередь, должно приводить к блокированию каналов для ионов K<sup>+</sup> и к уменьшению отрицательной полуволны ПД.

По данным [89] модуль Юнга для биологических мембран имеет значение порядка  $10^3 \div 10^5$  дин см<sup>-2</sup>. Следовательно, при величине внешней силы в пределах 10<sup>4</sup> дин · см<sup>-2</sup> должны начинаться структурные изменения мембраны. С учетом полученного в п. 3.2 значения  $K_{
m v} pprox 10^3$  можно определить минимально необходимое значение амплитуды звукового давления возбужденных механических колебаний для блокирования ЭМЦ величиной 10 дин см<sup>-2</sup>, для структурных изменений — 10<sup>2</sup> дин · см<sup>-2</sup> (значения интенсивностей соответственно  $10^{-10}$  и  $10^{-8}$  Вт · см<sup>-2</sup>). Здесь необходимо отметить, что по данным [Левин, Cohen] при распространении нервного импульса синхронно с ним по нервному волокну распространяются структурные изменения, локализованные в периферической части аксона. Однако поскольку препарат при этом функционирует нормально, то можно предположить, что возникающие при ПД структурные изменения носят быстропроходящий характер и полностью обратимы. Структурные изменения, предположительно возникающие при действии внешней силы, превышающей сдавливающую, должны будут иметь характер либо медленно проходящих, т.е. накапливаться во времени и приводить к частичному



Рис. 3.07. Схема преобразования поглощенной энергии неионизирующего излучения

нарушению функционирования мембраны, либо необратимых — при больших значениях внешней силы. При действии периодической внешней силы за счет фазового синхронизма при наличии периодической структуры возможно суммирование как отрицательных, так и положительных полупериодов колебаний, что будет приводить как к сжатию, так и к растяжению мембраны; превалирование того или иного процесса, возможно, будет приводить к различным результатам в зависимости от временного соотношения фаз ПД и фаз суммированного колебания. Таким образом, механизм действия неионизирующей радиации может быть связан как с блокированием проведения возбуждения, так и с нарушениями механической целостности мембран. Именно подобное воздействие на биологические структуры можно реализовать с помощью очень слабых доз импульсного УЗ, приводящих к параличу конечностей лягушки [31–35].

Рассмотренный здесь механизм биологического действия неионизирующего импульсного излучения и вибрации можно представить схемой (см. рис. 3.07).

Основные положения рассматриваемой здесь модели механизма биологического действия неионизирующей радиации были опубликованы в докладе на симпозиуме «Механизмы биологического действия электромагнитных излучений», г. Пущино, 1987 г. [92]. Данные электронной микроскопии получены старшим инженером Машкиным П. В. в лаборатории ультраструктуры нейронов ИБФ АН СССР. Математическая модель спиральной структуры и программа расчета суммарных набегов фаз разработаны младшим научным сотрудником Службы облучений СВЧ ИБФ АН СССР канд. физ.-мат. наук Колтуном С. В.

## Глава 4

# ПСИХОФИЗИЧЕСКИЕ ИССЛЕДОВАНИЯ И ФИЗИЧЕСКИЕ МОДЕЛИ

## Введение

Примером проявления воздействия на человеческий организм импульсного СВЧ-излучения является слуховой эффект, часто называемый в литературе «радиозвук», — отклик биологической системы на мгновенное изменение величины излучаемой электромагнитной энергии, проявляющийся в объективном восприятии человеком этих изменений. Это восприятие выражается в возникновении слухового ощущения при облучении головы человека импульсами электромагнитной энергии СВЧ. На это явление обратили внимание, когда лица, обслуживающие радиолокационные станции, работающие в импульсном режиме, случайно оказывались в зоне действия излучающей антенны. Было отмечено, что у людей возникает ощущение звука самых различных окрасок.

Впервые изучением этого явления занялся американский исследователь А. Фрей [93], который в лабораторных условиях воспроизвел эффект радиозвука. Им же были выдвинуты некоторые предположения относительно возможного механизма этого явления. Попытку объяснить механизм возникновения радиозвука предпринял спустя почти полтора десятилетия Дж. Лин [63]. Предлагаемая им трактовка радиозвука была разработана под влиянием более ранних работ Фостера и Финча [19], а также Уайта [21], которые показали, что при облучении некоторых жидкостей, в частности 0,15 М раствора КСІ, импульсами СВЧ возбуждаются механические колебания звуковой частоты. Дж. Лин развил термоэластическую концепцию радиозвука, основанную на предположении, что при облучении головы человека в результате поглощения электромагнитной энергии тканями мозга происходит быстрое расширение этих тканей — термоупругий удар, который возбуждает механические колебания. Эти колебания приводят к возникновению у человека звуковых ощущений. Работа Дж. Лина носит теоретический характер и, в основном, посвящена выполненному с помощью ЭВМ расчету распределения амплитуды звукового давления внутри сферической модели с бесконечной добротностью и акустическими и электрическими параметрами по величинам, приближающимся к таковым для ткани мозга. Однако экспериментальных работ, подтверждающих теоретическое рассмотрение вопросов, затронутых в книге Дж. Лина, на тот момент не было.

Несмотря на большое количество накопленных феноменологических данных, в течение долгого времени не выдвигалось ни одной целостной непротиворечивой концепции относительно возникновения эффекта радиозвука. Исследования этого эффекта в большей части своей проводились на добровольцах. На основе анализа и обобщения всего объема психофизических, электрофизиологических, биохимических экспериментов, теоретических работ, посвященных возбуждению механических колебаний в среде при поглощении импульса ЭМП, физических измерений в различных материалах, собственных результатов по исследованию параметров возбужденных импульсами СВЧ механических колебаний в цилиндрических и сферических жидкостных резонаторах и аудиометрии слуховых порогов по костному проведению предложена новая концепция формирования слухового ощущения. Суть ее заключается в предположении о существовании сложной колебательной системы, ответственной за восприятие радиозвука, которая состоит, по крайней мере, из двух низкодобротных контуров с коэффициентом связи между ними выше критической. Такой подход позволил объяснить сложный спектральный состав воспринимаемого слухового ощущения, форму пороговых кривых радиозвука, а также некоторые особенности в аудиограммах костной проводимости, которые были получены при регистрации слуховых порогов с помощью не применявшейся ранее методики.

На основе предложенной концепции разработана и построена двухконтурная резонансная электрическая модель, имеющая функциональные аналоги в оригинале. В модельных экспериментах показана идентичность пороговых кривых эффекта и амплитудно-частотной характеристики (АЧХ) модели в режиме импульсного возбуждения. Показана единая природа так называемых «типов» радиозвука, по-разному проявляющихся при различных длительностях импульсов, что однозначно подтверждается спектрограммами и объясняется перераспределением спектральных компонент механических колебаний при изменении длительности импульса.

В натурном эксперименте обнаружены нулевые биения акустического тонального сигнала с радиозвуком в области частот ниже 8 кГц, ранее никем не регистрировавшиеся, но необходимость существования которых следовала из модельных экспериментов.

В эксперименте показана возможность моделирования радиозвука акустическими аналогами путем непосредственного возбуждения тканей черепа костным вибратором.

Тот факт, что предложенная концепция не только объяснила известные литературные данные по радиозвуку, но и позволила предсказать принципиально важный эффект, который затем получил экспериментальное подтверждение, а также безусловная зависимость частотно-пороговой кривой радиозвука от формы пороговой кривой костного проведения указывают на достаточную полноту соответствия предложенной модели исследуемому явлению. 86

Показано, таким образом, что независимо от формы проявления эффекта механизм радиозвука связан с физическими процессами поглощения энергии ЭМИ в тканях головы и возбуждения в них механических колебаний, а возникновение слухового ощущения происходит за счет проведения этих колебаний по кости к рецепторному аппарату органа слуха.

Некоторые существенные принципы физического моделирования радиозвука применимы для объяснения других эффектов биологического действия ЭМИ. Метод и данные аудиометрии слуховых порогов по костному проведению имеют и самостоятельное значение и могут быть использованы для ранней диагностики заболеваний слуховой системы.

За прошедшие 50 лет (первая работа датирована 1957 г.) в работах по исследованию радиозвука наметились два основных и принципиально различающихся взгляда на возможный механизм данного феномена. Первый предполагал наличие непосредственного действия электромагнитной энергии на структуры мозга и нервные образования, т.е. по сути дела предлагался механизм, связанный с обработкой поступающей информации в некий сигнал, спектральная характеристика которого частично доступна для восприятия человеком в виде искаженного слухового ощущения. Второе объяснение радиозвука связывалось с наличием такого фактора как расширение тканей черепа головы человека за счет поглощения электромагнитной энергии и выделения тепла. Такое расширение тканей черепа должно было приводить к возбуждению упругих механических колебаний и восприятию их за счет костной проводимости. Однако ни первый, ни второй подходы не были в состоянии до конца объяснить некоторые принципиальные вопросы, которые остаются нерешенными до сегодняшнего дня. Термоэластическая теория радиозвука, предложенная Дж. Лином, тоже не смогла дать ответ на вопрос, почему, например, слуховое ощущение, возникающее за счет генерации упругих колебаний, не соответствует доминанте частотного спектра передаваемого сигнала.

# 4.1. История и развитие исследований эффекта радиозвука

Психофизические эксперименты с людьми. Первое сообщение о том, что импульсно-модулированное электромагнитное излучение может вызывать у человека слуховые ощущения относится к 1956 г. [94]. Сотрудниками радиолокационной станции было отмечено появление звуковых ощущений, если они находились рядом с излучающей антенной, в то время как акустических источников поблизости не было. Радиолокационная станция работала на частоте несущей 1,3 ГГц. Антенна излучала прямоугольные радиоимпульсы длительностью 2 мкс, мощностью 500 кВт и частотой следования 600 Гц. Звук наблюдался на расстоянии 1,5  $\div$  2 м от излучающего рупора. С помощью цилиндрического ( $\lambda/4$  в диаметре) экрана было установлено, что наиболее чувствительной областью головы является зона вблизи точки, находящейся посредине и несколько выше условной линии, соединяющей ухо и глаз. Отмечается, что звук ощущался обогащенным высокими частотами и почти не имел основной, т.е. 600 Гц. Два человека, имевшие высокочастотную границу слуха (ВЧГС) вблизи 5 кГц, значительно хуже воспринимали сигнал, чем те, слуховая чувствительность которых простиралась, по крайней мере, до 15 кГц.

Начало систематическим исследованиям обнаруженного феномена положила техническая заметка А. Фрея [93]. В экспериментах использовались два генератора с частотой несущей 1,31 и 2,982 ГГц. Первый генератор излучал прямоугольные радиоимпульсы длительностью 6 мкс с частотой 244 Гц, второй — 1 мкс, 400 Гц. Испытуемые располагались на расстоянии 6 м от излучающей антенны. Уши при этом закрывались специальными заглушками, что позволяло снизить уровень окружающего шума до 40 ÷ 50 дБ над абсолютным порогом слуха (АПС), равным 0,0002 дин · см<sup>-2</sup>. В экспериментах участвовало 8 человек. Всеми лицами ощущался жужжащий характер звука. Ощущение возникало без заметного латентного периода, сразу после включения генератора или попадания человека в зону облучения. При снижении окружающего шума субъективно ощущаемая громкость радиозвука возрастала. Для всех испытуемых источник звука казался локализованным на небольшом расстоянии сзади головы, независимо от их ориентации относительно излучателя. При определении пороговых величин были получены средние значения плотности потока мощности (ППМ<sub>ср</sub>) — для генератора с частотой несущей 1,31 ГГц — 0,4 мВт  $\cdot$  см<sup>-2</sup>, для генератора, работающего па частоте 2,982 ГГц, — 2 мВт  $\cdot$  см<sup>-2</sup>. При умножении этих величин на скважность получаем импульсную плотность потока мощности (ПП $M_{\mu}$ ) — 266,8 мB $\tau \cdot cm^{-2}$ и 5 Вт · см<sup>-2</sup>, соответственно. Используется параметр, имеющий смысл количества энергии, переносимого за время действия импульса через единичную площадку, — плотность потока энергии (ППЭ). В данном случае  $\Pi\Pi\Im = 1,6$  и 5 мкДж · см<sup>-2</sup>.

У добровольцев, участвовавших в эксперименте, были сняты аудиограммы воздушной и костной проводимости. Причем отбирались добровольцы с различным характером нарушений функций слуха, с различной патологией. Результаты экспериментов и аудиограммы добровольцев позволили прийти к следующим выводам:

1) для восприятия радиозвука необходимо, чтобы человек воспринимал акустический сигнал с частотой выше 5 кГц путем костной проводимости;

2) для восприятия радиозвука нет необходимости в способности восприятия звука за счет воздушной проводимости.

Таким образом, первый вывод фактически предопределил поиск в дальнейших работах механизма возникновения радиозвука как следствия физиологических особенностей слуха человека. Совершенно 88

естественным было после этого направить усилия на поиск точки приложения воздействия электромагнитного поля, которая, как следовало из выводов, сделанных в работе [95], наиболее вероятно должна была находиться в области органа слуха. Вместе с этим появлялась принципиальная возможность рассматривать некоторые другие структуры в качестве возможных преобразователей импульсно-модулированного СВЧ-поля в слуховое ощущение.

В следующих работах [95, 96] А. Фрей установил зависимость восприятия радиозвука от частоты несущей и режима модуляции.

Методом экранирования различных участков головы было установлено, что эффект не является следствием действия ЭМП па пломбы или коронки зубов. Исключалось также непосредственное действие на барабанную перепонку, поскольку наличие и качество эффекта не зависело от положения испытуемых относительно излучателя. Возможность взаимодействия ЭМП с нейронными комплексами ставится автором работ [95, 96] под сомнение ввиду отсутствия каких-либо других сенсорных эффектов.

Результаты экспериментов показали также, что уровень восприятия коррелирует с пиковой мощностью, а не со средним значением уровня мощности.

Экспериментальные данные и построенные расчетные кривые [95] глубины проникновения излучения в ткани мозга в зависимости от частоты несущей позволили автору этой работы определить, что наиболее чувствительной областью к СВЧ-излучению, с точки зрения формирования слухового образа, является височно-ушная область. Поскольку расчеты показали, что поглощенная энергия СВЧ-поля может затрагивать и корковые отделы, А. Фрей пришел к следующим выводам относительно возможной точки приложения действия СВЧ-поля как возбудителя радиозвука (или как начальной субстанции, запускающей механизм восприятия радиозвука):

1) Барабанная перепонка не может быть возбудителем, так как у лиц, страдающих отосклерозом, возникало субъективное ощущение звука при облучении импульсами СВЧ.

2) Возбудителем слухового ощущения при облучении головы человека импульсами СВЧ может быть улитка органа слуха, но экспериментальных данных, подтверждающих это предположение, нет.

3) Возможно непосредственное действие СВЧ-поля на мозг. Однако сам А. Фрей тут же поставил вопрос: «Если такая возможность принципиально существует, то почему импульсное СВЧ-поле не проявляется в других объективных ощущениях?»

Облучение с частотой следования импульсов, равной или меньшей 100 Гц, воспринималось в виде отдельных жужжащих щелчков, при большей частоте звук сливался. В этой работе впервые указывается на зависимость субъективной оценки возникающего слухового образа от частоты следования импульсов. А. Фрей не смог объяснить результаты своих исследований с точки зрения наличия какого-либо механизма, однако его другие работы позволяют высказать некоторые соображения по этому поводу.

Известно, что с увеличением частоты несущей уменьшается глубина проникновения излучения в ткани мозга, резко возрастает пороговый уровень пиковой мощности, необходимой для формирования радиозвука. Очевидно, что уровни излучения, используемые в работе [96], оказались недостаточными для формирования восприятия радиозвука. К такому же заключению, видимо, можно прийти, исходя из того, что для всех испытуемых требовалось многократное облучение для возникновения ощущения радиозвука.

На различный характер воспринимаемых звуков А. Фрей указывал в своих работах [95–97]. Во время облучения всеми испытуемыми отмечалось, что радиозвук проявляется в виде жужжания и шипения. А. Фрей отмечает, что субъективная оценка испытуемых указывает на высокочастотный характер воспринимаемого радиозвука. А само восприятие радиозвука проявляется лучше в диапазоне несущей 0,3 ÷ 3 ГГц.

Психофизические эксперименты по восприятию людьми радиозвука проводились также А. Гаем с сотр. [82] на частоте несущей 2450 МГц при длительности импульсов от 0,5 до 32 мкс.

В.В. Тяжелов с сотр. [98, 100] провели большую серию психофизических исследований, в которых удалось, наряду с разнообразием методик, направленных на выяснение особенностей рассматриваемого явления, внести ранее отсутствовавший в такого рода экспериментах элемент объективности. Тот же экспериментальный материал использован в работах [99–102] с той лишь разницей, что в них делается попытка интерпретации результатов и формулировки на этой основе гипотезы возможного механизма явления.

В экспериментах использовался генератор с частотой несущей 800 МГц и максимальной импульсной мощностью 500 Вт. Длительность импульсов варьировалась в пределах 5 ÷ 150 мкс, частота следования — от 50 до 20000 Гц. Для всех испытуемых (18 человек) предварительно определялась высокочастотная граница слуха. Уровень окружающего шума в помещении, где проводились эксперименты, оценивался величиной 40 ÷ 60 дБ над АПС.

Ни один из испытуемых, у которых ВЧГС была ниже 10 кГц, не услышал радиозвука при длительности импульсов 10–30 мкс. Из 15 наблюдателей с ВЧГС, лежащей выше 10 кГц, только один не смог услышать радиозвука при такой модуляции. Все, слышавшие радиозвук при длительности импульсов 10–30 мкс (при этом ППМ<sub>и</sub> на поверхности головы превышала 0,5 Вт · см<sup>-2</sup>), отмечали политональный характер звукового ощущения при частоте следования до 8 кГц и монотональный при частоте следования выше 10 кГц. Во всех случаях источник звука казался находящимся в голове.

В экспериментах снимались пороговые характеристики радиозвука в зависимости от частоты следования и длительности импульсов.

При увеличении частоты следования импульсов от 6 до 8 кГц наблюдалось снижение громкости (подъем порога чувствительности), в то время как звук становился более монотональным, хотя по-прежнему содержал не менее трех компонент. Наблюдатели с ВЧГС ниже 15 кГц в зоне повышения порога полностью утрачивали способность восприятия радиозвука при применявшихся  $\Pi\Pi M_{\mu}$  (~ 1 BT · cm<sup>-2</sup>), в то время как наблюдатели с ВЧГС ≥ 17 кГц имели в этой области лишь незначительный подъем порога ( $\sim 0,3~{
m Bt\cdot cm^{-2}}$ ) (рис. 4.01). Кроме того, отмечено, что первые были не в состоянии различать сигналы с частотой следования 5 и 10 кГц. Испытуемые же с более широким слуховым диапазоном отмечали, что кажущаяся высота тона для 5 кГц выше, нежели для 10 кГц. Для различных частот следования импульсов, длительность которых в этой серии экспериментов была 10 мкс, пороги, выраженные в ППЭ, варьируют от 2 мкДж  $\cdot$  см<sup>-2</sup> и в основном до 10 мкДж · см<sup>-2</sup>. Одиночные импульсы начинают прослушиваться при ППЭ  $\approx 45$  мкДж · см<sup>-2</sup>.



Рис. 4.01. Пороговые кривые эффекта радиозвука в зависимости от частоты следования импульсов при длительности 10-40 мкс: *а* — ВЧГС 14 кГц; *б* — ВЧГС 17 кГц

Сложная пороговая характеристика была обнаружена и для зависимости от длительности импульсов при постоянной их пиковой амплитуде (рис. 4.02). При изменении длительности импульсов от 5 до 50 мкс громкость воспринимаемого радиозвука возрастала, затем при длительностях от 70 до 100 мкс звук убывал до полного исчезновения, снова появлялся и нарастал при больших длительностях. Причем при приближении длительности импульсов к величине 110 мкс некоторые испытуемые отмечали резкое изменение характера ощущения — скачкообразное снижение высоты тона и перемещение кажущегося источника звука из головы вовне. Оказалось, что даже люди, которые имели ВЧГС ниже 10 кГц и не были способны воспринимать радиозвук при малых длительностях импульса, услышали его при больших. Для других наблюдателей при плавном уменьшении длительности импульсов от 100 к 60 мкс наблюдался своего рода «эффект захвата частоты» 100, 102], состоявший В одновременном восприятии и высокочастотного и низкочастотного (т.е. проявляющегося при больших длительностях) радиозвука — при длительности менее 50 мкс последний исчезал. Перерыв в облучении на  $2 \div 4$  с также приводил к исчезновению в восприятии низкочастотного радиозвука.

Наиболее важной характеристикой исследуемого явления, как с точки зрения возможности последующей ее интерпретации в целях





поиска наиболее оптимального режима модуляции, так и с точки зрения поиска возможного механизма, служит частотный диапазон воспринимаемого радиозвука. Знание этой характеристики позволило бы сузить поиск и сделать его более целенаправленным. Именно этой проблеме в первую очередь посвящена работа [14], в которой методом нулевых биений удалось определить границы частотного диапазона воспринимаемого радиозвука в тех экспериментальных условиях, в которых он обычно исследовался.

Анализ предыдущих работ показал, что характер воспринимаемого радиозвука по субъективной оценке не соответствует частоте следования импульсов. Это обстоятельство в первую очередь и порождало отношение к радиозвуку, как к явлению, имеющему физиологическую основу.

Под термином «физиологический» подразумевается специфическое действие электромагнитного поля только на биологические объекты, а под термином «физический» — взаимодействие электромагнитного поля с веществом вообще.

Вместе с тем ни в одной из работ не проглядывался какой-либо цельный механизм этого явления, в котором физиологические особенности какой-либо из структур, выделенных в работе [95], проявлялись бы четко и однозначно. Однако к моменту выполнения работы [5] в печати уже появились сведения о результатах исследований, которые фактически представляли первую попытку понять процесс формирования слухового ощущения у человека при облучении импульсами СВЧ не с точки зрения физиологии, а с точки зрения физики. И хотя приоритет в этом направлении принадлежит работе [21], вышедшей в 1963 г., тем не менее спустя лишь 12 лет исследователями была предпринята попытка рассмотрения эффекта радиозвука с позиции физики.

Вернемся к работе [5], в которой описан следующий эксперимент. Одновременно с облучением головы испытуемого импульсами СВЧ

92

включался электродинамический излучатель, питаемый генератором звуковых частот. Идея эксперимента состояла в том, что при равенстве частоты следования импульсов поля и частоты звуковых колебаний испытуемый должен услышать нулевые биения. Однако этого не произошло. При любой частоте следования импульсов от 0,8 кГц и выше нулевые биения фиксировались только в том случае, если частота акустического сигнала была выше 8 кГц и соответствовала обертону частоты следования импульсов СВЧ. В табл. 4.1 приводятся значения частот следования импульсов СВЧ и частот акустического сигнала, на которых были зафиксированы нулевые биения.

Таблица 4.1

#### Значения частот следования импульсов СВЧ и тонального сигнала, соответствующие наличию нулевых биений по субъективной оценке испытуемых (крестиками обозначены моменты, когда отмечались биения)

Частота следования импульсов, СВЧ, кГц	Частота тонального сигнала, кГц													
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
1								+	+	+	+	+	+	+
2								+		+		+		+
3									+			+		
4								+				+		
5										+				
6												+		
7														
8								+						
9									+					
10										+				
11											+			
12												+		
13													+	
14														+

Данные, приводимые в таблице, позволяли прийти к выводу о том, что нижняя граница воспринимаемого радиозвука лежит в области 8 кГц и простирается до ВЧГС. Для более четкой фиксации нулевых биений наблюдателям предоставлялась возможность подстраивать амплитуду и фазу акустического сигнала таким образом, чтобы происходило полное подавление звукового ощущения. Нужно отметить, что эти данные были получены при длительностях импульса СВЧ 5–10 мкс.

Таким образом, авторами этой работы был сделан вывод о возможности восприятия радиозвука только для частот, начиная с 8 кГц и выше. Проявление же более низкочастотного радиозвука рассматривается как принципиально отличное от обычного «высокочастотного радиозвука» явление, по крайней мере, другой его тип, который не менее чем на 20 дБ подавлен высокочастотным и ощущается только в минимуме проявления последнего.

Из теории Дж. Лина [63], рассматривавшего голову человека как резонатор и связывавшего частоту возбужденных механических колебаний с размером головы, следовало, что при увеличении размера головы резонанс должен был бы сместиться, что должно было привести к изменению частоты воспринимаемого радиозвука. Для проверки этого предположения испытуемые погружались в контейнер с водным раствором поваренной соли с акустическими и электрическими параметрами, близкими к таковым в тканях. При этом предполагалось, что за счет увеличения эффективного радиуса головы, вследствие равенства этих параметров, должна уменьшиться частота резонанса и испытуемый будет воспринимать более низкочастотный радиозвук. Однако этого обнаружить не удалось. При длительности импульсов менее 50 мкс наблюдалось уменьшение громкости, пропорциональное степени погружения головы в воду. При увеличении длительности импульсов свыше 50 мкс, даже частичное погружение в воду приводило к утрате ощущения звука.

В работах [101, 102] рассматривался вопрос о возможности существования двух типов радиозвука — «высокочастотного» и «низкочастотного» на основе полученных ранее [5] результатов. Была рассмотрена возможность существования «двух типов радиозвука» как следствие наличия двух механизмов, приводящих к формированию различных слуховых ощущений. Один — низкочастотный, трактовался как результат теплового расширения тканей при поглощении импульса электромагнитной энергии СВЧ (в соответствии с термоэластической концепцией Дж. Лина), высокочастотный — как результат действия этого же импульса на нейронные структуры — параметрическая синхронизация. Однако дальнейшего развития эти работы не получили, и механизм возбуждения того или иного типа радиозвука остается на уровне предположений.

В работе [103] авторы предприняли попытку воспроизвести результаты психоакустических исследований [104, 105] по субъективному сравнению двух импульсных последовательностей с разным режимом модуляции, заменив тестовый звуковой сигнал на сигнал СВЧ. Однако получить тот же результат, что и в психоакустических исследованиях, авторы не смогли. В работе имели место очевидные методические просчеты, что и могло стать причиной неудачи. В частности, вывод о том, что частота слышимого радиозвука лежит в пределах  $4,8 \pm 0,8$  кГц, сделан из ошибочной посылки и противоречит как классической работе одного из авторов [93], так и другим работам [5, 98]. На основе этого вывода тем не менее делается заключение, что структурой, детектирующей ЭМП, являются наружные волосковые клетки кортиева органа.

В заключение необходимо добавить, что существует ряд работ по исследованию поведенческих реакций лабораторных животных на ИМ ЭМИ [106, 113]. В них различными независимыми способами подтверждается предположение о том, что у животных так же, как и у людей, импульсное ЭМП СВЧ может вызывать слуховые ощущения.

Методы и приборы для возбуждения и регистрации механических колебаний в жидких средах импульсами СВЧ. Сферические объемы при возбуждении в них механических колебаний обладают целым спектром частот [114]. В этой связи для простоты оценки полученных результатов и выявления зависимости параметров возбуждаемых в жидкости механических колебаний от параметров импульсной последовательности СВЧ в качестве простейшей модели выбрана пробирка с жидкостью, помещаемая в зону действия импульсного ЭМИ. При этом столбик жидкости, заполняющей пробирку, обладает свойствами четвертьволнового резонатора с определенной добротностью.

Простота и наглядность такой системы, а также полная эквивалентность с теоретической моделью Дж. Лина по основным формальным признакам позволили рассматривать ее как адекватную физическую модель для исследования эффекта радиозвука.

Для регистрации возбужденных в жидкости механических колебаний использованы пьезокерамические преобразователи с чувствительностью  $10^{-6}$  В·дин<sup>-1</sup>·см<sup>2</sup> в диапазоне частот  $40 \div 2 \cdot 10^4$  Гц с неравномерностью амплитудно-частотной характеристики ±5 дБ. Калибровка датчиков осуществлялась методом пистонфона [115].

В качестве сферических резонаторов использованы колбы и пластиковые мячи, заполняемые этанолом.

Для облучения больших объемов жидкости (до 3 л) применялись облучатели в виде открытого торца прямоугольного волновода сечением  $10 \times 72 \text{ мм}^2$  и прямоугольного рупора с апертурой  $90 \times 120 \text{ мм}^2$ , используемые на частоте 2375 МГц с ППМ<sub>и</sub> 140 и 20 Вт · см<sup>-2</sup>, соответственно. Источником колебаний СВЧ служили разработанные ранее импульсные генераторы СВЧ на базе лабораторного генератора ГС-6 и медицинского аппарата для микроволновой терапии «Луч-58-1» [116–118]. Максимальная выходная мощность в импульсе на частоте 800 МГц составила 120 Вт, на частоте 2375 МГц – 500 Вт.

Регистрация возбужденных в сферических стеклянных резонаторах механических колебаний осуществляется с помощью включенных в стенку колбы пьезокерамических преобразователей.

Регистрация колебаний может вестись и с помощью автономного пьезоприемника, на который непосредственно устанавливается резонатор с жидкостью. На этот же приемник устанавливаются и пластиковые сферические резонаторы. На рис. 4.03 приводится разрез конструкции автономного пьезоприемника.

На рис. 4.04 и 4.05 показаны способы облучения сферических моделей, на рис. 4.06 приводится блок-схема экспериментов по возбуждению и регистрации механических колебаний.

На фото показан аппаратурный комплекс для исследования характеристик возбужденных в сферических моделях механических колебаний. На переднем плане — модернизированный генератор «Луч-58-1М», на столе (слева направо) — сферическая колба с радиопоглощающей жидкостью, установленная на автономном пьезоприемнике, сзади которой установлен СВЧ-адаптор с развязывающим ферритовым вентилем. Далее — генератор прямоугольных импульсов для модуляции СВЧ излучения, милливольтметр, осциллографы и частотомер.

Облучение сферических резонаторов больших размеров на частоте несущей порядка 0,9 ГГц показало, что в результате дифракции на пьезокерамическом преобразователе наводится паразитный сигнал СВЧ, практически делающий невозможным регистрацию механических колебаний. Для постановки эксперимента на этих частотах ЭМИ был разработан метод возбуждения меха-



Рис. 4.03. Разрез конструкции автономного пьезоприемника: 1 пьезоэлектрический преобразователь, 2 — основание (латунь), 3 — прижимная пружина, 4 изолирующая шайба (текстолит толщиной 0,15 ÷ 0,2 мм), 5 корпус (латунь), 6 — центрирующая шайба (текстолит), 7 съемная крышка (латунь), 8 шпенек (латунь), 9 — гибкий проводник, 10 — кабель, 11 — изолирующая прокладка (текстолит толщиной 0,5 мм), *12* — стакан, 13 — экран кабеля, 14 — трубка (полихлорвинил)

нических колебаний в стеклянных сферических резонаторах с помощью СВЧ-аппликатора диаметром 13–15 мм, опускаемого в этанол через горло колбы.

Во всех случаях при облучении сферических резонаторов необходимо применять все меры, снижающие механическую вибрацию резонатора внешними источниками. Желательно проведение экспериментов в экранированных помещениях со звукоизоляцией. Комплекс этих мер позволяет работать в условиях существенного снижения импульсной мощности СВЧ (иногда до нескольких единиц ватт) и регистрировать сигналы, снимаемые с обкладок пьезоэлектрического преобразователя порядка  $10^{-5}$ – $10^{-4}$  В.



Фото. Аппаратурный комплекс для исследования возбуждаемых в сферах механических колебаний



Рис. 4.04. Облучение сферы прямоугольным волноводом с сечением  $10\times70~{\rm Mm}^2$ 

На рис. 4.07 изображена схема эксперимента по возбуждению механических колебаний в сферическом стеклянном резонаторе с помощью аппликатора, работающего на частоте 915 МГц, с регистрацией этих



Рис. 4.05. Облучение сферы прямоугольным рупором с сечением  $90 \times 120$  мм<sup>2</sup>



Рис. 4.06. Блок-схема эксперимента по возбуждению механических колебаний в жидких сферических моделях: 1 — СВЧ-генератор, 2 — генератор прямоугольных импульсов, 3 — осциллограф, 4 — частотомер, 5 — усилитель, 6 милливольтметр, 7 — пьезопреобразователь, 8 — колба с жидкостью, 9 облучатель, 10 — вентиль, 11 — направленный ответвитель

колебаний с помощью вклеенного пьезокерамического преобразователя.

Как правило, усиление слабых сигналов на фоне шумов осуществляют с помощью резонансных усилителей. В данном случае это тем более могло бы быть оправданным ввиду достаточно узкой полосы частот возбуждаемых механических колебаний при экспериментах с ограниченным набором резонаторов. Однако опыт работы с генераторами СВЧ показывает, что даже при работе на закрытую нагрузку в условиях

4 Тигранян Р.Э. Вопросы электромагнитобиологии



Рис. 4.07. Возбуждение механических колебаний импульсами ЭМИ в стеклянном сферическом резонаторе с помощью СВЧ-аппликатора: 1 — сферический резонатор, 2 — пьезокерамический датчик, 3 — пластмассовое дно, 4 резиновая прокладка, 5 — усилитель, 6 — осциллограф, 7 — ваттметр, 8 генератор прямоугольных импульсов, 9 — генератор СВЧ, 10 — рамка

экранированных помещений [116] в импульсном режиме излучения достаточно ничтожно малого наведенного потенциала от ЭМИ на входных цепях селективной усилительной аппаратуры, чтобы возбудить ее на частотах, близких к регистрируемым.

Для проверки возможности использования усилительной аппаратуры, обладающей избирательными свойствами, в эксперименте использовали селективный микровольтметр B6-9. В качестве источника прямоугольных импульсов использован генератор Г5-54. Предварительно на вход селективного микровольтметра непосредственно с выхода генератора Г5-54 подавали прямоугольные импульсы длительностью порядка 5–25 мкс и частотой следования порядка 100 Гц. На рис. 4.08 показана одна из осциллограмм выходного сигнала селективного мик-



Рис. 4.08. Артефакт возбужденных механических колебаний при подаче на вход селективного усилителя короткого прямоугольного импульса от генератора Г5-54 (селективный микровольтметр B6-9)

ровольтметра при его возбуждении прямоугольными импульсами от генератора Г5-54 в полосе перестройки 1–20 кГц. Затем включали генератор СВЧ, нагружали его на открытый излучатель сечением  $10 \times 72$  мм<sup>2</sup> и в непосредственной близости от него устанавливали

сферический резонатор с этанолом. При прежних параметрах импульсной последовательности осуществляли режим импульсной модуляции ЭМИ на частоте несущей 2375 МГц. Селективный микровольтметр располагали в зоне с интенсивностью в пределах допускаемых уровней облучения — порядка 30–50 мкВт · см<sup>-2</sup>.

На рис. 4.09 приводится осциллограмма выходного сигнала селективного микровольтметра при открытом входе прибора. Сравнение осциллограмм со всей очевидностью показывает возможность появления артефакта при применении селективной усилительной аппаратуры даже в допустимых условиях работы.



Рис. 4.09. Артефакт возбуждаемых механических колебаний коротким наведенным импульсом СВЧ при селективном усилении (селективный микровольтметр B6-9)

Следующим этапом проверки возможности возникновения артефакта была регистрация выходного сигнала селективного микровольтметра при подведении к его входу сигнала с преобразователя. Колебания возбуждали в пробирке с этанолом по схеме, приведенной на рис. 2.17, с помощью ЭМИ на частоте 800 МГц. Мощность в импульсе на входе в волновод — 70–75 Вт. Измеренная интенсивность ЭМИ в зоне расположения селективного микровольтметра — в пределах 10 мкВт · см<sup>-2</sup>. Частота возбуждаемых механических колебаний в этаноле и частота настройки селективного микровольтметра несколько расстраивались друг относительно друга с целью обеспечения возможности наблюдения нулевых биений между сигналом, снимаемым с преобразователя, и возбужденным в селективном микровольтметре за счет наведенного на входных цепях ЭМИ и продетектированным в приборе. На рис. 4.10 показана осциллограмма таких биений.

Для неискаженного усиления видеоимпульса, формируемого на входных цепях усилителя, ширина полосы пропускания усилителя определяется известным соотношением  $f_{\rm B} = 1/\tau_{\rm u}$ , где  $\tau_{\rm u}$  — длительность импульса. Применяемые значения  $\tau_{\rm u}$  в экспериментах по облучению каких-либо модельных или биологических систем ЭМИ в дециметровом диапазоне практически ограничены снизу значением  $10^{-6}$  с, т. е. величина  $f_{\rm B}$  должна быть порядка 1-3 МГц. Входное сопротивление усилителя при работе с пьезокерамическими преобразова-



Рис. 4.10. Артефакт биений частот связи при селективном усилении наведенного импульса СВЧ совместно с электрическим сигналом, снимаемым с пьезокерамического преобразователя (селективный усилитель B6-9)

телями составляет  $\sim 10^5$  Ом. Амплитуду выходного сигнала усилителя можно задать в пределах 0,1–1,0 В. Поэтому величина коэффициента усиления может быть определена в пределах  $500 \div 1000$ , что вполне достаточно для наблюдения сигнала на экране осциллографа и проведения каких-либо измерений.

Принципиальная схема разработанного усилителя с близкими к описанным параметрами приводится на рис. 4.11.



Рис. 4.11. Принципиальная схема широкополосного усилителя

Ввиду работы усилителя в условиях действия импульсного СВЧ поля с целью повышения его помехозащищенности и снижения склонности к самовозбуждению монтаж усилителя выполнен секционированным, корпус с крышкой имеют по всей линии разъема электрический контакт и выполнены из латуни. Шина питания проложена с помощью блок-емкостей, установленных на поперечных экранах. Фотография монтажа усилителя со снятой крышкой показана на рис. 4.12. Усилитель имеет три разъема типа СР-50, с помощью которых соединяется с пьезокерамическим преобразователем и осциллографом. Чтобы не ставить специального переключателя при переходе от работы с малым сигналом к большому, разъемы Г1, Г2, Г3 (см. рис. 4.11)



Рис. 4.12. Конструкция усилителя (вид со снятой крышкой)

допускают работу со следующими значениями коэффициента усиления при различной перестановке кабелей:

$$\begin{split} &\Gamma_1 \rightarrow \Gamma_3, \quad K_{\rm y} = 500 \\ &\Gamma_1 \rightarrow \Gamma_2, \quad K_{\rm y} = 37 \\ &\Gamma_2 \rightarrow \Gamma_3, \quad K_{\rm y} = 13. \end{split}$$

Стрелками обозначено направление сигнала от входа к выходу,  $K_{\rm v}$  — коэффициент усиления.

Проверка разработанного усилителя проводилась в тех же условиях, что и селективного микровольтметра. При этом наблюдали биения в пробирке с неполным заполнением. Если высота столбика жидкости и высота воздушного столбика подобраны так, чтобы их частоты были близки или кратны, то при возбуждении в такой системе механических колебаний можно получить биения.

Использовали пробирки одинакового диаметра с высотой 50 и 60 мм. Высота столбика жидкости в обоих случаях составляла 40 мм. Таким образом получали две системы резонаторов — жидкостный с высотой 40 мм и воздушный с высотой 10 мм и жидкостный с высотой 40 мм и воздушный с высотой 20 мм. Соответственно частота возбуждаемых в жидкости механических колебаний в обоих случаях неизменна, а частота колебаний воздушного резонатора должна меняться вдвое. Это обстоятельство должно было бы проявиться при регистрации биений и свидетельствовать об отсутствии артефакта.

На рис. 4.13 и 4.14 приводятся осциллограммы биений частот связи для обеих систем. Для наглядности более короткого процесса биений осциллограмма на рис. 4.13 получена при более высокой скорости развертки луча осциллографа. Необходимо отметить, что при регистрации биений в описанной системе резонаторов для получения регистрируемой амплитуды сигнала биений преобразователь располагался внутри пробирки в воздушном резонаторе ввиду слабого воздействия воздушного столбика на столбик жидкости. В качестве преобразователя использован биморфный кристалл [66].



Рис. 4.13. Биения частот связи: высота столбика жидкости — 40 мм; высота столбика воздуха — 10 мм



Рис. 4.14. Биения частот связи: высота столбика жидкости — 40 мм; высота столбика воздуха — 20 мм

Эксперименты с использованием физических моделей желательно проводить в экранированных помещениях со звукоизоляцией, особенно при работе с открытыми излучателями [117]. На рис. 4.15 показана схема расположения аппаратуры в таком помещении.

На рис. 4.16 для сравнения приводится осциллограмма биений частот связи при облучении пробирки с этанолом по схеме на рис. 2.17 при возбуждении резонансных колебаний и их регистрации с помощью разработанного усилителя. Второй сигнал реализован с помощью акустической электродинамической головки, ось излучения которой направлена на пробирку. Смесителем при этом служит пьезокерамиче-



Рис. 4.15. Схема расположения аппаратуры в экранированном помещении

ский преобразователь. Таким образом, можно считать, что применение широкополосного усилителя и работа в экранированном помещении обеспечивают корректную постановку экспериментов.



Рис. 4.16. Биения возбуждаемых в пробирке механических колебаний импульсами ЭМИ с акустическим сигналом

# 4.2. Возбуждение механических колебаний в ограниченных объемах импульсным ЭМИ

**4.2.1. Одноконтурные резонансные модели.** В соответствии с концепцией Дж. Лина, согласно которой голова человека при возбуждении механических колебаний в тканях рассматривается как акустический резонатор с частотой резонанса, определяемой скоростью звука в тканях черепа и радиусом головы (одноконтурная модель), в качестве облучаемых объемов жидкостей в экспериментах использованы одноконтурные системы.

Цилиндрическая модель. В качестве резонатора использовалась пробирка с раствором NaCl [119], представляющая собой четвертьволновой резонатор ввиду наличия свободной поверхности жидкости и закрепленного дна пробирки. Высота столбика жидкости в пробирке варьировалась от 30 до 50 мм.

Таблица 4.2

Высота столбика жидкости, мм	Период механических колебаний, мкс	Частота механических колебаний, кГц	Длина волны, мм	Рассчитанное среднее значение скорости звука в воде, см · с <sup>-1</sup>
30	$80 \div 100$	$12 \div 10$	120	$1,\!44\cdot 10^5$
40	$100 \div 120$	$10 \div 8$	160	$1,\!45\cdot 10^5$
50	$140 \div 160$	$7\div 6$	200	$1,42\cdot 10^5$

Для всех трех столбиков жидкости (30, 40 и 50 мм) на экране осциллографа зарегистрированы механические колебания. С помощью меток на экране осциллографа были определены периоды механических колебаний (табл. 4.2). Пользуясь соотношением  $L = \frac{n\lambda}{4}$  [1], где L — высота столбика жидкости,  $\lambda$  — длина волны и  $C = \lambda f$ , можно получить приближенные значения скорости звука в жидкости для всех трех случаев. Более строгое выражение для L приводится в [65].

С учетом погрешностей измерения периода механических колебаний (до 10%) и высоты столбика жидкости (до 3%) полученные данные хорошо согласуются с приводимыми в литературе. Аналогичные данные получены для этанола.

При изменении частоты следования импульсов ЭМИ амплитуда возбуждающихся в жидкости механических колебаний максимальна при  $f_{\rm H} = f_{\rm p}/n$ , где  $f_{\rm H}$  — частота следования импульсов ЭМИ,  $f_{\rm p}$  — частота механического резонанса столбика жидкости, n = 1, 2, 3, ..., и тем выше, чем меньше n, и минимальна при значениях  $f_{\rm H}$ , равных  $\frac{2f_{\rm p}}{2n+1}$ . При частоте следования импульсов, достаточной для затухания

возбужденных механических колебаний в жидкости в интервалах времени между импульсами, при изменении длительности импульсов СВЧ периодически меняется амплитуда возбужденных механических колебаний. Периодичность появления максимумов (минимумов) амплитуды механических колебаний равна 1/f, где f — частота возбужденных в жидкости механических колебаний. На рис. 4.17 приводится экспери-



Рис. 4.17. Зависимость амплитуды возбужденных механических колебаний от длительности импульса СВЧ

ментальная зависимость амплитуды возбужденных механических колебаний в столбике жидкости от длительности импульсов ЭМИ [120]. При длительности импульсов  $\tau_{\mu} \leq T/4$  колебания от переднего фронта не различимы на осциллограмме, а виден лишь суммарный периодический процесс (см. рис. 2.10). Существенно, что в те моменты, когда длительность импульсов такова, что происходит уменьшение амплитуды возбужденных резонансных колебаний (при  $\tau_{\mu} = nT$ ), отчетливо воспринимается «на слух» более низкий тон, соответствующий частоте следования импульсов. Восприятие низкочастотных колебаний начинается с частоты следования импульсов ЭМИ, при которой различимы отдельные щелчки. Тон, соответствующий собственным резонансным колебаниям системы, воспринимается «на слух», начиная с частоты повторения импульсов порядка 250 ÷ 300 Гц. На рис. 4.18 приводится осциллограмма возбужденных механических колебаний, соответствующая воспринимаемому низкочастотному тону.

Возможность непосредственного восприятия на слух и визуального наблюдения на экране осциллографа колебаний, возбужденных в жидкости при облучении пробирки импульсным ЭМИ СВЧ, позволяет сделать предположение о том, что радиозвук также обусловлен преобразованием падающей энергии ЭМП в энергию механических колебаний в поглощающем веществе. С этой точки зрения, объект, на



Рис. 4.18. Осциллограмма возбужденных в пробирке механических колебаний при малой частоте следования импульсов ЭМИ с длительностью, равной *nT* 

котором проводились исследования, можно рассматривать как физическую модель применительно к исследованию радиозвука, а результаты модельных экспериментов интерпретировать в приложении к данному явлению.

Результаты рассматриваемых здесь работ по радиозвуку и генерации механических колебаний позволяют высказать некоторые соображения. Зависимость, приведенная на рис. 4.17, полностью совпадает с теоретически рассчитанной Дж. Лином, что подтверждает формальную аналогию наших моделей. Принципиальное отличие результатов, полученных на данной физической модели, от результатов Дж. Лина [121] состоит в выявлении частотной зависимости амплитуды механических колебаний, что ставит нашу модель гораздо ближе к реальной ситуации, поскольку зависимость эффекта радиозвука от частоты следования импульсов отмечалась многими исследованиями [5, 97, 108, 122, 123]. Важно, что такая зависимость была получена как при объективной регистрации на экране осциллографа, так и при субъективном восприятии «на слух».

Особенно интересным и важным является результат, состоящий в возможности восприятия «на слух» низкочастотного тона, соответствующего частоте следования импульсов, в моменты, когда при длительности импульса  $\tau_{\mu} = nT$  (n = 1, 2, ...) колебания, соответствующие резонансной частоте модели, подавлены и имеет место лишь генерация пачек колебаний от переднего фронта (рис. 4.18). Этот результат позволяет рассматривать так называемый низкочастотный тип радиозвука, описанный в работах [5, 104], как воспринимаемую органом слуха первую гармонику механических колебаний, возбуждающихся внутри черепа при одновременном подавлении более интенсивных резонансных колебаний при длительности импульса, равной их периоду. При длительностях импульсов, равных  $\frac{2n+1}{2}T$ , воспринимается высокочастотный тон, соответствующий резонансной частоте возбужденных колебаний.

Данные, полученные на модели, позволяют объяснить зависимость порога восприятия радиозвука от длительности импульса, полученную

в натурном эксперименте [5] и приведенную на рис. 4.02. Если исходить из значения частоты возбужденных механических колебаний 8 кГц, то при длительности импульса, равной половине периода, т. е. 60 мкс, естественно, наблюдается минимум порога. При длительности импульса, равной периоду возбужденных механических колебаний, т. е. 120 мкс, наблюдается полное подавление восприятия высокочастотного тона и появление на фоне этого подавления более низкочастотного тона высоты, соответствующей частоте следования импульсов, как можно предположить, исходя из рис. 4.18.

Таким образом, достаточно простая и наглядная система позволила дать ответ на сложные вопросы, касающиеся механизма радиозвука, что дает право сам объект, на котором проводились исследования, рассматривать в качестве физической модели радиозвука.

Гипотеза о «двух типах» радиозвука, обусловленная физиологическими особенностями, пока остается на уровне предположения. Вместе с тем микрофонный потенциал улитки возникает при механическом смещении базилярной мембраны [124]. Эксперименты по регистрации МПУ морских свинок показали, что этот потенциал возникал при воздействии на слуховой аппарат как акустического сигнала за счет воздушной проводимости, и возбуждения механических колебаний костей черепа с помощью излучающего пьезокристалла за счет костной проводимости, так и при действии микроволнового импульса [125]. При этом вне зависимости от природы воздействующего фактора и типа проводимости форма микрофонного потенциала по общему характеру приблизительно одинакова во всех случаях, т.е. во всех трех случаях имело место механическое смещение базилярной мембраны.

Наличие микрофонных потенциалов при механическом действии на кости черепа и при микроволновом облучении, с учетом результатов по облучению жидких сред импульсами СВЧ, говорит в пользу единого механизма возникновения слухового ощущения во всех описанных случаях.

Однако описанная модель никак не объясняет сложный спектральный состав возбуждаемого звукового стимула [126–129] политональный характер радиозвука в области частот 8 кГц, а также количественных соотношений на пороговых кривых [5, 100] и, тем более, зависимость формы пороговых кривых радиозвука от собственной ВЧГС испытуемых [5, 98].

Сферические модели эффекта радиозвука. На втором этапе исследования роли механических колебаний, возбужденных импульсами СВЧ, в формировании звуковых ощущений у лиц, подвергающихся облучению, были использованы модели, в большей степени отвечавшие этой задаче [130]. Поскольку голова человека в первом приближении может быть представлена как сферическая оболочка, заполненная веществом с определенными механическими свойствами [131, 121], в качестве модели использовали стеклянные и пластиковые сферы, заполнявшиеся теми же жидкостями, что и пробирки в первой серии экспериментов.

Эксперименты проводились со стеклянными сферическими колбами диаметром 105, 120 и 185 мм и пластиковой сферой диаметром 120 мм, которые заполнялись этиловым спиртом. В некоторых случаях для сравнения результатов использовались и другие модели, что будет оговорено в соответствующем месте.

Известно, что субъективно воспринимаемая громкость радиозвука имеет логарифмический характер зависимости от импульсной ППМ [97]. Подобным же образом зависит от ППЭ амплитуда отклика  $N_1$ в слуховом нерве и амплитуда МПУ, регистрируемых в круглом окне улитки морских свинок [80, 132]. В работе [125] было также показано, что зависимость от ППЭ в чистом виде имеет место только до некоторой определенной длительности импульса (30 мкс), а при большей длительности амплитуда откликов в стволе мозга зависит только от ППМ<sub>и</sub>. Обобщая эти экспериментальные данные, можно прийти к выводу, что субъективная громкость радиозвука так же, как и порог ощущения, и амплитуда ВП в слуховых путях, имеют логарифмическую зависимость от ППЭ. Причем это верно только для длительностей импульса, не больших некоторой максимальной, которая, как видно из графика на рис. 4.17, должна быть равна половине периода возбуждающихся колебаний. Известно, что орган слуха прибор логарифмический, поэтому вполне логично предполагать, что фактор, приводящий к появлению слухового ощущения или электрического отклика в слуховых путях, должен линейно зависеть от ППЭ или от ППМ<sub>и</sub> при постоянной длительности импульса. В работе [133] была теоретически предсказана линейная зависимость звукового давления в сферах различного диаметра от падающей ППМ<sub>и</sub>. Экспериментального подтверждения этого результата в литературе не обнаружено, несмотря на его принципиальность.

На рис. 4.19 приводятся графики экспериментально полученных зависимостей амплитуды возбужденных механических колебаний от выходной импульсной мощности генератора и, соответственно, расчетной ППМ<sub>и</sub>. Зависимость 1 снималась для резонансной частоты 11,8 кГц сферы диаметром 105 мм при длительности импульсов 20 мкс. Зависимость 2 снималась для резонансной частоты 2,6 кГц той же сферы при длительности импульсов 80 мкс. Импульсная мощность рассчитывалась по измеренной средней и скважности. Максимальные значения напряжений электрического сигнала, снимаемого с пьезодатчика, замеренные вольтметром, равны соответственно –240 мВ для зависимости 1 при коэффициенте усиления усилителя, равном  $K_y = 500$ , и 43 мВ для зависимости 2 при  $K_y = 37$ .

Как видно из приводимых графиков, амплитуда возбужденных в сферических объемах механических колебаний линейно зависит от ППМ<sub>и</sub> (ППЭ).


Рис. 4.19. Зависимость амплитуды механических колебаний, возбуждающихся в сфере диаметром 105 мм, от ППМ<sub>и</sub>: *1* — для резонансной частоты 11,8 кГц (ось ординат справа); *2* — для резонансной частоты 2,6 кГц (ось ординат слева)

Поскольку в экспериментах геометрические размеры модельных объектов были соизмеримы с длиной волны применявшегося излучения ( $\lambda = 12,6$  см), представлялось важным экспериментально исследовать характер локальных неоднородностей поля внутри объемов. Возможность возникновения таких неоднородностей за счет фокусировки обоснована в ряде работ [134–137], а Дж. Лин использовал условие фокусировки ЭМП в своей модели.

В «термоэластической» концепции Дж. Лина [121, 138] этот момент рассматривается как принципиальный и определяющий моды возбужденных механических колебаний. И хотя результаты, полученные в эксперименте по возбуждению механических колебаний в пробирке с жидкостью [119], показали, что моды колебаний представляют собой классическую акустическую картину [139], случай облучения сферы с размерами, сравнимыми с длиной волны, нуждался в проверке.

Для создания внутри жидкой сферы областей поглощения электромагнитной энергии с различными объемами и геометрией сфера облучалась двумя способами — прямоугольным волноводом сечением  $10 \times 72$  мм<sup>2</sup> и прямоугольным рупором  $90 \times 120$  мм<sup>2</sup>.

Распределение поглощенной электромагнитной энергии в сферическом объеме определялось методом измерения температуры жидкости внутри сферы и методом зонда по величине наведенного на нем напряжения СВЧ с последующим его детектированием.

Регистрация частот возбужденных механических колебаний в сфере диаметром 105 мм показала, что (с погрешностью в пределах 1-2%) частоты возбужденных колебаний при облучении сферы волноводом и рупором совпадают. Специального определения картины поля внутри жидкости не проводилось, но совершенно очевидно, что при облучении в условиях равенства величин подводимой мощности к облучателю рупор и волновод должны формировать различные области поглощения электромагнитной энергии — как по форме (за счет различной геометрии торца облучателя), так и по размерам (за счет различной ППМ).

Сравнивая полученные результаты возбуждения механических колебаний импульсами СВЧ с равными условиями их возбуждения с помощью лазера [75], можно предположить, что размеры области поглощения энергии могут служить определяющими только в том случае, если среда полубесконечна, т.е. как минимум нет отраженной акустической волны. Если же среда ограничена (рассматриваемый нами случай), то частота возбужденных механических колебаний будет определяться размерами и геометрией ограничивающего объема, а сама область поглощения энергии может рассматриваться лишь как источник внешнего возмущения, имеющего широкий спектр частот. О том, что при облучении сферы различными облучателями формируются разные по своим размерам и форме поглощающие области, говорит тот факт, что в случае облучения сферы волноводом, имеющим меньшее сечение по сравнению с рупором и соответственно существенно большее значение ППМ, амплитуда регистрируемых механических колебаний была существенно выше. На то, что при облучении ограниченного объема различными облучателями частота резонанса объема определяется лишь его размерами, указывается в работах [132, 140].

Измерение распределения температуры проводилось при облучении сфер с диаметрами 105 и 185 мм и цилиндра диаметром 185 и высотой 65 мм, заполняемых этиловым спиртом и 1 М раствором NaCl. Время облучения варьировалось от 15 с до 5 мин. Измерение температуры проводилось сразу после выключения поля в трех точках: в слое жидкости, расположенном непосредственно перед излучателем, в центре и точке, диаметрально противоположной первой. Чтобы избежать погрешности, связанной с выравниванием температуры по объему за время измерения (~ 10 с), процедура повторялась трижды так, чтобы каждый раз последовательность измерения температуры в выделенных точках была иной. Оказалось, что неравномерность нагрева по диаметру сферического объема имеет величину порядка 2,5°, причем наибольший нагрев происходит вблизи излучателя и убывает по мере удаления от него. Таким образом, в экспериментах не было обнаружено концентрации электромагнитной энергии в центре сфер — так называемых «горячих пятен», упоминающихся в работе Дж. Лина [121]. Измерение распределения величины напряженности электромагнитного поля внутри жидкости, заполняющей сферу, показало, что поле максимально вблизи излучателя и экспоненциально убывает по мере удаления от него. Поскольку измерялось относительное изменение величины напряженности электромагнитного поля, возмущением, вносимым зондом, пренебрегали. Значения амплитуды продетектированных импульсов при расположении антенны у стенки колбы, примыкающей к излучателю, в центре колбы и у стенки, максимально удаленной от излучателя, относятся как 1:0,5:0,2.

Отсутствие концентрации электромагнитной энергии в использованных жидких сферах подтвердил эксперимент с различным способом возбуждения механических колебаний в цилиндре диаметром 185 мм и высотой 65 мм. В первом случае излучатель находился сбоку от цилиндра. Во втором случае облучение проводилось сверху, т.е. условия фокусировки исключались. Существенных различий в параметрах возбужденных механических колебаний зафиксировано не было, т.е. в обоих случаях возбуждались одни и те же моды колебаний, если параметры ЭМП совпадали.

Такая же картина имела место и при облучении сверху и сбоку цилиндра с жидкостью диаметром 60 мм и высотой 200 мм различными облучателями и на различных частотах (915 и 2375 МГц). Во всех случаях частоты (моды) возбужденных механических колебаний соответствовали расчетным.

Измеренное распределение температуры по объему цилиндрической модели также не позволило выявить какого-либо характеристического подъема температуры, связанного с величиной радиуса модели или диэлектрической проницаемости жидкостей.

Полученные экспериментальные данные позволяют исключить условие концентрации электромагнитной энергии как необходимое для возбуждения в замкнутом объеме механических колебаний импульсами СВЧ. В соответствии с этим не представляется необходимым считать центр сферы источником механических колебаний, возбуждаемых в жидкости. Нахождение в центре сферы пучности или узла давления зависит от степени связи сферы с внешней средой, т. е. от граничных условий.

Таким образом, в этих экспериментах так же, как и в работе [141], проводившейся на головах животных, не было обнаружено преимущественной концентрации электромагнитной энергии в центре облучаемых объектов.

На рис. 4.20 (1-4) показано распределение амплитуд давлений в стеклянных сферических колбах, заполненных этанолом, полученное с помощью акустических зондов. Акустические зонды (рис. 4.21) представляют собой полую стеклянную трубку, открытую сверху. Нижний конец трубки расширен. На торец трубки на клею крепится пьезоэлектрический преобразователь диаметром 10 ÷ 12 мм. Коаксиальный кабель, соединяющий преобразователь с усилителем, выводится через стеклянную трубку. Картина звукового поля определяется путем измерения амплитуды возбужденных механических колебаний по диаметру колбы от основания горла до дна. Измерения проводились в колбе диаметром 105 мм с шагом, равным 5 мм. Графики построены для четырех частот возбужденных механических колебаний — 3; 6; 8,5; 11,3 кГц.

Полученные результаты хорошо согласуются с расчетами для длин волн механических колебаний, возбуждаемых в колбе. Так, для частоты 6,1 кГц при скорости звука в этаноле, равной 1,18 ·  $10^5$  см · c<sup>-1</sup>, длина волны равна 20 см, т. е. в колбе должна укладываться половина волны. Полученные графики показывают, что, вне зависимости от способа облучения, в центре колбы может иметь место как пучность, 112



Рис. 4.20. Амплитудные зависимости акустического давления в сферических колбах с этанолом для различных частот: 1 - f = 2,7 кГц; 2 - f = 6,1 кГц; 3 - f = 8,7 кГц; 4 - f = 11,7 кГц



Рис. 4.21. Акустические зонды

так и узел давления. Справедливость такого вывода косвенно подтверждается и в [133, 142].

Для расчета максимального давления, возникающего в жидкости при поглощении ею импульсной электромагнитной энергии, воспользуемся выражениями, полученными Л. Гарнеем [59]:

$$P_{\max}^{c} = \frac{C\beta I_{o}}{2JS} \left(1 - e^{-\alpha C\tau_{\scriptscriptstyle H}}\right) \tag{I.40}$$

для свободной границы и

$$P_{\max}^{3} = \frac{C\beta I_{o}}{2JS} \left(1 - e^{-\alpha C\tau_{\scriptscriptstyle \rm H}/2}\right) \tag{I.41}$$

для закрепленной границы, где обозначения те же, что и в выражениях главы 2. Поскольку оба крайних случая являются математической идеализацией, а реальные физические объекты лишь с различной степенью точности могут быть отнесены к тому или другому, расчеты целесообразно производить по обеим формулам, получая при этом граничные величины. Если обозначить выражения при  $I_o$  в формуле (I.40) как  $K_c$ , а в формуле (I.41) —  $K_3$ , то, соответственно:

$$P_{\max}^{c} = K_{c}I_{o}$$
 и  $P_{\max}^{3} = K_{3}I_{o}$ .

Для спирта при рассматриваемых условиях и  $\tau_{\rm u}=20~{
m kkc}~-~K_{
m c}=$ = 9,1 дин  $\cdot$  Вт<sup>-1</sup>,  $K_3 = 8,0$  дин  $\cdot$  Вт<sup>-1</sup>. Одновременное использование единиц СГС и СИ объясняется тем, что для удобства в расчетах при размерности  $[I_o] = BT \cdot cm^{-2}$  размерность  $[P_{max}]$  нам необходимо получать в дин  $\cdot$  см<sup>-2</sup>. В абсолютном большинстве экспериментов ПП $M_{\mu}$ с учетом 50% отражения составляла от 15 до 70 Вт $\cdot$ см<sup>-2</sup>. Следовательно, давление, возникающее внутри сфер, заполненных спиртом, должно достигать величин, находящихся в пределах от 120 до 650 дин см<sup>-2</sup>. Аналогично рассчитываются эти величины и для водных растворов NaCl, по акустическим и электрическим характеристикам близких к веществу мозга [143]. Для концентрации 0,125 М, при которой  $\alpha = 63 \text{ м}^{-1}$  [143],  $K_{\rm c} = 1,0$  дин · Вт<sup>-1</sup>, а  $K_{\rm s} = 0,73$  дин · Вт<sup>-1</sup>, и для тех же ППМ<sub>и</sub> значения давления будут находиться в диапазоне от 10 до 70 дин · см<sup>-2</sup>. Эти величины хорошо согласуются с собственными экспериментальными данными. Действительно, сигналы имели амплитуды десятки-сотни милливольт и до  $1 \div 2$  В в отдельных случаях. С учетом чувствительности регистрирующей системы  $(10^{-5} \text{ В} \cdot \text{дин}^{-1} \cdot \text{см}^2)$  резонансные характеристики сфер и  $K_v = 37$  или 500 в зависимости от амплитуды механических колебаний и типа регистрирующего прибора, получается достаточно хорошее совпадение в порядках величин. Продемонстрируем это на конкретном примере, относящемся к эксперименту по определению зависимости амплитуды возбужденных механических колебаний от ППМи. При облучении стеклянной колбы диаметром 105 мм на частоте собственного резонанса 11,8 кГц при  $K_{\mathrm{y}}=\dot{5}00,~ au_{\mathrm{H}}=20$  мкс и замеренной падающей ПП $M_{\mu} = 26,8$  Вт·см<sup>-2</sup> показания вольтметра составили 240 мВ. Амплитуда напряжения на датчике, следовательно, равна 1344 мкВ и давления — 1344 дин  $\cdot$  см<sup>-2</sup>, а с учетом добротности ( $\sim$  10) давление

от одиночного импульса должно быть порядка 130 дин · см<sup>-2</sup>. Для резонансной частоты 2,6 кГц из того же примера —  $K_y = 37$ , напряжение по вольтметру — 43 мВ, получаем, что давление на датчике при той же ППМ<sub>и</sub> и добротности будет на порядок меньше, что хорошо согласуется с данными Дж. Лина, рассчитанными для одиночного импульса.

При определении резонансных частот конкретных сферических объемов исходили из предварительных расчетов по формулам для сферических резонаторов [116] и резонатора Гельмгольца [53].

Расчет по формуле для резонатора Гельмгольца:

$$f_{\mathrm{p}} = rac{C}{2\pi} \sqrt{S/lV}$$
 ,

где  $f_{\rm p}$  — резонансная частота, C — скорость звука в среде, заполняющей резонатор, S — площадь сечения горла, l — высота горла, V — объем резонирующей среды, имеющей наименьшее значение частоты, для сферы диаметром 105 мм, высотой горла 20 мм и диаметром 30 мм, заполненной этиловым спиртом, дает величину порядка 1,4 кГц. В эксперименте же минимальная частота для колбы при разном заполнении горла (от уровня сферы до среза горла) изменялась соответственно от 1735 до 913 Гц, что действительно указывает на сильную зависимость резонансных свойств от степени заполнения горла колбы.

Как указывалось раньше, амплитуда возбужденных механических колебаний максимальна при длительности импульса, равной половине периода колебаний данной частоты. Однако границы, в пределах которых можно варьировать длительностью импульса, определяются достижением режима меандра. Исходя из приведенных условий, выбирались начальная длительность импульса (порядка 400 мкс) и диапазон поиска низкой резонансной частоты. Для сферы диаметром 105 мм резонансная частота составила 1238 Гц. При увеличении частоты следования импульсов СВЧ в момент возникновения механических колебаний в сфере частотомером регистрировались как частота возбуждающих импульсов, так и частота возбужденных колебаний. Данные этого эксперимента сведены в табл. 4.3. Существенно, что колебания возникали не только в случае равенства частот, но и тогда, когда частота следования импульсов равнялась субгармонике резонансной частоты сферы. Зависимость амплитуды возбужденных механических колебаний от частоты следования импульсов, равной номерам субгармоник, показаны на рис. 4.22.

Сравнение полученных данных с данными по определению резонансных частот механических колебаний в идеальных сферических резонаторах показывает, что наличие негармонического ряда частот, зарегистрированного в эксперименте, — результат несоответствия рассматриваемой модели идеальному резонатору. Наличие горла в колбе приводит к образованию сложной системы связанных резонаторов цилиндрического и сферического — с различной степенью связи, зависящей от уровня жидкости в горле колбы. Следует заметить, что при

## Таблица 4.3

	-				
Частота следова- ния им- пульсов ЭМИ, Гц	Частота возбужден- ных меха- нических колебаний, Гц	Длитель- ность импульсов ЭМИ, мкс	Частота следова- ния им- пульсов ЭМИ, Гц	Частота возбужден- ных меха- нических колебаний, Гц	Длитель- ность импульсов ЭМИ, мкс
23	1238	400	8270	8270	
23	1238	то же	9030	9030	25
		10 1110	9190	9190	20
			9310	18620	
54	1238	»	9640	19280	
56	1238	—»—	10050	10050	
			10700	10700	
80	1238	—»—	11020	11020	
95	1238	—»—	11140	22280	
			11220	11220	
177	1238		11490	11980	
206	1238		11820	11820	
			12030	12030	
619	1238		12900	12900	
1238	1238		13100	26200	
1710	3420	300	13130	52520	
1750	5250	100	14070	28140	
2280	6840		14650	29300	
2625	5250		14660	29320	
2925	5850		16670	16670	
3160	6320		16940	16940	
3420	3420	70	17170	17170	
4460	4460		19280	19280	
4600	4600		19810	19810	
5250	5250		20040	20040	15
5850	5850		20450	20450	
5920	5920		20960	20960	
6320	6320	50	21340	21340	
6410	6410		21930	21930	
6610	6610		22280	22280	
6840	6840		22440	22440	
7290	7290	40	22980	22980	
7410	7410		23120	23120	
7560	7560		25380	25380	
8060	8060				

Значения частот возбужденных механических колебаний при различных параметрах импульсов СВЧ



Рис. 4.22. Зависимость амплитуды возбужденных механических колебаний от частоты следования импульсов: 1 - 5 мкс, 2 - 10 мкс, 3 - 15 мкс. Частота следования импульсов  $f_{\mu} = f_{\rm p}/n$ , где n — номер субгармоники частоты резонанса

экстраполяции полученных экспериментальных данных на натурный эффект радиозвука необходимо учитывать более сложную геометрию головы человека и наличие неоднородностей. Очевидно, что в реальных условиях это должно приводить к еще более плотному ряду частот, восприятие которого должно быть ограничено сверху высокочастотной границей слуха каждого индивидуума. На рис. 4.23 приводятся осциллограммы возбужденных механических колебаний в сферическом резонаторе, демонстрирующие трансформацию частоты этих колебаний при изменении длительности импульсов ЭМИ.

Полученные результаты позволяют полагать, что факторами, определяющими диапазон возбуждаемых в сфере (голова человека) и регистрируемых (воспринимаемых органом слуха) механических колебаний, в первую очередь, являются длительность импульсов СВЧ и частота их следования. Это объясняет причину возникновения у испытуемых ощущения звука, более высокочастотного, чем частота следования импульсов в ранних работах по радиозвуку, в которых экспериментаторы использовали для модуляции СВЧ излучения короткие импульсы.

Таким образом, можно прийти к выводу, что механизм возбуждения как низкочастотных, так и высокочастотных механических колебаний имеет единую физическую природу, связанную с поглощением электромагнитной энергии тканями головы или рабочей жидкостью, и проявляется в той или иной форме в зависимости от параметров внешнего воздействия. Формирование же слухового образа у человека идет тем же путем, каким воспринимается обычный звук при дефектах



Рис. 4.23. Изменение частоты возбужденных механических колебаний в этаноле при изменении длительности импульса СВЧ. 1-4 — уменьшение длительности импульса СВЧ. Осциллограммы получены при одной и той же скорости развертки луча осциллографа

среднего уха (отосклероз) или как под водой, т.е. посредством костной проводимости.

Вопрос о возможном значении частоты и добротности механического резонанса головы как акустического резонатора при возбуждении в ее тканях механических колебаний импульсами до настоящего времени остается открытым. Приводимые в работах Дж. Лина соотношения C/2a и 1,44C/2a для определения возможных значений частоты механического резонанса голов охватывают диапазон частот порядка 7,5–10,8 кГц для значения скорости звука  $1,44 \cdot 10^5$  см  $\cdot$  с<sup>-1</sup> и a = 9 см, где a - радиус головы. На пороговой кривой радиозвукауказанный диапазон часто ограничен снизу областью максимального порога чувствительности, сверху — минимального. То есть, если переходить к кривой, равной громкости радиозвука, и рассматривать ее как амплитудно-частотную характеристику (АЧХ) некоей резонансной системы, то эти области будут обладать диаметрально противоположными свойствами — минимальным и максимальным коэффициентами передачи сигнала. Такая противоречивость не позволяет принимать столь широкий диапазон возможных значений частот механического резонанса головы. С другой стороны, широкий спектр механических колебаний, возбуждаемых в сферических резонаторах с высокой добротностью (порядка 300-500), позволяет определять какую-либо из частот в качестве основной и сопоставлять с той или иной характерной частотой на пороговой кривой радиозвука. Основываясь на данных [52, 116], можно предположить, что добротность головы как акустического резонатора должна быть невысокой.

## 4.2.2. Голова человека как многомодовый акустический резонатор.

Костно-тканевая аудиометрия в широком диапазоне частот. Задача об определении резонансных характеристик головы человека вытекает из необходимости ввести в термоэластическую концепцию конечное значение механической добротности и экспериментально найти значение резонансной частоты головы как акустического резонатора либо показать возможность существования многомодовой системы. Сам автор термоэластической модели, по-видимому, исходил из собственных общих представлений относительно резонансных свойств головы, хотя по этому вопросу существуют как теоретические [145-148, 132], так и экспериментальные работы [149, 150]. Серьезным недостатком тех и других является их отдаленность от реального объекта. В теоретических работах в качестве моделей рассматриваются, как правило, сферические оболочки разной степени жесткости, заполненные жидкостью, а в экспериментальных резонансные характеристики исследовались на сухих черепах. Есть также аудиометрические исследования, в которых обнаруженные резонансы имели смысл некоторых аномалий в скорости распространения звуковой волны (отклонение от линейной зависимости) [151, 152], но они проводились на частотах,

не превышавших 4 кГц. Работа [153] выполнялась на животных и не может претендовать на общность, поскольку проводилась в неординарных условиях.

Естественным было предположить, что резонансные характеристики головы должны оказывать влияние на восприятие звука по костному проведению. Во всяком случае, можно было предположить наличие некоторых особенностей в аудиограмме костной проводимости на частоте (частотах) механического резонанса головы наблюдателя. Необходимость проведения таких исследований диктовалась и тем, что анализ литературы по костно-тканевой аудиометрии не дал искомой информации. Значительная часть исследований ограничена частотой, не превышающей 5-6 кГц [149, 151-156], либо посвящена ультразвуковому диапазону [157, 158]. Те же работы, где так или иначе представлен интересующий нас диапазон (4-12 кГц) [159-166], не могли дать необходимую информацию, поскольку традиционно костнотканевые аудиограммы снимались по точкам, отстоящим друг от друга либо на октаву, либо на величину, не меньшую 1-2 кГц, в условиях асимметричного подведения звука к мастоиду. Нам же необходимо было иметь пороговую кривую для диапазона частот 4-12 кГц, снятую с шагом не более 200 Гц. Это условие диктовалось тем, что на пороговой кривой радиозвука (см. рис. 4.01) крутизна порога в области частот 6-8 кГц достигает  $60 \div 90$  дБ·окт<sup>-1</sup>.

На сегодняшний день практически не существует единой методики аудиометрии порогов по костной проводимости, отсутствуют ГОСТ и совершенная специализированная аппаратура. Чаще всего в клинических условиях используют установки для воздушной аудиометрии, а в качестве звукоизлучателя берутся вибраторы специальной конструкции, соответствующим образом откалиброванные [154, 155, 159–161, 163].

В качестве звукоизлучателя был использован акустический вибратор, представляющий собой батарею пьезокристаллов из сегнетовой соли, заключенную в дюралюминиевый стаканчик диаметром 30 и высотой 50 мм и залитую эпоксидной смолой. Амплитудно-частотная характеристика этого излучателя, приведенная на рис. 4.24, снималась



на акустической контрольно-измерительной аппаратуре фирмы Брюль и Къер (измерительный микрофон типа 4145, измерительный усилитель типа 2606) в заглушенном боксе при входном напряжении 1,5 В.

Все аудиометрические измерения проводились внутри кубического помещения со стороной 2,8 м. В помещении кроме испытуемого находился только оператор. Стены помещения выложены пенобетоном, пол устлан ковриками из пористой резины. Уровень окружающего шума, замеренный с помощью измерительного микрофона МКЭ-2А, не превышал 25 дБ относительно АПС. В качестве источника переменного напряжения звуковой частоты использовался генератор ГС-100И с высокой стабильностью амплитуды выходного напряжения (порядка 1 ÷ 2%) во всем диапазоне применявшихся частот. Выходное напряжение контролировалось оператором по вольтметру ВЗ-33, частота с помощью частотометра ЧЗ-34. Звукоизлучатель прикладывался плоским донышком ко лбу испытуемого в точке, находящейся в сагиттальной плоскости и отстоящей на 1-2 см от границы волосяного покрова, и фиксировался в таком положении резиновым ремнем на всю процедуру. При этом сила прижима была максимальной, при которой еще не возникало неприятных ощущений у испытуемых, что, по данным [161], приводит к повышению стабильности результатов. Во избежание утомления испытуемого процедура измерения порогов продолжалась не более 30 мин, а повторные измерения проводились не ранее, чем через 2-3 дня. Для предотвращения прослушивания по воздуху и влияния посторонних шумов уши испытуемого закрывались противошумными наушниками типа ВЦНИИОТ-2М (НП 45 × 7), заглушающая способность которых в диапазоне частот 1-8 кГц находится в пределах 22-45 дБ.

Испытуемый располагался в кресле в удобной позе. В левой руке у него помещался кнопочный прерыватель, а правой он мог свободно манипулировать регулятором выходного напряжения звукового генератора. При разомкнутом прерывателе оператор устанавливал частоту выходного сигнала, контролируя ее по частотомеру. Затем испытуемый медленно увеличивал выходное напряжение от нулевого уровня (регулятор в крайнем положении) вплоть до момента появления слухового ощущения. При этом одновременно, для большей достоверности регистрации наличия звука [169], он замыкал и размыкал прерыватель, нажимая на кнопку и отпуская ее. В момент появления ощущения звука испытуемый подавал сигнал оператору, который записывал показания вольтметра и перестраивал частоту выходного сигнала генератора, после чего процедура повторялась. Таким образом, за один сеанс снималась 41 точка в диапазоне от 4 до 12 кГц с шагом 200 Гц. Всего в экспериментах участвовало 6 мужчин в возрасте от 22 до 35 лет, 5 из которых не имели сколь-нибудь существенных отклонений от нормального слуха, а один испытуемый имел заметное снижение чувствительности в области частот выше 8 кГц.

Аудиограммы испытуемых строились по 3–5 испытаниям после предварительного усреднения в каждой точке и с учетом характеристики костного телефона. На рис. 4.25 представлены все 6 аудиограмм под номерами, соответствующими номерам, которые присваивались испытуемым.

Даже при самом поверхностном рассмотрении можно отметить, что каждая аудиограмма сугубо индивидуальна. Отсюда следует, что нельзя без ущерба для информативности строить общую аудиограмму для

«усредненного» испытуемого, поскольку при этом неизбежно нивелируются характерные особенности, принадлежащие каждой аудиограмме в отдельности. Это обстоятельство, по-видимому, является одной из основных причин «гладкости» подавляющего большинства аудиограмм, приводящихся в литературе. Интересно, что в работе [149] авторы особо отмечают уникальность резонансных характеристик сухих черепов. С другой стороны, несмотря на индивидуальность, все аудиограммы имеют безусловное сходство типа подобия формы. Сходство это состоит в наличии чередующихся подъемов и спадов чувствительности, а положение экстремумов на оси частот и их относительная величина делают каждую аудиограмму непохожей на другие. О сходстве и различии индивидуальных аудиограмм можно судить по рис. 4.25, в котором, для большей наглядности, зоны повышения и понижения порогов чувствительности выделены наклонной штриховкой, а линии, соединяющие соответствующие особенности, обозначены строчными буквами.



аудиограммы человека

Детальный анализ приведенного рисунка, по-видимому, может дать интересную информацию для специалистов в области физиологии и патологии слуха. Наиболее важным является то, что аудиограммы имеют вид резонансоподобных кривых с выделенными зонами повышения и понижения чувствительности. Это дает нам основание полагать, что и вид пороговой кривой радиозвука (см. рис. 4.01) в значительной степени обусловлен характеристикой чувствительности по костному проведению, которая, в свою очередь, по всей вероятности, формируется резонансными свойствами костей черепа и головы как целого. Во всяком случае, подъем порога (до 20 дБ), отмечающийся на всех аудиограммах в зоне «в»-«д» с максимумом по линии «г» в районе 7-8,5 кГц, и существенное снижение порога (до 35 дБ) в зоне «е»-«з» с линией минимума «ж» на частотах 10-11 кГц очень хорошо коррелируют с аналогичными особенностями на пороговой кривой радиозвука.

Основной вывод, который можно сделать из экспериментов по аудиометрии слуховых порогов по костному проведению, состоит в том, что голова человека может рассматриваться как многомодовый резонатор, это проявляется в характере аудиограмм, снятых с использованием минимально возможного шага по частоте. Очевидно, что особенности в восприятии звуков по костному проведению оказывают влияние и на характер восприятия радиозвука.

## 4.3. Двухконтурная резонансная модель радиозвука

Концепция двухконтурной резонансной модели. Для анализа пороговой кривой радиозвука и попытки ее описания физическими характеристиками анатомических структур головы и их взаимодействий при возбуждении механических колебаний мы будем пользоваться терминами и категориями четырехполюсников и оперировать с зеркальным отображением пороговой кривой радиозвука — кривой равной громкости радиозвука, т. е. будем оперировать с АЧХ некоей резонансной системы.

Как видно из рис. 4.01, АЧХ такой системы имеет два частотных максимума, которые могут соответствовать механическому резонансу тканей черепа, имеющему место при частоте следования импульсов, равной частоте собственных колебаний и субгармонике. Причем, максимум, соответствующий низкой частоте следования импульсов, распадается на два менее ярко выраженных максимума, проявляющихся на частотах следования импульсов, равных субгармоникам. В принципе, качественно совпадающую с пороговой кривой радиозвука амплитудно-частотную характеристику может иметь одиночный колебательный контур. При подаче на такой контур импульсов внешнего возмущения в нем будут возбуждаться затухающие колебания. Однако сразу можно постулировать следующее:

1) При подаче на одиночный колебательный контур импульсов внешнего возмущения в контуре возбуждаются ударные колебания с частотой, близкой частоте собственных колебаний контура.

2) АЧХ одиночного контура имеет один максимум на частоте собственного резонанса с пологими скатами в обе стороны от этой частоты. Качественное же совпадение АЧХ одиночного контура при ударном возбуждении и кривой, равной громкости радиозвука, объясняется интерференцией между затухающими колебаниями, возбуждаемыми внешними импульсами.

С другой стороны, анализ приводимых в работе [5] графиков показывает (см. рис. 4.01 и 4.02), что если за частоту резонанса принять значение частоты 10–11 кГц, то максимум порога на кривой зависимости этой величины от длительности импульса должен был бы соответствовать длительности импульса, равной периоду возбужденных механических колебаний, т. е. 90–100 мкс. Однако из этих графиков видно, что максимум порога смещен к 120 мкс, т. е. соответствует частоте возбужденных колебаний, близкой к 8 кГц.

То же можно сказать о минимуме порога на этой кривой, соответствующей длительности импульса, близкой к 60 мкс и равной половине периода возбужденных механических колебаний. В то же время область минимального порога на пороговой кривой радиозвука соответствует частоте следования импульсов, равной 10,5 кГц, что, естественно, приводит к допущению наличия резонанса на этой частоте.

Соответствие резонансных частот одноконтурных моделей радиозвука области возможных значений механического резонанса головы (см. п. 4.2) создает определенные удобства при постановке эксперимента. Анализ амплитудных зависимостей звукового давления возбуждаемых в жидкости механических колебаний импульсами ЭМИ показал, что при частоте резонанса столбика жидкости, равной 10 кГц, отношение амплитуд звукового давления на частотах следования импульсов, равных 5 и 10 кГц, в модельном эксперименте существенно больше, чем дли этих же значений частот на пороговой кривой радиозвука. При этом частота 5 кГц рассматривается как субгармоника ввиду монотонального характера слухового ощущения в натурном эксперименте на частоте 10 кГц и выделения первой гармоники частоты следования импульсов, равной также 10 кГц, в модельных экспериментах. Крутой (до нескольких сотен  $d B \cdot o \kappa \tau^{-1}$ ) спад амплитуды звукового давления на частоте следования импульсов, равной 7,5-8 кГц, в модельном эксперименте можно объяснить наличием высокой добротности применяемых в модельном эксперименте одноконтурных моделей. Наличие такой добротности в натурном эксперименте вряд ли может иметь место хотя бы уже по причине больших значений вязкости и затухания в тканях головы по сравнению с таковыми для рабочих жидкостей.

Чтобы определить добротность головы как акустического резонатора, перейдем к кривой, равной громкости радиозвука, и применим известный прием определения добротности резонансного контура. Воспользуемся известным выражением для амплитуды установившихся колебаний в резонансном контуре:

$$X = \frac{K}{K_o} = \frac{F}{\sqrt{f^2 \cdot f_p^2 / Q^2 + (f_p^2 - f^2)^2}},$$

где K — коэффициент передачи сигнала на частоте f,  $K_o$  — коэффициент передачи сигнала на частоте  $f_p$ , F — возмущающая сила. Получаем выражение для добротности контура вблизи частоты резонанса:

$$Q^{2} = \frac{1 - X^{2} f^{2}}{X^{2} (1 - f^{2})^{2}}.$$

Из условия F = 1 при  $X_{\text{max}} = 1$  для  $f = f_{\text{p}}$ , причем в точке  $f = f_{\text{p}}$ ,  $f_{\text{p}} = 1$ . Из пороговой кривой радиозвука для точек  $f_{\text{p}} = 5,5$  кГц и f = 1 кГц (выбирается произвольно) амплитуда колебаний в этой точке на 5,4 дБ меньше, чем в точке  $f = f_{\text{p}}$ , т. е. X = 0,53. При этом f = 0,18 ( $f_{\text{p}} = 1$ ). Подставляя значения этих величин в выражение для добротности контура, получаем значение этой величины для первого контура, близкое к 2. К этому же результату можно прийти, вос-

пользовавшись данными по затуханию амплитуды звукового давления акустической волны в тканях мозга [171]. Для сравнения укажем, что приводимое в [33] значение добротности для головы дельфина, как для колебательной системы с сосредоточенными параметрами, составляет 2–3, что хорошо согласуется с полученными результатами. С другой стороны, крутизна повышения порога на пороговой кривой радиозвука в области частот 7,5–8 кГц составляет 60–90 дБ · окт<sup>-1</sup>, что свидетельствует о высокой добротности рассматриваемой резонансной системы, чего также нельзя добиться для одноконтурного резонатора при указанной добротности. К аналогичным выводам приходят и авторы работы [58].

Если предположить, что пороговая кривая радиозвука есть результат импульсного возбуждения одноконтурной системы, то нетрудно показать, что в данном случае разница амплитуд на основной частоте, равной 10 кГц, и на частоте субгармоники (соответственно 5 кГц) не должна превышать 2 дБ, тогда как на пороговой кривой радиозвука соответствующие точки отличаются более чем на 4 дБ.

Однако главным обстоятельством, которое никак не укладывается в рамки одноконтурной резонансной модели, в целом хорошо описывающей феномен радиозвука, все же являются результаты экспериментов по аудиометрии слуховых порогов по костному проведению звуков. На всех аудиограммах в области частот 7-8,4 кГц имеется подъем порога на величину 5-25 дБ относительно порога на 9-10 кГц и примерно на 5-10 дБ относительно 5,5-6,5 кГц. Объяснить подъем порога на аудиограммах в той же частотной области, что и на пороговой кривой радиозвука, в рамках одноконтурной резонансной модели не представляется возможным. Для того, чтобы исключить эти противоречия, необходимо констатировать не только формальное сходство пороговых кривых на рис. 4.01 и аудиограмм слуховых порогов по костному проведению на рис. 4.25, но и предположить, что и те, и другие характеризуют резонансные свойства системы, воспринимающей звук по кости, и радиозвук, фактически являясь двугорбой АЧХ механического резонатора. Одновременно нельзя не учитывать и данные работы [152] по прямой регистрации механических колебаний внутри головы мертвых животных при облучении их импульсами ЭМИ, где было показано, что голова, в такой постановке эксперимента, является моночастотным резонатором с резонансной частотой, соответствующей резонатору со свободными границами —  $f_{p} = C/2a$ .

Рассмотрим систему из двух связанных колебательных контуров, имеющих равные частоты собственных колебаний. Известно, что форма АЧХ одиночного контура определяется его добротностью, форма АЧХ связанных контуров — еще и коэффициентом связи. На рис. 4.26 [170] приводится семейство АЧХ двух связанных контуров с равной добротностью и разными значениями коэффициента связи. Как видно из рисунка, при сильной связи, т.е. при  $K > K_{\rm кр}$ , АЧХ имеет два частотных максимума, называемых частотами связи.



Рис. 4.26. Семейство АЧХ двух связанных контуров с различным коэффициентом связи (заимствовано из [170])

Если возбудить систему из двух связанных контуров со степенью связи, выше критической, коротким импульсом, то в этой системе возникнут короткие затухающие колебания с двумя различными частотами, близкими к частотам связи. В результате переходных процессов в такой системе возникают также биения, которые длятся и после снятия внешнего возбуждения.

Таким образом, частотный спектр колебаний, генерируемый системой двух связанных контуров при их возбуждении коротким прямоугольным импульсом, существенно богаче по сравнению с одиночным контуром.

При связи, равной критической, полоса пропускания двухконтурной системы более чем в три раза шире, чем у одиночного контура с равной добротностью, т.е.  $\Delta f_{2\kappa} = 3, 1 f_p/Q$ , где  $f_p$  и Q — частота резонанса и добротность одиночного контура. При дальнейшем увеличении коэффициента связи «провал» на частоте резонанса увеличивается

и получаемая в результате этого двугорбая кривая характеризуется двумя полосами пропускания, т.е. суммарная полоса пропускаемых частот еще шире. Основным преимуществом двухконтурной системы при этом является повышение добротности при расширении полосы пропускания, что способствует повышению крутизны скатов АЧХ.

Качественное сравнение АЧХ двухконтурной системы с коэффициентом связи  $K > K_{\rm kp}$  с пороговой кривой радиозвука приводит к допущению предположения о возможности существования реальной двухконтурной системы. Однако это сравнение позволяет сделать и следующий вывод. Симметрия формы АЧХ относительно частоты резонанса обусловлена равенством добротностей обоих контуров и их резонансных частот. Значит, асимметрия пороговой кривой радиозвука, трактуемой как АЧХ двухконтурной колебательной системы, является результатом наличия двух связанных контуров с различной добротностью и различным значением резонансных частот [170]. В этой связи необходимо учитывать некоторые свойства контуров с низкой добротностью.

Для доказательства существования двухконтурной системы, объясняющей эффект радиозвука, оценка добротности обоих контуров имеет первостепенное значение.

Это касается, в первую очередь, определения величины коэффициента связи. Оценку этой характеристики проведем на основе сведений об амплитудно-частотных свойствах периферии органов слуха и пороговой кривой радиозвука.

Предварительно необходимо рассмотреть вопрос о возможности той или иной структуры головы человека играть роль эквивалентного второго контура. В качестве первого контура взята резонансная модель Дж. Лина с частотой резонанса  $f_p = C/2a$ , где C — скорость звука в тканях мозга, a — радиус головы. Сразу можно отметить, что в силу близких значений импедансов биологических тканей любая структура, выбранная в качестве второго резонатора, будет достаточно сильно связана с первым резонатором. Однако это положение приводит к парадоксу — невозможно внутри некоего объема выделить меньший объем со значением скорости звука, равным или близким этой же величине для большего объема, имеющего одинаковую с ним частоту. При этом предполагается, что плотности вещества обоих объемов близки или равны друг другу.

Выход из создавшегося положения можно найти, если предположить наличие внутри черепа структуры, отвечающей одному из следующих условий:

1) скорость звука в структуре отличается от скорости звука для остальных тканей мозга в силу наличия определенной специфики выделенной структуры;

2) скорость звука в структуре отличается от скорости звука для остального объема так, что отношение C/2a для выделенной структуры

имеет ту же численную величину, что и для всего поглощающего электромагнитную энергию объема в целом.

Анализ литературных данных показывает, что в качестве структуры, отвечающей одному из требований, могут быть выделены, по крайней мере, три анатомические структуры черепа — улитка органа слуха, лобные пазухи и мастоиды. Улитка характеризуется переменным значением модуля упругости по длине. Учитывая, что скорость звука определяется соотношением  $C = \sqrt{\frac{\mu}{\rho}}$  (где  $\mu$  — модуль упругости,  $\rho$  плотность) и что податливость мембраны улитки (величина, обратная модулю упругости) вдоль ее длины меняется в 100-1000 раз [172], можно в пределах довольно малого размера улитки органа слуха (длина порядка 35 мм) получить точки со значением скорости звука, резко отличающимся от значения этой же величины для тканей мозга. Если в качестве второго резонатора рассматривать некие воздушные полости (в воздухе скорость звука почти в 4 раза меньше, чем для биологических тканей — 0,  $33 \cdot 10^5$  см  $\cdot$  с<sup>-1</sup>), то при равных резонансных частотах головы взрослого человека и воздушной полости радиус полости составит примерно 2,2 см, что близко к размеру как лобных пазух, так и мастоида [173].

Рассмотрим улитку как возможный второй резонатор, принимающий участие в формировании слухового ощущения при облучении головы человека импульсами СВЧ. Из современных представлений об амплитудно-частотных свойствах улитки органа слуха следует, что при подаче на нее моночастотного сигнала точка локализации смещения обладает характеристической частотой, а отклик самой точки локализации смещения позволяет представить ее в качестве колебательного контура.

Представления о процессах распространения волны давления в улитке органа слуха достаточно полно освещены в многочисленной литературе. Нас будет интересовать в данном случае постулат современной теории слуха — каждая точка улитки органа слуха при ее возбуждении переменным давлением эквивалентна колебательному контуру и имеет АЧХ, подобную АЧХ одиночного контура. Используя это положение, можно рассматривать в качестве второго колебательного контура, принимающего участие в формировании слухового образа при облучении головы человека импульсами СВЧ, улитку органа слуха с точками локализации смещения, обладающими характеристическими частотами  $f_1$  и  $f_2$ . При близких значениях импедансов тканей черепа и улитки органа слуха (импедансы тканей биологических объектов разнятся на 8 ÷ 12%) [174, 175] волна давления, возбужденная импульсом СВЧ в тканях черепа, без особых искажений достигнет улитки. Таким образом, можно считать, что ткани черепа, в совокупности представляющие первый резонатор, и область улитки органа слуха, откликающаяся на периодическую волну давления как второй резонатор, достаточно сильно связаны.

Если это так, то в соответствии с физическими законами, имеющими место в двухконтурной резонансной системе, суммарная АЧХ также должна иметь вид двугорбой кривой.

Поскольку улитка органа слуха является последним звеном, передающим и формирующим смещение с определенными амплитудночастотными свойствами, т. е. местом точек съема информации, предположим в случае возбуждения в тканях черепа ударных акустических волн наличие двух точек локализации смещений. При этом получаем максимум передачи сигнала на частотах связи  $f_1$  и  $f_2$ , возникающих в двух точках локализации смещений, и минимум коэффициента передачи сигнала на частоте возбуждения улитки  $f_p$ , т.е. на частоте возбужденных в тканях черепа ударных колебаний.

По данным [113] добротность амплитудно-частотных характеристик улитковой перегородки изменяется в пределах 1–6 при перемещении точки наблюдения от апикальной к базальной части улитки. Если принять предлагаемый в [121] диапазон возможных значений частоты резонанса головы, то, построив график линейной зависимости добротности точек локализации смещений от частоты, получаем, что эквивалентный контур улитки органа слуха в этом диапазоне частот будет иметь добротность порядка 2,5.

Условия существования двух максимумов на АЧХ связанных контуров, их положение на оси частот и амплитуда определяются добротностью контуров и коэффициентом связи. Положение максимумов на оси частот определяется соотношением

$$f_{1,2}/f_{\rm p} = \left\{ 1 \pm K \left[ 1 - \frac{K_{\rm kp}^2}{2K^2} \left( \frac{Q_1}{Q_2} + \frac{Q_2}{Q_1} \right) \right]^{1/2} \right\}^{-1/2}$$

где K — фактический коэффициент связи,  $K_{\rm kp}$  — критический коэффициент связи, определяемый соотношением  $K_{\rm kp} = \frac{1}{\sqrt{Q_1 \cdot Q_2}}$ ,  $Q_1$  и  $Q_2$  — добротности контуров. При малых добротностях

$$f_1 = \frac{f_p}{\sqrt{1+K}}, \quad f_2 = \frac{f_p}{\sqrt{1-K}}$$

При значениях  $f_1 = 5,5$  кГц,  $f_2 = 11,3$  кГц и  $f_p = 7,4$  кГц, полученных из пороговой кривой радиозвука, значение коэффициента связи близко к 0,6. Определив значение  $K_{\rm kp}$  ( $K_{\rm kp} = 0,46$ ), получаем условие  $K > K_{\rm kp}$ . Приведенная оценка величин добротностей контуров и их коэффициента связи возможна лишь при определенных допущениях и отражает формальную сторону явлений, необходимую для демонстрации предлагаемого здесь методического подхода к изучению механизма этих явлений. Отсутствие окончательно сформировавшихся представлений о механизмах слуха не позволяет проводить полный расчет эквивалентных параметров таких контуров. Так, по современным представлениям упругость основной мембраны вдоль ее длины может меняться в пределах  $10^2-10^3$ , что приводит к изменению скорости звука от 10 до 30 раз. Но именно эта величина определяет импеданс улитки и, соответственно, коэффициент ее связи с остальными тканевыми структурами. С другой стороны, при малых значениях добротностей эквивалентных контуров изменение этих величин в несколько раз практически не приводит к существенному изменению отношений частот связи к частоте резонанса.

Ранее рассматривались условия, которым должна отвечать некая структура, входящая в общий объем тканей черепа, для того, чтобы она могла играть роль второго резонатора.

Поэтому вполне возможно допущение, что в качестве второго резонансного контура может служить некая полость или образование внутри черепа с плотностью, отличающейся от плотности основной массы тканей. Поскольку значения скорости звука для разных биологических тканей отличаются не более чем на  $10 \div 15\%$ , остается предположить, что в качестве второго резонатора может выступать какая-либо воздушная полость внутри черепа. При этом радиус ее из условия  $f_{p} = C/2a$  должен составлять величину порядка 2–3 см. Таким образом, в качестве второго резонатора можно считать лобные пазухи или мастоид, а улитке отвести роль приемника результирующего акустического сигнала. Если учесть, что затухание звука в воздухе меньше, чем в тканях, что приведет к большей добротности второго резонатора, станет более понятной и асимметрия амплитуд частотных максимумов на пороговой кривой радиозвука относительно частоты резонанса. При большей добротности второго резонатора амплитуда низкочастотного максимума всегда меньше, чем высокочастотного [170].

Поскольку улитка органа слуха является последней структурой, осуществляющей механическую частотную селекцию, то именно ее параметрами в конечном итоге будет определяться характер возбуждаемого слухового образа. Поэтому выбор второго эквивалентного контура не является принципиальным.

Качественно близкий аналог пороговой кривой может быть получен параллельным соединением двух резонансных колебательных контуров параллельного и последовательного. На рис. 4.27 показаны АЧХ этих контуров и суммарная АЧХ системы двух этих контуров. Однако в оригинале мы не смогли найти структуру, способную реагировать на внешний сигнал подобным образом, и данный вариант формирования АЧХ мы не рассматриваем.



Рис. 4.27. АЧХ параллельного и последовательного резонансных контуров, соединенных параллельно, и их суммарная АЧХ. 1 — АЧХ последовательного резонансного контура; 2 — АЧХ параллельного резонансного контура; 3 — суммарная АЧХ

5 Тигранян Р.Э. Вопросы электромагнитобиологии

В связи с малыми величинами добротностей первого и второго контуров необходимо рассмотреть еще один вопрос, касающийся резонансных контуров. Известно [176, 177], что частота резонанса одиночного контура определяется соотношением:

$$f_{\rm p} = f_o \sqrt{1 - \frac{1}{4Q^2}} \,. \label{eq:fp}$$

Из этого соотношения следует, что чем меньше добротность контура, тем больше будет разница между частотой резонанса и частотой собственных колебаний контура. Подставив сюда значения добротностей контуров рассмотренной модели, равные 1,8 и 2,5, получаем величину расстройки для каждого из контуров от расчетной величины:

 $\Delta f = 0,96$  — для первого контура;

 $\Delta f = 0.98$  — для второго контура.

Поскольку расстройка первого контура больше, а его добротность меньше, чем у второго контура, низкочастотный максимум на пороговой кривой радиозвука существенно меньше [170].

**Обоснование выбора структуры модели.** Итак, с помощью двухконтурной резонансной модели можно достаточно полно описывать пороговую кривую радиозвука. Однако сама по себе система двух колебательных контуров с коэффициентом связи больше критического не отражает всего механизма формирования радиозвука.

Выше мы уже рассматривали вопрос, касающийся непосредственного воздействия СВЧ излучения на нейронные структуры. Выводы, сделанные в результате этого рассмотрения, позволяют нам ограничиваться частотно-избирательными свойствами физической модели, адекватными таковым для периферийных органов слуха. По данным [176, 178] основной вклад в обеспечение частотной селекции сигналов на периферии слуховой системы вносят механизмы улитки.

Таким образом, в основу физической двухконтурной модели взяты следующие положения, отражающие отдельные механизмы всего эффекта радиозвука в целом:

1) в основе радиозвука лежит резонансное возбуждение акустических колебаний в тканях мозга за счет их термоупругого расширения при поглощении энергии импульса СВЧ-излучения (термоэластическая концепция Дж. Лина);

2) амплитудно-частотные характеристики воспринимаемого радиозвука определяются амплитудно-частотными характеристиками периферии слуховой системы и резонансными свойствами анатомических структур головы.

Исходя из этих положений, попытаемся сформулировать основные требования, которым должна отвечать физическая модель.

Выбор модели какого-либо объекта или явления опирается на некоторое количество положений, характеризующих данный объект [179]. Попытаемся выделить те из них, учет которых позволит разработать физическую модель, максимально отображающую оригинал, т.е. натурный эксперимент по радиозвуку. Примем следующие положения.

1. Возможность использования различных, элементов при конструировании разных элементов модели.

2. Адекватность терминов описания объекта и модели.

3. Высокая степень существенности возможно большего количества общих свойств модели и оригинала.

4. Логическое соответствие элементов и отношений модели элементам и отношениям оригинала.

Из современных представлений об АЧХ улитки органа слуха [172, 180–182] следует, что при подаче на нее моночастотного сигнала резонансная кривая в точке локализации смещений имеет резко асимметричную форму относительно частоты резонанса. По данным [183, 184], цитируемым в [172], амплитудно-частотная характеристика имеет крутизну спада в сторону высоких частот 90 ÷ 150 дБ · окт<sup>-1</sup> для характеристических частот 5–7 кГц, крутизна подъема характеристик составляет в области низких частот около 6 дБ · окт<sup>-1</sup>, а вблизи резонанса достигает 12 дБ · окт<sup>-1</sup>. Если рассматриваемая частота сигнала является предельной, то, видимо, крутой спад резонансной кривой в сторону высоких частот можно рассматривать как высокочастотную границу.

В [172] указывается, что добротность колебательной системы, формирующей возбуждающее воздействие на рассматриваемый нейрон, равна 7–10 и, по экспериментальным данным [112], рассматриваемая крутизна спадов амплитудно-частотной характеристики монотонно растет с увеличением характеристической частоты.

На изменение крутизны спадов в сторону высоких частот при изменении характеристической частоты указывается также в [143], причем здесь диапазон этих изменений лежит в пределах  $60-245 \text{ дБ} \cdot \text{окт}^{-1}$ .

Таким образом, обострение АЧХ происходит как на улитке, так и в механизме формирования возбуждающего действия на нейрон. Дополнительное обострение АЧХ происходит также при сильной связи контуров. Кстати, в технических устройствах система связанных контуров позволяет разрешать противоречие, возникающее при передаче некоторой полосы частот, — наличие высокой крутизны скатов, т.е. высокая добротность, при широкой полосе пропускания.

Поскольку указанные механизмы обострения выполняют одну и ту же функцию, не влияя на другие параметры сигнала, в модели можно ограничиться одним функциональным блоком обострения АЧХ. Исключение будет составлять блок, формирующий спад верхней границы АЧХ, который должен обеспечивать возможность плавной установки частоты среза верхней границы диапазона передаваемого сигнала.

Подъем и спад температуры тканей при импульсном облучении головы человека, т.е. формирование фронтов теплового импульса, не может происходить за времена, равные длительности переднего и заднего фронтов облучающего импульса, ввиду конечной величины теплоемкости ткани. Между тем амплитуда возбужденных в контуре колебаний сильно зависит от параметров возбуждающего импульса. В связи с этим модель должна содержать также блок, выполняющий функцию затягивания фронтов импульса, возбуждающего колебания в модели, т.е. интегратор.

Наконец, чтобы модель радиозвука позволяла осуществлять постановку эксперимента по выявлению полосы воспринимаемых человеком частот методом нулевых биений, она должна содержать следующие основные функциональные блоки, отражающие механизмы всего явления в целом:

 Систему связанных колебательных контуров с коэффициентом связи выше критической; 2) Интегратор; 3) Систему обострения АЧХ;
 Фильтр нижних частот с регулируемой верхней частотой среза (ФНЧ); 5) Фильтр нижних частот с АЧХ среднего уха; 6) Устройство индикации выходного сигнала.

Перечисленные пункты позволяют представить модель лишь в общем виде. Для ее конкретизации необходимо перейти к возможным техническим реализациям. На основе положений, заложенных в физическую модель радиозвука, нетрудно прийти к выводу, что для максимального приближения этой модели к оригиналу колебательные контуры должны иметь геометрическое подобие с анатомическим строением оригинала. Однако это может привести к существенным осложнениям при конструировании такой модели и вряд ли будет оправдано. Подбор необходимых параметров сферической модели при таких условиях облучения представляет известные трудности. Поэтому сферическую модель целесообразно заменить электрической с сохранением передаточной функции для того, чтобы, получив основные закономерности и убедившись в правильности предпосылок, перейти к сферической жидкостной модели.

Таким образом, в качестве физической электрической модели была выбрана система двух связанных радиотехнических контуров, содержащих емкость и индуктивность. Потери в реальной системе представлены последовательным резонансным контуром, имеющим на частоте резонанса минимальное сопротивление.

**Техническая реализация электрической двухконтурной моде**ли. В соответствии с описанной выше структурой модели рассмотрим ее техническую реализацию, в первую очередь систему связанных контуров. В моделях улитки [172] каждая точка основной мембраны имитируется независимым контуром. В первых моделях возбуждение контуров осуществлялось параллельно. Модель отличалась простотой, однако некоторые ее недостатки, связанные с необходимостью применения контуров с низкой добротностью, заставили исследователей искать новые структурные схемы моделей. Наибольшее распространение получили модели в виде длинных неоднородных линий, состоящих либо из отдельных звеньев и получивших название цепочечных, либо представляющих собой неоднородную линию, построенную на элементах с распределенными параметрами. Как правило, все модели учитывают не только частотно-избирательные свойства оригинала, но и потери, неизбежно присутствующие в оригинале и обусловленные рассеянием части энергии волны давления при ее распространении вдоль улитки.

Модели улитки, характеристики этих моделей и их математический аппарат даются в [172], где можно найти основные исходные положения, составляющие основу той или иной модели. Наша задача по выбору и реализации основного звена модели радиозвука существенно упрощается, так как в соответствии с рассмотренным выше возможным механизмом формирования слухового образа при облучении головы человека импульсами СВЧ нам необходима имитация всего лишь одной точки основной мембраны и ее связь с первым резонатором. Анализ электрических схем моделей улитки показал, что традиционная схема последовательного резонансного контура в качестве отдельного звена не является оптимальной в случае моделирования возбуждения одной точки улитки органа слуха. Поэтому выбрана система двух параллельных резонансных контуров с емкостной связью, настроенных на частоту резонанса, определяемую из пороговой кривой радиозвука. На эту же частоту настроен последовательный резонансный контур, имитирующий потери при распространении волны давления в улитке и включенный параллельно первым двум контурам. Расчет контуров проведен в соответствии с величинами добротностей улитки и тканей черепа.

На рис. 4.28 показана схема двухконтурной модели для реализации АЧХ, качественно совпадающей с пороговой кривой радиозвука, с учетом потерь в улитке, на рис. 4.29 приводятся АЧХ этой схемы в режиме ударного возбуждения импульсами длительностью 15 мкс для двух различных верхних границ среза ФНЧ<sub>1</sub> — 14 кГц (А) и 17 кГц (Б) и в режиме тонального сигнала (В). Для демонстрации аналогии с результатами натурных экспериментов на графиках А и Б пунктиром указаны кривые уровня громкости радиозвука. Количественное совпадение АЧХ системы двух связанных контуров с пороговой кривой радиозвука достигается применением схемы обострения.

Из литературных данных следует, что эквивалентная добротность резонансных кривых отдельных точек основной мембраны улитки весьма низкая — порядка единиц. В то же время психоакустические исследования указывают на весьма высокую избирательность органа слуха человека и млекопитающих. Гипотезы обострения по природе физических механизмов делятся на две группы. К первой относятся гипотезы о механической природе процесса обострения частотных характеристик, предполагающие линейный характер обострения. Вторая группа гипотез объясняет процесс обострения резонансных кривых механизмами обработки информации в нейронной сети. В этих гипотезах используются представления как о линейном, так и о нелинейном характере процессов передачи сигналов через нервные элементы. Общим для всех гипотез принципом является обострение за счет сравнения



Рис. 4.28. Принципиальная схема системы связанных контуров



Рис. 4.29. АЧХ двухконтурной резонансной модели: *а*, *б* — режим ударного возбуждения, *в* — режим тонального сигнала. *1* — частота среза 17 кГц, *2* — частота среза 14 кГц

интенсивностей колебаний соседних точек основной мембраны [176, 185]. Поскольку в рассматриваемой здесь модели используется лишь одна точка основной мембраны, обострение может происходить не пу-

134

тем сравнения, а абсолютно: т. е. для обострения АЧХ модели в данном случае можно отказаться от традиционного метода обострения путем применения схем выделения второй, третьей и т. д. разности сигналов соседних точек основной мембраны. Из этих двух пунктов следует, что в нашей модели обострение АЧХ должно быть линейным, реализуемым с помощью любого узкополосного устройства с параметрами, определяемыми пороговой кривой радиозвука. Обострение АЧХ двухконтурной схемы до величин, определяющих крутизну скатов точек локализации смещений улитки и скатов пороговой кривой радиозвука, достигается применением двух функциональных блоков. Первый из них (рис. 4.30) является заградительным фильтром, настроенным на частоту резонанса, и содержит операционный усилитель с двойным Т-образным мостом в цепи обратной связи. С помощью этого блока возможно повысить до необходимой величины крутизну скатов частотных максимумов АЧХ модели вблизи частоты резонанса. Обострение ската АЧХ в сторону верхних частот достигается применением фильтра нижних частот (ФНЧ<sub>1</sub>) с изменяемой верхней границей частоты среза. ФНЧ<sub>1</sub> состоит из 6 одинаковых ячеек, включенных последовательно. Затухание, обеспечиваемое одной ячейкой на выставленной частоте среза в диапазоне 7-20 кГц, составляет 12 дБ/окт.



Рис. 4.30. Принципиальная схема системы обострения АЧХ двухконтурной модели

На рис. 4.31 приводится принципиальная схема одной ячейки ФНЧ<sub>1</sub>. Функциональный блок для формирования необходимого частотного спектра при подаче на его вход импульса прямоугольной формы представляет собой несколько последовательно включенных интегрирующих цепочек с постоянной времени, много большей 5 ÷ 25 мкс. Для согласования этого блока с низким входным сопротивлением двухконтурной системы на его входе включен повторитель на полевом транзисторе (рис. 4.32). Для обеспечения согласования модели с источником тонального сигнала с целью применения метода нулевых биений модель снабжена блоком, имитирующим АЧХ слухового тракта на уровне среднего уха (рис. 4.33). Этот блок построен на базе модели Фланагана [185] для среднего уха и представляет собой фильтр нижних частот (ФНЧ<sub>2</sub>) с частотой среза, равной 4 кГц. Индикация выходного сигнала модели осуществляется на экране осциллографа. Прослушивание обеспечивается излучателем 4ГД-8Е после предварительного усиления сигнала по мощности.



Рис. 4.31. Принципиальная схема ячейки ФНЧ<sub>1</sub> (блок для регулирования верхней границы частотного диапазона)



Рис. 4.32. Принципиальная схема блока интегрирования модели



Рис. 4.33. Принципиальная схема модели среднего уха (ФНЧ<sub>2</sub>)

Экспериментальная проверка двухконтурной резонансной модели. На рис. 4.34 представлена блок-схема электрической модели.



Рис. 4.34. Блок-схема электрической модели: 1 — фильтр низкой частоты (ФНЧ<sub>2</sub>), 2 — интегрирующая цепь, 3 — двухконтурная резонансная система, 4 — система обострения, 5 — фильтр низкой частоты (ФНЧ<sub>1</sub>), 6 — усилитель мощности, 7 — осциллограф, 8 — электродинамический излучатель

Полностью собранная электрическая модель проверялась в режимах воздействия тонального сигнала в полосе частот 1 ÷ 18 кГц и импульсной последовательности в пределах 1-18 кГц с длительностью импульсов в пределах 5-25 мкс. Отдельно на частоте следования импульсов 800 Гц и длительности импульсов 100-140 мкс проверялась возможность получения аналогии «низкочастотного типа» радиозвука. Максимальная крутизна скатов высокочастотной области достигает 72 дБ/окт, что находится в пределах измеренных значений для крутизны резонансных кривых точек локализации смещений улитки [172]. Сигнал на выходе электрической модели в режиме ударного возбуждения оценивался по шкале экрана осциллографа и по восприятию «на слух». Так же, как и в натурном эксперименте, отмечен сложный состав сигнала в области частот 1-7 кГц. При этом на экране осциллографа наблюдался сигнал, содержащий как частоту, равную частоте возбуждающих импульсов (в виде огибающей), так и частоты, выделяемые АЧХ контуров. «На слух» наблюдаемый сигнал эквивалентен слуховому ощущению в натурных экспериментах по радиозвуку субъективно воспринимается в виде высокочастотного «звона» и «жужжания». Таким образом, в области частот до 7-8 кГц сигнал на выходе модели имеет политональный характер. Подавление сигнала на частоте резонанса (резонансная частота выбрана равной 7,4 кГц) — порядка 40 дБ.

В области частот 8–18 кГц отмечается монотональный характер наблюдаемого выходного сигнала. На экране осциллографа при этом наблюдается плавное изменение частоты синусоидального сигнала синхронно с изменением частоты следования возбуждающих импульсов. При субъективной оценке «на слух» при прослушивании выходного сигнала модели также отмечается плавное изменение частоты выходного сигнала с изменением частоты возбуждающих импульсов. Таким образом, монотональность сигнала в области частот свыше 8–10 кГц и здесь подчеркивает схожесть оригинала и модели.

На рис. 4.35 приводятся спектрограммы выходного сигнала модели, полученные экспериментальным путем при возбуждении модели прямоугольными импульсами. Для селекции компонент сложного сигнала применялись селективный микровольтметр B6-9, вольтметр B3-33 и частотомер ЧЗ-34. Полученный экспериментальный материал позволяет объективно наблюдать изменение спектрального состава сигнала. На рис. 4.35 (1–4) приводятся спектры частот следования в дорезонансной области ((1) – 1 кГц), первой частоты связи ((2) – 5,5 кГц), частоты резонанса ((3) – 7,4 кГц) и второй частоты связи ((4) – 11 кГц). При этом длительность возбуждающих модель импульсов везде одинакова и равна 15 мкс.



Рис. 4.35. Спектры выходного сигнала двухконтурной электрической модели при различной частоте следования импульсов. Длительность импульсов 15 мкс. 1 — 1 кГц; 2 — 5,5 кГц, 3 — 7,4 кГц; 4 — 11 кГц

Анализ этих спектрограмм позволяет понять некоторые особенности радиозвука, отмечаемые испытуемыми в натурном эксперименте. Представленные здесь спектры наглядно демонстрируют достаточно сложный характер регистрируемого сигнала (отмечаемого и в натурном эксперименте). Спектр сигнала на рис. 4.35 позволяет понять субъективную оценку испытуемыми высоты тона при частотах следования импульсов СВЧ порядка 5-5,5 кГц. Ввиду более низкого значения порога на частотах 10-11 кГц вторая гармоника частоты следования воспринимается человеком существенно лучше, чем первая (разница в уровнях порогов на 5,5 и 11,0 кГц на пороговой кривой составляет 4 дБ), что и было отмечено в натурном эксперименте. На частоте следования импульсов, равной частоте резонанса системы, также отмечается резкое понижение амплитуды регистрируемого сигнала (область повышенных значений порога). Причем в натурном эксперименте испытуемый, имеющий высокочастотную границу слуха (свыше 14 кГц), воспринимает сложный сигнал, состоящий из двух частот — 7,4 и 14,8 кГц. При этом, ввиду более низкого значения порога на 14,8 кГц по сравнению с частотой 7,4 кГц (минимум до 6 дБ на пороговой кривой радиозвука), испытуемый субъективно воспринимает более высокочастотный сигнал.

На частотах следования импульсов, лежащих выше второй частоты связи системы, сигнал становится монотональным, его физический спектр соответствует первой гармонике частоты следования импульсов, что в натурном эксперименте приводит к соответствию высоты тона воспринимаемого радиозвука частоте следования импульсов СВЧ.

Как указывалось выше, уже на первых физических одноконтурных моделях была продемонстрирована возможность получения аналогов обоих «типов» радиозвука — низкочастотного и высокочастотного при изменении длительности СВЧ-импульса. На рис. 4.36 (*a* и *б*) представлены спектры выходного сигнала электрической модели при ее возбуждении прямоугольными импульсами разной длительности при одинаковой частоте следования. Сравнение этих спектров со всей очевидностью показывает, что ощущение низкочастотного типа, возникающее в натурных экспериментах при длительностях импульсов порядка 100-140 мкс, объясняется перераспределением интенсивностей спектральных компонент механических колебаний, а не проявлением некоего другого механизма действия ЭМИ, отличного от наблюдаемого при действии коротких импульсов [186].

Представляло интерес сравнение данных натурного эксперимента, полученных путем субъективной оценки, и сигнала на выходе модели методом нулевых биений. С этой целью, по аналогии с натурным экспериментом, на вход модели одновременно с возбуждающими импульсами подавали тональный сигнал. В этом эксперименте, в отличие от натурного, биения наблюдались не только на частотах тонального сигнала, являющихся обертонами частоты следования импульсов, но и на частоте, равной частоте следования импульсов вплоть до 100 Гц. При этом отмечено, что при заданной более высокой частоте тонального сигнала значение амплитуды частоты биений (интенсивность)



Рис. 4.36. Спектры выходного сигнала двухконтурной электрической модели для двух значений длительности импульсов. Частота следования импульсов 2 кГц: *а* — длительность импульсов 15 мкс, *б* — длительность импульсов 135 мкс

повышается пропорционально увеличению частоты следования возбуждающих импульсов.

Отмеченная отличительная черта модели требует разъяснения, так как одним из основных вопросов, касающихся явления радиозвука, является отсутствие нулевых биений между первой гармоникой частоты следования импульсов СВЧ и частотой тонального акустического сигнала в натурных экспериментах в полосе частот следования импульсов 1-7 кГц. Для объяснения этого несоответствия обратимся к некоторым физиологическим особенностям слуха. Схоутеном [187-189] было высказано предположение о том, что восприятие высоты периодических звуков с отсутствующей первой гармоникой может быть объяснено с помощью механизма измерения периода колебания звуковой волны. Согласно гипотезе Схоутена слуховую систему следует рассматривать не как чисто спектральный, а как спектрально-временной анализатор, в котором наряду с разложением в ряд Фурье осуществляется анализ временной формы возбуждающих колебаний. Звук, соответствующий не содержащейся в сигнале первой гармонике, Схоутен назвал резидуальным. Гипотеза Схоутена подтверждается нейрофизиологическими наблюдениями вплоть до частот порядка 3-5 кГц [125]. На рис. 4.37 представлены некоторые формы звуковой волны сигналов, восприятие высоты тона которых не поддается объяснению с точки зрения спектрального анализа, так как они не содержат компонент с частотой, соответствующей высоте воспринимаемого тона [125]. С точки зрения восприятия, все три типа сигналов обладают одной и той же высотой, несмотря на то, что спектры этих звуков существенно отличаются друг от друга. Экспериментально было показано, что в первом случае (A) высота соответствует частоте следования импульсов  $1/T_{ou}$  [190], во втором (*B*) — частоте модуляции  $1/T_{om}$  [191], в третьем (*B*) —



Рис. 4.37. Формы звуковых волн (заимствовано из [124])

частоте прерываний шума  $1/T_{out}$  [192]. При этом физические спектры этих звуков не содержат компонент, соответствующих указанным частотам. Основным свойством, определяющим восприятие их высоты, являются периодические изменения амплитуды звуковой волны. Сравнение осциллограмм механических колебаний, возбужденных в жидкости импульсами СВЧ (см. рис. 2.11), и затухающих колебаний на выходе электрической модели, возбуждаемой импульсами напряжения (рис. 4.38), с приводимыми здесь из [125] на рис. 4.37 показывает, что в данном случае их спектральные характеристики близки и также не содержат первой гармоники. Однако, как уже говорилось, в отличие от натурного эксперимента модель позволяет регистрировать отсутствующую компоненту (частоту следования импульсов) методом биений.

Если бы речь шла о восприятии обычного акустического сигнала, можно было бы сразу предположить наличие артефакта в эксперименте на электрической модели, поскольку в этом случае биения обязательно должны были бы иметь место. И хотя концепция нашей модели предполагает отсутствие структур, ответственных за обработку сигнала в формировании эффекта радиозвука, тем не менее однозначного вывода здесь делать нельзя. Нам представляется в связи с этим возможной следующая трактовка полученных результатов.

Предложенная двухконтурная резонансная модель достаточно полно отражает структурное строение слуха и в соответствии с имеющимися аналогами выделяет отсутствующую в сигнале первую гармонику, не вступая тем самым в противоречие с физиологическими и нейрофизиологическими данными. Если это так, то отсутствие резидуального звука в области частот 1–7 кГц в натурном эксперименте, отмеченное испытуемыми, видимо, можно объяснить следующими причинами:

1) недостаточным вниманием испытуемых во время эксперимента по выявлению наличия биений на низких частотах;

2) высоким уровнем шума в помещении, где проводился натурный эксперимент;





3) малой амплитудой сигнала частоты биений по среднему уровню на низких частотах следования импульсов СВЧ;

4) несоответствием в модели и в натурном эксперименте передаточных функций при возбуждении модели и оригинала импульсом внешнего воздействия, что в результате должно приводить к различному спектральному составу сигнала, поступающего на регистрирующую систему. Такая ситуация в принципе возможна, если критическая полоса оригинала меньше величины f - F (где f — частота резонансных колебаний, F — частота модуляции), а в модели — больше.

По данным [5] уровень шума в помещении, где проводился натурный эксперимент, составил 40 дБ на частоте 1 кГц. Вместе с тем, по данным Дж. Лина [121], при близких значениях плотности энергии в импульсе смещение тканей головы человека имеет порядок  $10^{-11}$  см, что обеспечивает давление порядка  $10^{-2}$  дин · см<sup>-2</sup> на частоте сигнала 1 кГц, т. е. сравнимое с давлением, вызываемым уровнем шума.

Попытка исключить резидуальный звук (при приеме «на слух») в модели путем изменения спектрального состава сигнала вариацией параметров интегрирующего блока не привела к ощутимым результатам. Поскольку во всем остальном модель описывает натурный эксперимент, то с учетом сравнимости уровня шума в помещении и субъективно воспринимаемого в натурном эксперименте слухового ощущения, и физиологических особенностей спектрально-временного анализа сигналов механизмами слуха мы пришли к выводу, что резидуальный звук в области частот 1–7 кГц в натурном эксперименте должен присутствовать. Таким образом, возникла необходимость постановки натурного эксперимента либо при пониженном уровне внешнего шума, либо при повышении плотности энергии СВЧ в импульсе. Кроме того, из рассматриваемой двухконтурной модели следовало, что при воздействии на ткани головы другим внешним физическим фактором, способным приводить к возбуждению волн давления, должно формироваться аналогичное слуховое ощущение, т.е. данная модель должна «работать» и при возбуждении костей и мягких тканей черепа обычным акустическим сигналом такой же формы и интенсивности, что и волны давления, возбуждаемые импульсами СВЧ. Результаты такой проверки могли бы уже рассматриваться как окончательные в пользу той или иной концепции.

Полученные на электрической двухконтурной модели радиозвука результаты определили необходимость экспериментальной проверки следующих положений.

1. Частота механического резонанса головы, как одиночного контура двухконтурной резонансной системы, должна находиться в области максимального порога на пороговой кривой радиозвука, т.е. в районе 7,5–8 кГц, и при скорости звука в тканях порядка  $1,44 \cdot 10^5$  см · с<sup>-1</sup> и радиусе головы порядка 9 см определяться соотношением C/2a. При этом добротность головы как резонатора оценивается величиной порядка 2.

2. Нулевые биения в натурном эксперименте между первой гармоникой частоты следования импульсов ЭМИ и тональным акустическим сигналом должны наблюдаться во всем диапазоне звуковых частот.

3. При возбуждении костно-тканевых образований черепа костным вибратором и одновременной стимуляции акустическим тональным сигналом путем воздушной проводимости должны иметь место аналоги радиозвука по слуховому восприятию.

## 4.4. Экспериментальная проверка рабочей гипотезы

Спектральный анализ сферических моделей радиозвука. Практический интерес представляет спектральный анализ возбужденных механических колебаний в сферических резонаторах с низкой добротностью. В качестве сферических моделей использованы стеклянные круглодонные колбы диаметром 105 и 120 мм, оклеенные снаружи пористой резиной толщиной 10 мм, и пластиковая сфера диаметром 120 мм с толщиной оболочки порядка 1 мм. Во всех моделях рабочей жидкостью служил этанол.

Регистрация механических колебаний, возбуждаемых в стеклянных моделях, осуществлялась с помощью пьезокерамических преобразователей диаметром 20 и толщиной 0,5 мм, вклеенных в стенку колбы. Пластиковая сфера устанавливалась на автономный пьезокерамический приемник. Облучение вели с помощью открытого торца прямоугольного волновода сечением 10 × 72 мм<sup>2</sup> на частоте несущей 2375 МГц, мощность в импульсе — до 500 Вт. Частотные спектры возбужденных механических колебаний регистрировали с помощью анализатора спектров СКЧ-26 с полосой 20 кГц.

На рис. 4.39-4.41 приведены записи спектров механических колебаний, возбужденных в жидкости импульсным ЭМП. На всех спек-



Рис. 4.39. Спектр механических колебаний, возбуждающихся в стеклянной сфере диаметром 105 мм. Частота следования импульсов — 100 Гц, длительность — 10 мкс 1,15 2,53 10,0 3,2 4,75 5,5 7,83 17,4 13,9 16,85 13,9 13,9 13,9 13,9 13,9 15Частота, кГц

Рис. 4.40. Спектр механических колебаний, возбуждающихся в стеклянной сфере диаметром 120 мм. Частота следования импульсов — 100 Гц, длительность — 10 мкс

трах хорошо просматривается частота, соответствующая первой моде колебаний сферы, со свободными границами  $f_p = C/2a$  [63, 133], где C — скорость звука в жидкости, a — радиус сферы, а также другие частоты, которые, по-видимому, можно идентифицировать как моды колебаний,  $f_{mn}$ , соответствующие сфере с закрепленными границами, где m — мода (тип) колебаний, n — номер обертона [114]. Кроме того, в сферах с горлом отчетливо просматривается частота, соответствующая резонатору Гельмгольца  $f_H = \frac{C}{2\pi} \sqrt{S/lV}$ , где C — скорость звука в веществе, заполняющем резонатор, V — объем резонатора, l и S — высота и площадь горла резонатора [53], а также частота, близкая по значению к частоте колебаний столбика жидкости как
четвертьволнового резонатора  $F_{\lambda/4} = C/8a$  [52]. Наличие других частот идентифицировать труднее, однако они вполне могут быть обертонами частот, описанных выше. Нельзя полностью исключать и возможность существования резонансов оболочек [131, 142].

В табл. 4.4 приведены все данные по возбуждающимся в сферах частотам и дана их предположительная идентификация, а также рассчитанное значение добротности механического резонатора Q для частоты, соответствующей C/2a. Из таблицы следует, что нет точных количественных совпадений экспериментальных данных для реального объекта и конкретной математической модели, но качественное подобие установить вполне возможно.

Сравнение спектров возбужденных механических колебаний стеклянных колб, имеющих горло, со спектром колебаний, возбуждающихся в пластиковой сфере, не имеющей отверстия, позволяет сделать вывод о том, что частоты, лежащие ниже частоты  $f_{\rm p} = C/2a$ , однозначно обусловлены наличием горла, то есть они представляют собой частоты резонатора Гельмгольца и четверть-



ханических колебаний, возбуждающихся в пластиковой сфере диаметром 120 мм. Частота следования импульсов — 75 Гц, длительность — 10 мкс

волнового резонатора, и их обертоны. В этом смысле частота  $f_{\rm p} = C/2a$ является основной для наших моделей. Резонно полагать, как это сделано, например, в работах [131, 149], что реальный прототип голова — ближе всего к замкнутой модели с одинаковыми граничными условиями на всей поверхности, то есть к пластиковой сфере без отверстий. Это следует еще и из того факта, что содержимое черепа находится под некоторым избыточным давлением и поэтому существование каких-либо «отдушин», аналогичных горлу в наших моделях, представляется маловероятным. Исходя из этого, все зависимости, важные с точки зрения аналогии с радиозвуком, снимались для основной частоты.

На рис. 4.42 приведена зависимость амплитуды основной частоты колебаний (10 кГц) в стеклянной сфере диаметром 120 мм (спектр на рис. 4.40) от частоты следования импульсов длительности 10 мкс. На рис. 4.43 приведена зависимость амплитуды основной частоты (11,8 кГц) механических колебаний в сферической колбе диаметром 105 мм (спектр см. на рис. 4.39) от длительности импульсов при частоте их следования 1,7 кГц. Спектры колебаний, соответствующие максимумам и минимумам амплитуды основной частоты, при длительностях 40, 80, 120 и 160 мкс приведены на рис. 4.44. Эти спектры

4.4
ъ
Ц
Z
Г
0
ъ,
Г

146

Экспериментально зарегистрированные и теоретически рассчитанные значения резонансных частот (в кГц) для трех сферических моделей

Доброт- ность на частоте	$f_p = \frac{C}{2a}$	19	5	35 8 1 8	6	8 78	6
Сфера с за- крепленной границей	$f_{22}$		21,	16,8 17,4	18,	17,	18,
	$f_{21}$	7,07 7,85	7,5	6,3	6,6	I	6,6
	$f_{11}$	16,8	16,3	13,9	14,3	13,7	14,3
Четверть- волновый столбик жидкости	$f_{\lambda/4} = rac{C}{8a}$	2,58	2,86	2,53	2,3	I	Ι
Резонатор Гельмгольца	$f_H = \frac{C}{2\pi} \sqrt{\frac{S}{lV}}$	1,95	1,75	1,15	1,43	I	Ι
Сфера со свободной границей	$f_p = \frac{C}{2a}$	11,8	11,4	10	10	9, 5	10
		Экспе- римент	Расчет	Экспе- римент	Расчет	Экспе- римент	Расчет
Диа- метр, мм		105		120		120	
Тип сферической модели		Стеклянная круглодонная колба со срезанным до ос- нования горлом, оклеенная пористой резиной толщи- ной 10 мм		Стеклянная круглодонная колба с горлом высотой 30 мм, оклеенная пористой резиной толщиной 10 мм		Пластиковая сфера с обо- лочкой толщиной 1 мм	

являются хорошей демонстрацией того, что в низкодобротной сфере возбуждается целый набор частот механических колебаний, кратных частоте следования импульсов ЭМИ. При этом интенсивность той или иной из компонент, их относительные величины, определяются длительностью импульсов и перераспределяются при ее изменении.



Рис. 4.42. Зависимость амплитуды механических колебаний основной частоты (10 кГц) в стеклянной сфере диаметром 120 мм от частоты следования импульсов длительности 10 мкс







Рис. 4.44. Спектры механических колебаний в сфере диаметром 105 мм при частоте следования импульсов 1,7 кГц, соответствующие максимумам (*a* — длительность 40 мкс, *в* — 120 мкс) и минимумам (*б* — длительность 80 мкс, *е* — 160 мкс) амплитуды основной частоты на рис. 4.43

Натурный эксперимент. Как уже говорилось, результаты, полученные на двухконтурной электрической модели, указывали на необходимость восприятия низких частот (ниже 8 кГц) и в натурном эксперименте по облучению головы человека импульсами СВЧ. Причинами, по которым ранее испытуемыми не были отмечены биения на частотах следования импульсов в дорезонансной области, могли быть как высокий уровень шума в помещении, где проводился эксперимент, так и недостаточная мощность импульса СВЧ. Поэтому нами был поставлен эксперимент по выявлению биений в области частот 1-7 кГц в условиях существенно меньшего уровня шума — порядка 20-25 дБ относительно АПС [14]. Частота несущей — 0,8 ГГц. Для облучения использовался возбудитель (отрезок прямоугольного волновода) с поперечным сечением  $150 \times 270$  мм<sup>2</sup>, мощность импульса CBЧ — 120 Вт. Таким образом, плотность потока энергии в импульсе составила  $0,6 \ \mathrm{Bt} \cdot \mathrm{cm}^{-2}$ . Облучалась, как и в предыдущих экспериментах, теменная область головы, обладающая наиболее низким значением порога для возбуждения слухового ощущения. Длительность импульсов СВЧ выбрана в пределах 25 мкс. Тональный сигнал испытуемому подавался через наушники ТДС-8 от генератора ГС-100И. Частота следования импульсов СВЧ устанавливалась в диапазоне 1-7 кГц. Изменение тонального акустического сигнала также находилось в пределах 1-7 кГц. Частота следования импульсов и частота тонального сигнала контролировались с помощью частотомеров ЧЗ-34.

В целях минимизации возможных вредных воздействий на испытуемых поиск биений велся только в нескольких точках, специфичных для каждого испытуемого, в которых при предварительном прослушивании радиозвук воспринимался наиболее отчетливо. После определения такой точки и фиксации частоты надевались наушники, через которые подавался акустический сигнал. Его интенсивность и частота подбирались вслепую самими испытуемыми до появления четко различимых биений. Для первого испытуемого этими частотами явились: 3,58; 4,21; 5,23 и 6,99 кГц. Для второго испытуемого частоты, на которых проводился поиск нулевых биений, имели значения 4,01, 5,33 и 6,99 кГц. Третьим испытуемым были отмечены биения с частотами следования импульсов 3,80, 4,74, 4,97 кГц.

С целью проверки наличия возможного артефакта, заключающегося в вероятности возбуждения механических колебаний в металлических деталях наушников при их внесении в зону облучения, эксперимент проводился и в условиях, когда наушники были вынесены из зоны облучения на расстояние вытянутой руки. Биения регистрировались на тех же частотах, как и в первом случае. Ощущение биений при надетых на голову наушниках исчезало, как только испытуемый убирал голову из зоны облучения.

По данным натурного эксперимента можно сделать следующее заключение. Во-первых, подтвердился вывод о необходимости наличия нулевых биений с частотами следования импульсов СВЧ в области ниже 8 кГц, следовавший из данных, полученных на двухконтурной электрической модели. Во-вторых, обнаруженные биения расширяют возможности практического использования радиозвука. В-третьих, частоты, на которых обнаружены нулевые биения, соответствуют областям низких значений порога, что объясняет отсутствие их восприятия при применяемых в наших экспериментах и ранее плотностях энергии СВЧ в области высокого порога, т. е. на частотах порядка 1-3 кГц. Тот факт, что предложенная модель позволила предположить существование нулевых биений на частотах дорезонансной области и обнаружить их в натурном эксперименте, позволяет прийти к заключению о правильности двухконтурной резонансной модели и ее структуры.

**Акустические аналоги радиозвука.** В эксперименте при облучении сферических и цилиндрических моделей, заполненных жидкостью, было показано, что возбуждение как низкочастотных, так и высокочастотных колебаний достигается путем изменения длительности импульсов СВЧ.

Двухконтурная резонансная модель, несмотря на большую аналогию с оригиналом, полностью не снимала вопроса о возможности действия СВЧ на структуры обработки сигнала, следующие за рецепторами, т. е. возникает необходимость в исключении непосредственного влияния импульсного СВЧ-излучения на нейронные структуры. Поскольку в натурном эксперименте подобная ситуация физически невозможна, импульс СВЧ как возбудитель волны давления был заменен акустическим сигналом, представляющим периодические серии затухающих колебаний с частотой в серии, равной f = C/2a, и частотой их посылок в диапазоне частоты следования импульсов СВЧ, т.е. в пределах 1–17 кГц [79].

Эксперименты проводились в таких же условиях, что и аудиометрия порогов по костному проведению звука, но вместо противошумовых наушников надевались обычные головные телефоны типа ТДС-8, с помощью которых прослушивался тональный сигнал. На костный телефон, располагавшийся таким же образом, что и в предыдущем эксперименте, подавался электрический сигнал, формировавшийся специально разработанным электронным блоком. Блок представлял собой контур ударного возбуждения с собственной частотой около 8 кГц и добротностью порядка 2. Запуск контура осуществлялся импульсами прямоугольной формы. Частота повторения серий изменялась посредством изменения частоты следования импульсов с генератора Г5-54. Такой акустический сигнал должен возбуждать в костях черепа механические колебания, подобные таковым при тепловом расширении тканей головы, поглощающих СВЧ-импульс.

При одновременном прослушивании испытуемыми сигналов от костного телефона и обычных телефонов частота следования ударновозбужденных акустических колебаний устанавливалась равной целому числу килогерц в пределах 1–14. Частота тонального сигнала могла изменяться во всем звуковом диапазоне. Испытуемому вначале предъявлялся сигнал с костного телефона, а затем он сам подбирал интенсивность и частоту тонального звукового сигнала, подаваемого на обычные телефоны. Всего в экспериментах участвовало 4 человека.

Разработанная методика одновременного воздействия двух акустических сигналов путем костной и воздушной проводимостей позволяла, в первую очередь, показать возможность наличия биений между этими двумя сигналами. В литературе аналогичных работ нами не найдено. Во-вторых, наличие биений, в случае их регистрации испытуемыми, могло бы объяснить эффект радиозвука на уровне механизмов внутреннего уха. Правда, можно было бы предположить, что возможно влияние возбужденных волн давления непосредственно на структуры кодирования сигнала. Однако И.А. Вартанян и Е.М. Цирульников [193] отмечают, что при действии фокусированного ультразвука на структуры среднего мозга лягушки никаких изменений микрофонных потенциалов саккулюса не отмечается вплоть до интенсивностей порядка 240 Вт $\cdot$ см<sup>-2</sup>. Причем регистрировались электрические ответы на звук до, в процессе и после воздействия ультразвука, сфокусированного в зоне тех структур центра, от которых проводилось отведение электрических реакций на звуковое раздражение. По данным тех же авторов активация клеток возможна при интенсивностях ультразвука порядка 900 Вт · см<sup>-2</sup> в центре фокальной области, причем для определенных структур. Величина интенсивностей для возбуждения рецепторов слухового лабиринта животных и человека составляет менее 1  $BT \cdot cm^{-2}$ , для возбуждения окончаний слухового нерва в условиях повреждения гидродинамической системы лабиринта или разрушения рецепторных клеток — 80-120 Вт · см<sup>-2</sup> [193]. Поскольку в натурном эксперименте порядок величины волны давления оценивается 10<sup>-2</sup> дин см<sup>-2</sup>, то вопрос о непосредственной инициации электрической активности структур мозга механическими колебаниями может быть снят.

В предварительных экспериментах было установлено, что субъективно воспринимаемый с костного телефона звук в основных своих проявлениях сходен с радиозвуком. Если длительность импульсов меньше 30 мкс, то при частоте следования ниже 8 кГц воспринимаемый звук политонален с преобладанием высокочастотных компонент, но монотонален при частоте повторения от 8 кГц и до ВЧГС. При увеличении длительности импульсов до 65-70 мкс субъективно ощущаемая громкость политонального звука нарастает, далее уменьшается и при длительности порядка 120-130 мкс звук воспринимается в виде тона с частотой, соответствующей частоте следования импульсов (сравни с рис. 4.02). Дальнейшее увеличение длительности импульсов приводит к повторению ситуации с периодом в 130 мкс.

Всеми испытуемыми, при одновременном прослушивании сигналов от костного телефона и обычных телефонов, были отмечены биения на частотах тонального сигнала, как равных частоте повторения серий ударно-возбужденных колебаний, так и кратных ей, но меньших ВЧГС. Полученный результат дает основание полагать, что и в экспериментах по регистрации биений между радиозвуком и тональным акустическим сигналом первый воспринимался «смесителем» благодаря костному проведению, хотя и не может считаться доказательством этого. Существенное отличие полученного результата от натурного эксперимента с радиозвуком заключается в том, что биения в натурном эксперименте в работе [5] были зарегистрированы только для частоты тонального акустического сигнала выше 8 кГц, тогда как в экспериментах по костному проведению звука биения регистрировались и при более низких частотах.

Таким образом, показано, что между тональным акустическим сигналом, подводимым по воздуху, и акустическим сигналом в виде серий ударных колебаний, подводимых путем костно-тканевой проводимости, можно зарегистрировать биения при условии, что частота тонального сигнала равна частоте повторения импульсов или одному из обертонов этой частоты, меньшему ВЧГС, но без ограничения снизу.

Радиозвук как физическое явление. Предложенная автором концепция двухконтурной резонансной системы для объяснения сенсорного акустического эффекта СВЧ нашла свое подтверждение в рассмотренной электрической модели. Выходной сигнал двухконтурной резонансной модели с собственными частотами контуров, близкими к резонансной частоте, определенной из пороговой кривой радиозвука, практически идентичен этой кривой. При этом хорошо согласуются между собой полученные значения частот связи электрической модели со значениями частотных максимумов на пороговой кривой радиозвука. Вопрос выбора той или иной анатомической структуры в качестве второго эквивалентного контура видимо следует связывать, в первую очередь, с возможностью обеспечения сильной связи между контурами, т.е. должно обеспечиваться условие близости численных значений импедансов рассматриваемых анатомических структур. С этой точки зрения, лобные пазухи или мастоид хотя и удовлетворяют одному из требований, а именно, обладают расчетным значением частоты собственных колебаний, близкой к частоте собственных колебаний первого эквивалентного контура, но не обеспечивают величины импеданса, близкой к величине импеданса мягких тканей. Действительно, если импеданс мягких тканей  $(\rho C)_{\rm T} \approx 1.5 \cdot 10^5 \ {\rm r} \cdot {\rm cm}^{-2} \cdot {\rm c}^{-1}$ , то импеданс воздушной полости  $(\rho C)_{\rm B} \approx 3.4 \ {\rm r} \cdot {\rm cm}^{-2} \cdot {\rm c}^{-1}$ . Отношение импедансов близко к 10<sup>3</sup>. Это означает, что для получения такой же интенсивности колебаний в воздушной полости, как и в мягких тканях, необходимо увеличить амплитуду возбуждения более чем на три порядка, т.е. из мягких тканей в воздушную полость переходит лишь одна тысячная часть всей подводимой механической энергии. Следовательно, связь между такими контурами заведомо чрезвычайно мала. Наличие же слабой связи между контурами не обеспечивает возможности получения двугорбой кривой и, соответственно, возможности получения сложного частотного сигнала на выходе такой системы. Однако, если

связь близка к критической, во втором контуре возможно наличие двух частотных максимумов при одном частотном максимуме (на частоте резонанса) в первом контуре. Подобную ситуацию можно реализовать в модельном эксперименте при облучении импульсами СВЧ пробирки, частично заполненной жидкостью. Если подобрать высоту столбика жидкости и высоту воздушного столбика с близкими значениями резонансных частот и возбудить в жидкости ударные механические колебания, то получаем модель двухконтурной системы со слабой связью. Причем в зависимости от места съема механических колебаний (в воздушном или жидком столбике) картина возбужденных механических колебаний будет иметь разный вид. Субъективная оценка выходного сигнала электрической модели испытуемыми «на слух» совпадает с таковой при натурном эксперименте. Как и в натурном эксперименте, при длительности импульса, близкой к периоду возбужденных колебаний, отмечается наличие низкочастотного тона, высокочастотный тон при этом подавлен. При длительностях импульса, равных или меньших половины периода, подавляется низкочастотный тон и отмечается высокочастотный политональный характер колебаний в дорезонансной области. Аудиометрия костно-тканевой проводимости, как в режиме возбуждения механических колебаний тональным сигналом, так и с помощью ударных механических колебаний, показала хорошее совпадение полученных пороговых кривых с пороговой кривой радиозвука. Последнее обстоятельство, а также реализация с помощью моделей аналогов «низко- и высокочастотного» типов радиозвука позволяют считать, что механизм радиозвука целиком определяется механизмами органа слуха. Постановка натурного эксперимента при меньшем уровне шума в помещении с применением противошумных наушников позволила выявить наличие нулевых биений в области частот 1 ÷ 7 кГц пороговой кривой радиозвука. Причем частоты следования импульсов СВЧ, на которых были отмечены нулевые биения с тональным сигналом, соответствуют частотам, на которых отмечаются низкие значения порога костно-тканевой проводимости и пороговой кривой радиозвука. Из этих же кривых следует, что для выявления нулевых биений на более низких частотах следования импульсов необходимо повышать мощность в импульсе пропорционально повышению порога. Этим показано хорошее соответствие двухконтурной резонансной модели натурному эксперименту. Идентичность пороговых кривых радиозвука и костно-тканевой проводимости в режиме ударных механических колебаний сквозной АЧХ двухконтурной резонансной модели позволяет говорить о том, что вид этих кривых является следствием физических процессов, имеющих место в двухконтурной резонансной системе, а не физиологических особенностей биологических структур.

Таким образом, можно считать, что сенсорный акустический эффект СВЧ представляет собой физическое явление, связанное с поглощением электромагнитной энергии СВЧ в тканях на пути к рецепторному аппарату. Механизм этого эффекта связан с возбуждением в тканях головы механических колебаний за счет термоупругого расширения при поглощении энергии импульса ЭМИ и проведения этих колебаний в улитку костнопроводным путем. Формирование же спектра воспринимаемого человеком слухового ощущения связано с взаимодействием анатомических структур, представляющих систему колебательных контуров, со связью выше критической. Амплитудно-частотные свойства реальной двухконтурной системы определяются в большей степени улиткой органа слуха, предположительно являющейся вторым эквивалентным контуром. На то что в наблюдаемом эффекте частота резонанса двухконтурной резонансной системы сильно зависит от акустических свойств костных тканей, указывает зависимость величины этой частоты от величины скорости звука в той части черепа, где расположен излучающий телефон.

Полученный экспериментальный материал позволяет также четко определить в качестве основной частоты механического резонанса головы как акустического низкодобротного резонатора частоту, определяемую соотношением C/2a.

### 4.5. Информационный канал связи

Выбор параметров облучающего импульса. Результаты исследований условий возбуждения механических колебаний в различных объектах, в том числе и в биологических, позволяют высказать некоторые соображения и определить границы, в пределах которых можно варьировать параметрами импульса ЭМП СВЧ, реализуя информационный канал связи. Это частота следования импульсов и их длительность, а также импульсная мощность. По этим параметрам определяются значение ППМ<sub>и</sub> и необходимая выходная мощность генератора СВЧ. Частота следования импульсов в основном задается условиями эксперимента, и в соответствии с данными психоакустических исследований верхняя граничная частота может достигать значения 20 кГц. Нижний частотный порог может быть определен величиной 1 Гц — эта самая низкая частота следования импульсов СВЧ, известная из всего разнообразия опубликованных материалов по данной тематике. Как уже указывалось в п. 1.1.6 (часть I), для реального радиоимпульса (пачка колебаний СВЧ) время установления и спада колебаний определяется соотношением  $t_{\rm ycr} \cong t_{\rm cn} = (100 - 150) \cdot f^{-1}$ , где f — частота колебаний СВЧ. При  $f \approx 10^9$  Гц  $t_{\rm ycr} = \tau_{\rm p} = 10^2 \cdot 10^{-9}$  с =  $10^{-7}$  с. Т.е. фронты импульсов СВЧ должны быть не короче 0,1 мкс. Длительность импульса выбирается в соответствии с выражением  $au_{\mathrm{M}} = \frac{2n+1}{2} \cdot T$  или по уточненным графикам (рис. 2.14) для каждого конкретного случая (объекта). В энергию механических колебаний, возбуждаемых фронтами теплового импульса, переходит энергия фронта и спада импульса СВЧ —  $\Im_{\phi} \approx 0.5 \tau_{\phi} \cdot P_{\mu}$  и  $\Im_{c} \approx 0.5 \tau_{c} (P_{\mu} - \Delta P_{\mu})$  — см. рис. 1.10 и 1.11.

Поэтому увеличение длительности импульса лишено смысла — по окончании  $\tau_{\phi}$  процесс накачки энергии СВЧ становится стационарным. Предельное минимальное значение  $\tau_{\mu}$  должно удовлетворять условию  $\tau_{\mu} \leq T/4$ , где T — период возбужденных механических колебаний.

Минимальная «техническая» длительность импульса может быть определена из выражения (1.13)

$$au_{\scriptscriptstyle \mathrm{H}} = 10 au_{\scriptscriptstyle \mathrm{d}} = 1,0$$
 мкс

Наблюдаемые в цитируемых здесь работах значения частот возбужденных механических колебаний определяются величиной порядка 10<sup>4</sup> Гц. Отсюда можно записать:

$$10^{-6} \leq \tau_{\text{M}} \leq 10^{-5} \text{ c.}$$

Анализ графика изменения проводимости фосфолипидных мембран (рис. 1.02) показывает, что фронт нарастания проводимости, пропорциональный росту температуры в канале, можно оценить величиной порядка 40 мкс, время спада температуры — величиной порядка 100 мкс. Таким образом, формирование фронтов теплового импульса в данном случае позволяет предполагать возбуждение механических колебаний. С другой стороны, минимальная длительность фронта и спада теплового импульса должна обеспечивать возбуждение механических колебаний с энергией, достаточной для возникновения и суммации микроповреждений в биообъекте. При равенстве или превышении этой энергией величины модуля Юнга объекта можно ожидать проявления эффекта. Для биологических структур, обладающих периодичностью, эффект может проявляться при мощности импульса СВЧ порядка единиц микроватт («усиление» амплитуды капиллярных волн на миелиновой оболочке может достигать 10<sup>6</sup>). При облучении суспензий в пробирках повышение мощности возбужденных механических колебаний пропорционально  $Q^2$ , где Q — добротность резонатора. В рассматриваемых здесь случаях мощность колебаний возрастает в  $\approx 5 \cdot 10^4$  раз.

Рассуждения относительно выбора длительности фронта и спада импульса состоятельны до тех пор, пока  $\tau_{\phi}$  ( $\tau_{c}$ )  $\ll t_{\text{дис}}$ , т.е. до тех пор, пока длительность фронта и спада много меньше времени диссипации тепловой энергии. С другой стороны, с уменьшением  $\tau_{\phi}$  ( $\tau_{c}$ ) при неизменной величине  $P_{\mu}$  уменьшается энергия фронта импульса и соответственно амплитуда возбужденных механических колебаний, и при  $\tau_{\phi} \rightarrow 0$ ,  $A_0 \rightarrow 0$ . С ростом  $\tau_{\phi}$  ( $\tau_c$ ) растет время накачки энергии СВЧ и соответственно, несмотря на рост величины  $\tau_{\phi} \cdot P_{\mu}$ , начинает падать  $A_0$ , т.к.  $\tau_{\phi}$  ( $\tau_c$ )  $\rightarrow t_{\text{дис}}$ . При дальнейшем увеличении длительности фронта и спада импульса,  $A_0 \rightarrow 0$ . На рис. 4.45 изображен гипотетический ход кривой зависимости амплитуды возбужденных механических колебаний от длительности фронта (спада) теплового импульса.

**Полоса пропускания.** Эквивалентное значение полосы пропускания биологического объекта как приемника информации в импульсном режиме можно определить, пользуясь известным выражением  $2\Delta f = \frac{2}{\tau_{\rm H}}$ . Однако в отличие от радиотехнических систем для биологических объектов информационными являются фронт и спад импульсов СВЧ, приводящие к образованию теплового импульса, фронтами которого и возбуждаются механические колебания. Таким образом, для передачи неискаженной информации в данном случае в расчетную формулу необходимо вводить значение длительности фронта (спада) модулирующего импульса, т.е.

$$2\Delta f = \frac{2}{\tau_{\phi}}$$

Приняв в среднем  $au_{\phi} = 10^{-6}$ , получаем значение двойной ширины полосы



Рис. 4.45. Гипотетическое изображение зависимости амплитуды возбужденных механических колебаний от длительности фронта (спада)

пропускания, равное 2 · 10<sup>6</sup> Гц. На самом деле, полоса пропускания в данном случае практически не ограничена ввиду малого значения добротности биологических структур ( $Q = 1,5 \div 3$ ). Т.е. в дециметровом диапазоне волн биологический объект может рассматриваться как апериодическая структура ( $2\Delta f = rac{f}{O} pprox (6,6-3,3) \cdot 10^8$  Гц). В самом деле, ведь одни и те же эффекты при облучении биологических объектов наблюдаются на различных частотах несущей, отличающихся на сотни и тысячи мегагерц. Предполагать наличие структур или систем, способных непосредственно откликаться на ЭМП СВЧ, не приходится ввиду их большой массы, не позволяющей им следовать за периодами поля с частотой несущей ~ 10<sup>9</sup> Гц. Остается предположить одно возбуждение механических колебаний при формировании теплового импульса в биологическом объекте и есть единственная возможная функция преобразования импульсов СВЧ в информационный сигнал. И в этом смысле биологический объект может рассматриваться как приемник прямого преобразования с коэффициентом преобразования  $k = F_1/F_2$ , где  $F_1$  — частота следования импульсов,  $F_2$  — частота возбужденных механических колебаний. Коэффициент k всегда меньше 1 кроме случая, когда выделяется первая гармоника импульсной последовательности, т.е. когда  $F_1 = F_2$ .

Энергия возбужденных механических колебаний. Энергию возбужденных механических колебаний можно оценить выражением  $\Im_{\rm M} = 10^{-8} \cdot 0.5 P_{\rm u} \cdot \tau_{\rm p}$ , где  $10^{-8}$  — коэффициент преобразования энергии ЭМП СВЧ в механическую,  $0.5 \cdot P_{\rm u} \cdot \tau_{\rm p}$  — энергия фронта (спада) импульса СВЧ. При  $P_{\rm u} \approx 75 \div 500$  Вт и  $\tau_{\rm p} \approx (0.1 \div 10) \cdot 10^{-6}$  с

$$\Theta_{M} = 2,5 \cdot 10^{-11}$$
 Дж.

С учетом возможного усиления (~ 10<sup>6</sup>) мощности периодической структурой за счет наличия фазового синхронизма

$$\Theta_{\scriptscriptstyle \mathrm{Mmax}} pprox 2,5 \cdot 10^{-5}$$
Дж  $= 25$  мкДж.

При переносе энергии через единичную площадку за время действия импульса

$$\Theta_{M_{\max}} \approx 0.7 \cdot 10^{-7} \ \text{Дж} \cdot \text{см}^{-2} = 7 \ \text{мк}\text{Дж} \cdot \text{см}^{-2}.$$

При облучении клеточных суспензий в пробирках энергия возбужденных механических колебаний растет пропорционально квадрату добротности пробирки, как резонатора. Как было показано выше, добротность такой пробирки с жидкостью может достигать 200. В этом случае, энергия механических колебаний, возбужденных импульсами СВЧ на частоте резонанса, по порядку величин составит

$$\Theta_{\rm M_{pes}} \approx 1.5 \cdot 10^{-7} \cdot 4 \cdot 10^4 \,\, {\rm Дж} \cdot {\rm cm}^{-2} = 6 \,\, {\rm M} {\rm Дж} \cdot {\rm cm}^{-2}.$$

Таким образом, структурную схему информационного канала связи можно представить в следующем виде (рис. 4.46):



Рис. 4.46. Структура информационного канала связи



Рис. 4.47. Информационный канал связи в психофизических исследованиях

Особенно ярко структура информационного канала связи может быть представлена при непосредственной рецепции импульсного ЭМП СВЧ при облучении головы человека (рис. 4.47). Формирование тепловых импульсов приводит к возбуждению механических колебаний в костно-тканевых образованиях головы человека и путем их проведения в улитку органа слуха приводит к возникновению слухового образа.

Если при этом генератор модулирующих импульсов запускать с помощью ключа K (показан на рисунке пунктиром), то можно осуществить передачу кодовой информации (код Морзе) и непосредственное выделение полезного сигнала в слуховом анализаторе.

## Часть II

# ТЕХНИЧЕСКОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ ЭКСПЕРИМЕНТОВ ПО БИОЭФФЕКТАМ СВЧ

## Введение

Исследование воздействия СВЧ излучения слабой и средней мощности на биологические объекты в настоящее время привлекает все большее количество экспериментаторов.

Наибольший интерес представляет нетепловое воздействие модулированных СВЧ полей. Возможность манипуляции выходной мощностью генераторов позволяет исследовать малые динамические сдвиги в биологических объектах методом накопления, обеспечивает облучение в определенные моменты функционирования объектов, позволяет исследовать кинетику параметров. Однако, как уже говорилось выше, работы в этом направлении сдерживаются отсутствием необходимой аппаратуры, в первую очередь, отсутствием генераторов СВЧ с широкими возможностями варьирования параметров облучающего поля.

Большое число имеющихся генераторных устройств приспособлено для решения сугубо технических задач и не удовлетворяет требованиям биологического эксперимента. В частности, диапазонные генераторы сигналов ранних выпусков (ГС-6, ГЗ-20, ГЗ-23, ГСС-12 и т. д., см. [194, 195]) имеют уровень выходной мощности, не превышающий единиц ватт. Полностью отсутствуют модуляционные устройства к этим генераторам, обеспечивающие модуляцию на широком участке спектра, включающем инфранизкие частоты. Мощные генераторы от ряда технических устройств, например, передатчики, генераторные устройства радиолокационных станций (РЛС) и т. д., обладают весьма ограниченными возможностями для изменения своих параметров.

Однако не только отсутствием генераторов и модуляторов к ним объясняется трудность, а зачастую и невозможность постановки эксперимента по воздействию СВЧ на биологические объекты. Одной из центральных задач в эксперименте по биоэффектам СВЧ является перенос энергии электромагнитных колебаний к объекту. Задача, казалось бы, давно решенная для технических целей и, на первый взгляд, не представляющая серьезного препятствия. Однако здесь возникает целый комплекс новых задач, так как конфигурация объекта и его габариты варьируют в широких пределах, что влечет за собой непостоянство соотношения поперечного сечения зоны облучения самого объекта. Это, в свою очередь, приводит к варьированию величины поглощенной мощности. Следовательно, необходим текущий контроль величины поглощенной мощности. В процессе облучения объект может весьма существенно нагреваться за счет поглощенной мощности СВЧ, что также влечет за собой изменение некоторых его параметров, регистрация которых зачастую бывает необходима. Наконец, и это самое главное, необходимо осуществлять постоянную регистрацию биоэлектрической информации, что само по себе представляет известные трудности. В данном случае ситуация усугубляется тем, что многие классические методы регистрации биоэлектрической информации неприменимы при облучении объектов СВЧ полем. В отдельных случаях мощность СВЧ

6 Тигранян Р.Э. Вопросы электромагнитобиологии

генератора может достигать сотен ватт в импульсе для обеспечения необходимой  $\Pi\Pi M_{\rm u}$ , особенно при исследованиях воздействия  $\Im M\Pi$  CBЧ на целостный организм. Так, для обеспечения более или менее равномерного распределения поля при облучении мелких животных сечение волновода может достигать  $400 \div 500$  см<sup>2</sup>. Такое же сечение облучателя требуется при исследовании слуховых эффектов CBЧ. Естественно, что применение столь высоких мощностей требует разработки специальных методов отведения полезной информации с целью исключения возможности артефакта.

Современная волноводная техника, применяемая в подобных экспериментах, обладает весьма ограниченными возможностями в этом плане [196, 197], так как введение каких-либо датчиков и устройств съема информации в зону облучения приводит к нарушению заданной картины поля за счет внесения реактивности. Кроме того, возникает проблема достоверности регистрируемой информации [191].

Использование таких устройств в биофизическом эксперименте не позволяет добиться сколько-нибудь значимого коэффициента использования электромагнитной энергии при исследованиях биологических объектов с малыми поперечными размерами. С другой стороны, в условиях применения волноводных систем в качестве облучателей биологических объектов в дециметровом и сантиметровом диапазонах синхронный контроль и анализ функционального состояния объекта связаны с определенными техническими трудностями [196, 197]. Сюда могут быть отнесены большие поперечные размеры волноводов и, как следствие, высокая мощность для обеспечения требуемой плотности потока мощности (ППМ). При этом, как правило, устройства и системы съема биологической информации имеют довольно большую геометрическую протяженность и, находясь в зоне облучения, не только становятся источником помех, но и могут приводить к артефактам.

Необходимость применения генераторов СВЧ большой мощности требует проведения экспериментов в экранированных помещениях, что связано с большими капиталовложениями и наличием соответствующих площадей [196]. Одновременно встает вопрос о безопасности экспериментатора, связанный с необходимостью обеспечения в рабочей зоне ППМ, не превышающей предельно допустимые величины [198].

Синхронный съем информации особенно необходим при возникновении кратковременных, быстропроходящих функциональных состояний биологического объекта при фазированном облучении импульсным ЭМИ, таких, как скачкообразные изменения величины кардиоцикла при облучении препаратов сердца или целостного организма в определенные фазы кардиоцикла.

Изучение тонких механизмов взаимодействия ЭМП с биологическими структурами в современном биофизическом эксперименте требует привлечения не только электрофизиологических методов исследования, уже освоенных в некоторой степени, но и оптических, спектральных, полярографических и др. Многие экспериментальные исследования связаны с необходимостью измерения текущих значений pH, pO<sub>2</sub>, pK и некоторых других параметров питательных сред при перфузии объекта непосредственно в процессе облучения ЭМИ СВЧ. Достаточно широко исследуется действие данного фактора на клеточные суспензии по различным параметрам объекта таким, как электрофоретическая подвижность, температурная зависимость проницаемости мембран. Как правило, подобные исследования проводятся в протоке по замкнутому циклу с целью измерения величин исследуемых параметров вне зоны облучения объекта. Это упрощает процесс облучения объектов и позволяет привлекать для решения поставленной задачи классические методы исследования. Весьма перспективными для решения многих задач в биофизических экспериментах могут оказаться линии передач на основе микрополосковых линий (МПЛ).

Современная элементная база радиотехнических устройств дециметрового и сантиметрового диапазонов позволяет перейти к разработке принципиально нового поколения облучателей СВЧ на основе линий. МПЛ представляют собой печатные платы, изготовленные по мезапланарной технологии методом фотолитографии на основе фольгированного диэлектрического материала. В настоящее время существует большое количество типов МПЛ, которые являются модификациями следующих основных видов:

- 1) несимметричная полосковая линия (НПЛ);
- 2) связанная несимметричная полосковая линия (СНПЛ);
- 3) симметричная полосковая линия (СПЛ);
- 4) связанная симметричная полосковая линия (СПЛ);
- 5) симметричная щелевая линия (СЩЛ);
- 6) несимметричная щелевая линия (НЩЛ);
- 7) компланарная линия (КЛ);
- 8) диэлектрические волноводы (ДВ);
- 9) экранированные полосковые линии вышеперечисленных видов.

Для линии каждого типа существует более или менее законченная теория, позволяющая рассчитывать основные характеристики передачи электромагнитной энергии в зависимости от конструктивных особенностей МПЛ, а также определять геометрические размеры и формы таких линий для решения конкретно поставленных электродинамических задач [199].

В электромагнитобиологии основной задачей технического плана является проблема наиболее полной передачи электромагнитной энергии от генератора к объекту. Эта задача решается сопряжением характеристических импедансов поглощающего объекта и подводящей линии. С этой позиции и должны решаться вопросы конструирования облучателей биологических объектов на основе микротрактов СВЧ [200].

Принципиальная возможность применения МПЛ в качестве облучающих устройств открывает широкие перспективы для снижения выходной мощности генераторов СВЧ и соответственно отказа от использования дорогостоящих экранированных помещений. В этих условиях становятся возможными и целесообразными разработка и применение миниатюрных СВЧ генераторов на полупроводниковой базе с учетом всех требований, предъявляемых к таким экспериментам. В этом плане анализ возможностей применения МПЛ в качестве облучателей биологических объектов — не просто самостоятельная техническая задача по обеспечению биофизического эксперимента на современном уровне. Теоретическая оценка параметров облучающей зоны и интегральных параметров МПЛ с их последующей корректировкой в реальном эксперименте является основой для разработки микрогенераторов СВЧ для биофизических исследований.

Использование микротрактов СВЧ в качестве облучателей биологических объектов позволяет решить еще одну проблему. Известно, что биофизический эксперимент по воздействию СВЧ строится по уже ставшей традиционной схеме: генератор СВЧ — фидер-согласующее устройство — облучатель — объект. Введение МПЛ в схему автогенератора СВЧ в качестве колебательной системы позволяет исключить из приводимой схемы промежуточные ступени и реализовать эксперимент по схеме «генератор СВЧ — объект», что не только упростит технику эксперимента, но и обеспечит стыковку с аналитическими приборами, например, с оптическими микроскопами, спектральной аппаратурой и т. д. Такое решение резко расширяет возможности биофизического эксперимента. Однако возможна и другая схема, позволяющая решать с помощью микрогенераторов СВЧ задачи в биофизическом эксперименте, — «генератор СВЧ ≓ биологический объект». Стрелки в данном случае означают, что в рабочем режиме некоторые параметры автогенератора СВЧ будут определяться параметрами биологического объекта при наличии сильной связи колебательной системы с активным нелинейным элементом. Именно это качество позволит путем текущего измерения параметров автогенератора определять функциональное состояние биологического объекта. Это принципиально новый аспект в использовании СВЧ излучения в биофизическом эксперименте одновременно и как активно воздействующего физического фактора, и как метода контроля функционирования биологического объекта не только при воздействии самого СВЧ излучения, но и других физических или химических факторов.

Предварительное экспериментальное исследование функционального состояния биологических объектов при действии СВЧ по традиционной схеме с помощью МПЛ является не только поиском путей взаимодействия ЭМП с биологическими объектами, но и возможностью получения информации для определения технических параметров микрогенераторов СВЧ.

Выбор конкретной конструкции МПЛ может быть сделан на основе анализа ее свойств при сопряжении, с одной стороны, с биологическими объектами, с другой стороны, с нелинейным элементом автогенератора. Такой подход позволит дать оценку энергетических показателей автогенератора как технического устройства и одновременно раскрыть возможности реализации того или иного класса биологических задач с помощью МПЛ.

Сама по себе задача создания микрогенераторов СВЧ с использованием МПЛ не является новой [78]. Эти устройства находят широкое применение в спутниковой аппаратуре, основная область их применения — связь и телеметрия. Требования, предъявляемые к таким устройствам, в первую очередь, затрагивают вопросы стабильности частоты несущей. Поэтому генераторы СВЧ на полупроводниковой базе строятся по схеме умножения частоты автогенератора и содержат 6÷8 каскадов. Нагрузка с постоянными параметрами существенно упрощает техническое решение вопросов и позволяет эксплуатацию этих устройств в оптимальном режиме. С другой стороны, постоянство параметров нагрузки и уровня выходной мощности генератора, а соответственно и режима выходных каскадов делает ненужным их текущее согласование или определение поглощенной в нагрузке мощности. В биологическом эксперименте эти вопросы меняются местами одной из основных задач является корректное измерение поглощенной в объекте мощности. Требования к высокой стабильности частоты несущей в дециметровом и сантиметровом диапазонах в данном случае предъявляются лишь в отдельных случаях.

Эти обстоятельства позволяют выбрать в качестве основной схемы генератора СВЧ на МПЛ схему автогенератора. Отсутствие возможности работать в оптимальном режиме при наличии сильной вариабельности параметров биологических объектов приводит к необходимости включения в схему микрогенератора СВЧ узлов для защиты транзистора от действия отраженной от объекта волны и т. д. Одновременно встает вопрос о необходимости регулирования уровня выходной мощности, решение которого при наличии полупроводникового генераторного элемента сложнее по сравнению с ламповыми генераторами СВЧ [200].

В плане рассмотренных вопросов разработка основ теории расчета и конструирования микрогенераторов СВЧ на МПЛ для биологических исследований является первым этапом.

Наиболее оптимальным микрооблучателем СВЧ с точки зрения его сопряжения с микроскопом, флуориметром, а также с другими оптическими приборами является облучатель на основе (СЩЛ). Он прост в изготовлении [199], удобен в обращении и не требует разработки дополнительных оптических устройств. Однако эти удобства невозможно реализовать из-за недостаточно разработанной теории построения подобного рода линий [203], а также из-за сложностей измерения СВЧ параметров [204].

Одним из методов контроля состояния микроскопических биологических объектов в лабораторных условиях является визуальный контроль с помощью микроскопа. При облучении биологического объекта, располагаемого под объективом, встает вопрос о подведении электромагнитной энергии к объекту, находящемуся вблизи металлических частей микроскопа, которые изменяют структуру подводимого поля и существенно искажают предполагаемое распределение поля в объекте. Кроме того, расположение в непосредственной близости от излучающего элемента исследователя должно соответствовать принятым нормам по ППМ [198]. Необходим также точный контроль поглощаемой мощности.

Наиболее легко поддающейся расчету и имеющей несложную конструкцию наряду с широкими возможностями является экранированная симметричная полосковая линия (ЭСПЛ). С точки зрения безопасности, применение ЭСПЛ в качестве облучателя с локализацией поля в замкнутом объеме можно считать более удачным вариантом. Вместе с тем, нахождение объекта внутри ЭСПЛ требует применения длиннофокусных объективов.

Исследования на клеточном и молекулярном уровнях при действии неионизирующей радиации требуют разработки специальной микроэлектродной техники и регистрирующих устройств, способных нормально функционировать в зоне облучения СВЧ, ионселективных электродов, устройств дозирования и пробоотборников. Работы в этой области показали, что интенсивность возбужденных механических колебаний достаточна для их регистрации пьезокерамическими датчиками с чувствительностью  $10^{-6}$  В  $\cdot$ дин<sup>-1</sup>  $\cdot$  см<sup>2</sup>. При значениях УПМ порядка  $10 \div 100 \text{ мВт} \cdot \text{г}^{-1}$ , обычно имеющих место в биофизическом эксперименте, амплитуда звукового переменного давления составит величину порядка 10 ÷ 10<sup>3</sup> дин. При указанной выше чувствительности пьезокерамического преобразователя амплитуда переменного электрического сигнала на его обкладках будет достигать 1 мВ. Однако для достижения такой чувствительности приходится применять пьезокерамические преобразователи диаметром  $30 \div 50$  мм, что вызывает определенные трудности при их стыковке с облучателями. Поэтому в отдельных случаях приходится идти на компромисс и несколько увеличивать габариты облучателя. Так, например, применение пьезодатчиков в модельных экспериментах по исследованию слуховых эффектов СВЧ позволило во многом отказаться от экспериментов на людях и прийти к сферическим моделям с одновременным получением объективной информации. В многочисленной литературе описаны резонаторы СВЧ, как системы для концентрации и локализации ЭМП в ограниченных объемах, самой различной конфигурации. Как правило, это цилиндрические или кубические образования, диаметр, высота и способ возбуждения которых определяют тип волны в резонаторе и распределение энергии по объему. Анализ литературы показывает, что равномерное распределение энергии в резонаторе практически невозможно для одной какой-либо моды колебаний или для одного типа волны. Достаточно хорошее распределение энергии СВЧ равномерно по всему объему может быть достигнуто лишь в многомодовых резонаторах [40]. Примером применения таких резонаторов могут служить электронные СВЧ-печи для нагрева пищевых продуктов.

Применение резонаторов с высокой неоднородностью поля в биологических исследованиях при высокой гетерогенности самих биологических объектов не позволит однозначно трактовать получаемую информацию и внесет погрешность при количественных оценках наблюдаемых эффектов. Облучение же биологических объектов в многомодовых резонаторах, ввиду наличия большого спектра действующих электромагнитных колебаний, может привести к формированию целого ряда различных эффектов, сложным образом взаимосвязанных в биологической системе. Интегральный отклик при этом практически не дает информации о функциональном состоянии объекта.

Необходимо отметить также, что при проектировании резонаторов СВЧ в диапазоне частот 460 ÷ 2450 МГц размеры конструкций получаются соизмеримыми с длиной волны. Уменьшить размеры резонатора можно с помощью замедляющей структуры (ЗС).

Одним из ценных свойств ЗС является поверхностный характер распространения волны, что делает возможным использование таких систем в качестве чувствительных элементов преобразователей физических величин. Таким образом, применение ЗС в резонаторе позволит сразу решить несколько вопросов — существенно снизить размеры резонатора, повысить однородность поля и ППМ. Конструктивные особенности ЗС и распределение в них электромагнитной энергии позволяют выбрать в качестве облучателя для биологических объектов цилиндрический резонатор со спиральной ЗС. Такая конструкция позволяет решать биологические задачи широкого спектра как в единичных микрообъемах, так и в протоке.

В настоящем разделе рассматривается задача технического обеспечения экспериментов по биоэффектам СВЧ, включающая в себя методы и приборы, способные решать широкий круг биологических задач. Учитывая, что промышленность не выпускает необходимые для описываемых экспериментов приборы, в данной главе дается подробное описание способов доработки серийных отечественных и зарубежных лабораторных измерительных генераторов СВЧ и медицинских приборов для микроволновой терапии как одного из наиболее доступных путей создания в условиях лабораторий приборов, способных обеспечить исследования биоэффектов СВЧ. Описаны расчет, конструкции и технология сборки некоторых типов линий передач, используемых в качестве облучателей биообъектов. Рассмотрены вопросы фиксации различных биообъектов, методы съема полезной информации. Несколькими примерами представлены аппаратурные комплексы для постановки биофизических и электрофизиологических экспериментов в лабораторных и экранированных помещениях. Кратко рассмотрены вопросы экранирования аппаратуры при проведении экспериментов.

## Глава 1 **ДЛИННЫЕ ЛИНИИ**

В предыдущем разделе были рассмотрены свободные электромагнитные волны, распространяющиеся в пространстве между передающей и приемной антеннами. Кроме свободных существуют направляемые волны, распространяющиеся вдоль искусственно сооружаемых направляющих систем, к которым, в первую очередь, можно отнести длинные линии.

Простейшая длинная линия, называемая двухпроводной, состоит из двух параллельных проводов одинакового диаметра, разделенных диэлектриком. Часто применяются коаксиальные линии, в которых один провод расположен внутри другого, а пространство между проводами обычно заполнено твердым диэлектриком.

Длинная линия относится к электрическим цепям с распределенными параметрами. Если один из геометрических размеров цепи (в данном случае — длина l) равен или больше длины волны действующего колебания, такая цепь должна рассматриваться как система с распределенными по длине индуктивностью, емкостью, активным сопротивлением и активной проводимостью. Практически распределенный характер параметров линии учитывают, если  $l \ge \lambda/4$ .

В данной главе рассматриваются основные свойства, характеристики и применение длинных линий. Главное внимание уделяется следующим вопросам:

1. Какими основными параметрами характеризуется длинная линия, какова ее схема замещения?

2. Как протекает процесс распространения энергии вдоль линии?

3. Каковы особенности режимов бегущих, стоячих и смешанных волн в линиях?

4. Чем определяется входное сопротивление линии?

5. Какими коэффициентами характеризуется отражение волн в линиях?

6. В каких устройствах применяются длинные линии?

#### 1.1. Схема замещения и основные параметры длинных линий

Основные параметры. Электрическая схема линии длиной l показана на рис. 1.01, a. К точкам 1-1 подключен генератор, ЭДС Eкоторого изменяется по синусоидальному закону. Внутреннее сопротивление  $Z_i$  генератора в общем случае комплексное. Сопротивление  $Z_{\rm H}$  нагрузки подключается к точкам 2-2. Схема замещения длинной линии (рис. 1.01, б) представляет собой последовательное соединение множества элементарных участков (*ячеек*) длиной dx, каждый из которых имеет некоторую индуктивность  $L_1 dx$ , емкость  $C_1 dx$ , активное сопротивление  $R_1 dx$  и активную проводимость  $G_1 dx$ , где  $L_1$ ,  $C_1$ ,  $R_1$ ,  $G_1$  — параметры, приходящиеся на единицу длины линии и называемые *первичными* (или погонными). Если эти параметры имеют одинаковое значение в любом сечении линии, линию называют *однородной*.

Для линий, используемых в радиотехнических устройствах, обычно справедливы неравенства:  $\omega L_1 \gg R_1$ ,  $\omega C_1 \gg G_1$ , где  $\omega$  — угловая частота генератора. Такие линии называют линиями без потерь. Схема замещения линии без потерь изображена на рис. 1.01. Как видим, эта схема представляет собой последовательное соединение n звеньев электрических фильтров нижних частот при  $n \to \infty$ .



Рис. 1.01. Длинная линия и схемы ее замещения

Первичные параметры зависят от конструкции линии и от свойств диэлектрика между проводами. В двухпроводной линии с воздушным диэлектриком погонные индуктивность, мкГн/м, и емкость,  $\pi\Phi/m$ :

$$L_1 \approx 0.92 \lg(a/r), \quad C_1 \approx 12.1/\lg(a/r),$$
 (II.1)

где *a* — расстояние между центрами проводов линии, *r* — радиус провода (рис. 1.02, *a*).

В коаксиальной линии

$$L_1 \approx 0.46 \lg(D/d), \quad C_1 \approx 24.1\varepsilon_r / \lg(D/d), \quad (\text{II.2})$$

где  $\varepsilon_r = \varepsilon_a/\varepsilon_0$  — относительная диэлектрическая проницаемость среды, заполняющей пространство между проводами линии; D и d — диаметры проводов (рис. 1.02,  $\delta$ ).



Рис. 1.02. Сечение проводов воздушной и коаксиальном линий

С помощью схемы замещения однородной линии (см. рис. 1.01, б) можно составить уравнения для тока и напряжения в любом сечении линии x, действующих в любой момент времени t. Выделим на линии элементарный участок dx, расположенный на расстоянии x от ее начала, и определим разность напряжений и токов в начале и в конце этого участка:

$$\dot{U}_x - (\dot{U}_x + d\dot{U}_x) = -d\dot{U}_x = \dot{I}_x R_1 \, dx + \dot{I}_x j\omega L_1 \, dx, \dot{I}_x - (\dot{I}_x + d\dot{I}_x) = -d\dot{I}_x = \dot{U}_x G_1 \, dx + \dot{U}_x j\omega C_1 \, dx.$$

Из этих выражений получаются линейные дифференциальные уравнения второго порядка с постоянными коэффициентами, называемые *телеграфными уравнениями*:

$$d^2 \dot{U}_x/dx^2 = \underline{Z}_1 \underline{Y}_1 \dot{U}_x; \quad d^2 \dot{I}_x/dx^2 = \underline{Z}_1 \underline{Y}_1 \dot{I}_x, \tag{II.3}$$

где  $\underline{Z}_1 = R_1 + j\omega L_1$  — комплексное сопротивление последовательной ветви участка dx;  $\underline{Y}_1 = G_1 + j\omega C_1$  — комплексная проводимость параллельной ветви этого участка.

Уравнения (II.3) дают возможность исследовать различные режимы работы длинных линий.

Решением (II.3) в частном случае, когда рассматривается линия без потерь, являются следующие выражения:

$$\dot{U}_x = \dot{U}_1 \cos\beta x + j\dot{I}_1 Z_c \sin\beta x, \dot{I}_x = \dot{I}_1 \cos\beta x - (j\dot{U}_1 \sin\beta x)/Z_c,$$
(II.4)

где  $\dot{U}_1$  и  $\dot{I}_1$  — напряжение и ток в начале линии; x — координата расстояния, отсчитываемая от начала линии.

Во многих случаях известны значения напряжения  $\dot{U}_2$  и тока  $\dot{I}_2$  в конце линии. Тогда (II.4) принимают следующий вид (при условии, что координата y = l - x отсчитывается от конца линии):

$$\dot{U}_y = \dot{U}_2 \cos\beta y + j\dot{I}_2 Z_c \sin\beta y,$$
  
$$\dot{I}_y = \dot{I}_2 \cos\beta y + (j\dot{U}_2 \sin\beta y)/Z_c.$$
 (II.5)

В уравнения (II.4) и (II.5) входят величины  $\beta$  и  $Z_c$ , называемые соответственно коэффициентом фазы (волновым числом) и волновым сопротивлением линии. Эти величины можно выразить через первичные параметры  $L_1$  и  $C_1$ :

$$\beta = \omega \sqrt{L_1 C_1}; \quad Z_c = \sqrt{L_1 / C_1}. \tag{II.6}$$

Вторичные параметры. Коэффициент фазы и волновое сопротивление называют вторичными параметрами линии. Как будет показано дальше, коэффициент  $\beta$  характеризует изменение фазы напряжения или тока, приходящееся на единицу длины линии.

Волновое сопротивление линии имеет такой же смысл, как характеристическое сопротивление электрического фильтра, что следует из аналогии схемы замещения элементарного участка dx линии и схемы (ФНЧ). Однако в линии без потерь, в отличие от фильтра, это сопротивление не зависит от частоты, следовательно, если нагрузкой линии является активное сопротивление  $R_{\rm H} = Z_c$ , она будет согласована на всех частотах.

Найдем волновые сопротивления воздушной двухпроводной и коаксиальной линий, подставив в формулу для  $Z_c$  значения  $L_1$  и  $C_1$ из (II.1) и (II.2). После вычислений получаем: для воздушной линии  $Z_c \approx 276 \lg(a/r)$  Ом; для коаксиальной линии с твердым диэлектриком  $Z_c \approx [138 \lg(D/d)]/\sqrt{\varepsilon_r}$  Ом.

Кроме коэффициента фазы и волнового сопротивления к вторичным параметрам линий относится скорость распространения энергии и коэффициент ослабления.

# 1.2. Распространение энергии в линии без потерь. Бегущие волны

**Образование бегущих волн.** Предположим, что к однородной линии без потерь, имеющей бесконечную длину, подключен генератор постоянного напряжения  $U_-$  (рис. 1.03, *a*). В момент подключения начинается заряд емкости  $C'_1$  элементарного участка 1 через индуктивность  $L'_1$ . Напряжение на емкости увеличивается постепенно, так как из-за влияния ЭДС самоиндукции, возникающей в  $L'_1$ , ток заряда нарастает плавно. К моменту времени  $t_1$  емкость  $C'_1$  заряжается до напряжения  $u = U_-$ .

Одновременно с процессом заряда емкости  $C'_1$  происходит ее разряд через индуктивность  $L'_2$  и емкость  $C'_1$  второго элементарного участка. Емкость  $C'_2$  постепенно заряжается, а связанное с этим уменьшение напряжения на емкости  $C'_1$  компенсируется источником  $U_-$ . Через



Рис. 1.03. Распространение постоянного напряжения вдоль линии

емкость  $C'_1$  проходят равные, но противоположно направленные токи, поэтому результирующий ток в емкости  $C'_1 = 0$ . Следовательно, можно считать, что ток генератора заряжает емкость  $C'_2$  через индуктивности  $L'_1$  и  $L'_2$ . Заряд емкости  $C'_2$  заканчивается к моменту времени  $t_2$ . Одновременно происходит заряд емкости  $C'_3$  через индуктивности  $L'_1$ ,  $L'_2$ ,  $L'_3$  и т. д.

В результате такого процесса заряда емкостей элементарных участков в линии создается волна тока и напряжения, называемая *бегущей*. По мере ее распространения в линии устанавливается постоянный ток и напряжение. Описанный процесс иллюстрируется рис. 1.03, *б*, *в*, *г*.

Ток в любом сечении линии один и тот же и определяется отношением напряжения  $U_{-}$  к волновому сопротивлению  $Z_{c}$  линии. Поэтому, если линию нагрузить сопротивлением  $R_{\rm H} = Z_{c}$ , через него будет проходить ток, равный току в линии. Отсюда следует, что в согласованной линии вся подводимая активная мощность поглощается нагрузкой. Этого не происходит, если  $R_{\rm H} \neq Z_{c}$ . Пусть, например,  $R_{\rm H} = 100$  Ом,  $Z_c = 50$  Ом,  $U_- = 50$  В. Тогда ток в линии i = 50/50 = 1 А, а ток в нагрузке  $i_{\rm H} = 50/100 = 0,5$  А. Оставшиеся 0,5 А создают в линии бегущую волну, мощность которой равна разности между мощностью, поступающей от генератора, и мощностью, поглощенной нагрузкой. Эта волна распространяется от нагрузки к генератору и поэтому называется *отраженной* в отличие от *падающей* волны, распространяющейся от генератора к нагрузке. Отраженную волну можно рассматривать как процесс поочередного заряда емкостей элементарных участков линии, происходящий в направлении от конца линии к ее началу.

Рассмотрим, как будут изменяться напряжение и ток в согласованной линии длиной  $l = \lambda/2$ , если напряжение генератора изменяется по синусоидальному закону  $u = U_m \sin \omega t$  (рис. 1.04, *a*). По такому же закону будет меняться ток в начале линии  $i = u/Z_c = (U_m \sin \omega t)/Z_c =$  $= I_m \sin \omega t$ .

В момент включения генератора напряжение и ток в линии равны нулю. В течение промежутка времени  $\Delta t_1 = T/8$  напряжение на входе линии увеличится от 0 до  $0,7U_m$ , а ток — от 0 до 0,7I (действительно,  $i = I_m \sin \omega t = I_m \sin(2\pi t/T) = I_m \sin(2\pi T/8T) = I_m \sin(2\pi/8) =$  $= I_m \sin 45^\circ = I_m \sqrt{2}/2 \approx 0,7I_m$ . При этом в линии возникнет бегущая волна тока, распространяющаяся со скоростью v. За время  $\Delta t_1$  волна достигнет сечения линии  $x_1 = vT/8 = \lambda/8$ , где  $vT = \lambda$ . В момент времени  $t_1$  ток в линии распределится следующим образом: на входе линии  $i \approx 0,7I_m$ , в сечениях  $x \gg x_1$ , ток i = 0 (рис. 1.04, б, кривая 1).

Через промежуток времени  $\Delta t_2 = 2\Delta t_1 = T/4$ , когда напряжение на входе линии станет равным  $U_m$ , волна тока достигнет сечения  $x_2 = \lambda/4$ ; ток на входе линии при этом  $i = I_m$  (рис. 1.04,  $\delta$ , кривая 2).

Аналогичными рассуждениями можно показать, что в момент времени  $t_3$  ток на входе линии уменьшится до  $0,7I_m$  и волна тока распространится до сечения  $x_3$ . К моменту времени  $t_4$  волна тока достигает конца линии, а ток на ее входе станет равным нулю (рис. 1.04,  $\delta$ , кривые 3, 4). Одновременно с волной тока вдоль линии распространяется волна напряжения, причем эти волны совпадают по фазе (на рис. 1.04 графики волны напряжения не показаны).

Обратим внимание на неравномерное распределение тока вдоль линии, которое объясняется запаздыванием по времени бегущей волны, которое тем больше, чем дальше отстоит от начала линии рассматриваемое сечение. Сравним для этого графики изменения тока во времени в сечениях линии x = 0,  $x_1$ ,  $x_2$ ,  $x_3$ ,  $x_4$  (рис. 1.04, 6). Сравнение показывает, что если в сечении линии x = 0 изменения тока во времени начинаются при t = 0, то в сечении  $x = x_1 = \lambda/8$  при  $t = t_1 = T/8$ , в сечении  $x = x_2 = \lambda/4$  при  $t = t_2 = T/4$  и т. д.

Уравнения бегущих волн напряжения и тока в линии без потерь. Пусть мгновенное значение напряжения генератора  $u_1 = U_{m1} \sin \omega t$ . Тогда в произвольном сечении линии, находящемся на расстоянии x от ее начала, напряжение  $u_x$  будет запаздывать на



Рис. 1.04. Диаграммы, поясняющие распространение волны тока в линии

время  $t_x = x/v$ , поэтому можно записать  $u_x = U_{mx} \sin \omega (t - t_x) = U_{mx} \sin(\omega t - \omega t_x) = U_{mx} \sin[(\omega t) - (\omega x/v)].$ 

Рассмотрим отношение  $\omega/v$ . Угловая частота  $\omega$  показывает, на сколько радиан или градусов в секунду изменяется фаза колебания в сечении x линии, а скорость v — на какое расстояние перемещается волна за это время. Поэтому, разделив  $\omega$  на v, получим число, по-казывающее изменение фазы волны, приходящееся на единицу длины линии, т. е. коэффициент фазы  $\beta$ . Учитывая, что  $\omega = 2\pi f$ , а  $v = \lambda t$ , получаем коэффициент фазы, рад/с

$$\beta = \omega/v = 2\pi f/\lambda f = 2\pi/\lambda. \tag{II.7}$$

Поскольку рассматривается линия без потерь, амплитуды напряжения и тока во всех сечениях одинаковые, следовательно, можно записать

$$u_x = U_{m1} \sin[\omega t - (\omega x)/v] = U_{1m} \sin(\omega t - \beta x).$$
(II.8)

Аналогичное выражение получается для тока:

$$i_x = [U_{m1}\sin(\omega t - \beta x)]/Z_c. \tag{II.9}$$

Соотношения (II.8), (II.9) являются уравнениями бегущих волн в линии без потерь. Как видно из этих уравнений, ток и напряжение являются функциями двух переменных: времени и координаты расстояния, что в известной степени усложняет анализ работы цепей с распределенными параметрами по сравнению с цепями с сосредоточенными параметрами.

Пользуясь уравнениями бегущих волн, можно построить распределения тока и напряжения вдоль линии для различных моментов времени (рис. 1.05, *a*). Из рисунка видно, что волна как бы перемещается по линии с определенной скоростью. Из (II.6) с учетом (II.7) скорость

$$v = 1/\sqrt{L_1 C_1}$$
. (II.10)

Подставив в (II.10) значения  $L_1$  и  $C_1$  из (II.1) воздушной двухпроводной линии и проводя вычисления, получим, что  $v \approx 3 \cdot 10^8$  м/с, т.е. скорость распространения бегущей волны близка к скорости  $c_0$  света в вакууме. Подстановка в (II.10) значений  $L_1$  и  $C_1$  (II.2) коаксиальной линии с твердым диэлектриком дает:  $v_1 \approx v/\sqrt{\varepsilon_r} = c_0/\sqrt{\varepsilon_r}$ . Так как  $\varepsilon_r > 1$ , получаем, что скорость распространения бегущих волн в такой линии меньше  $c_0$ , поэтому длина волны колебаний оказывается меньше  $\lambda_0$ . Этот вывод справедлив для любой линии, провода которой расположены в реальной среде.

Уравнения бегущих волн для линии с потерями. В линии с потерями часть энергии бегущих волн необратимо преобразуется в проводах в другие виды: тепловую, энергию излучения и т. д. Поэтому амплитуда напряжения и тока волны постепенно уменьшается (затухает) по мере распространения волны. Можно показать, что затухание происходит по экспоненциальному закону (рис. 1.05). Для линии с потерями уравнения бегущих волн

$$u_x = U_{m1}e^{-\alpha x}(\sin \omega t - \beta x),$$
  

$$i_x = [U_{m1}e^{-\alpha x}(\sin \omega t - \beta x)]/Z_c,$$
(II.11)

где  $\alpha$  — коэффициент ослабления, характеризующий уменьшение амплитуд напряжения или тока, приходящееся на единицу длины линии.



Рис. 1.05. Бегущие волны в идеальной и реальной линиях

При учете первичных параметров линии коэффициент ослабления, дБ/м

$$\alpha \approx 8.7 R_1' \sqrt{L_1/C_1} , \qquad (\text{II.12})$$

где  $R'_1 = R_1/2 \approx 0.04\sqrt{f}/r$  — активное сопротивление, Ом, одного метра медного провода радиусом r, мм, на частоте f, МГц.

Таким образом, коэффициенты  $\alpha$  и  $\beta$ , входящие в уравнения (II.11), характеризуют изменение амплитуды и фазы бегущих волн, распространяющихся вдоль линии. Эти коэффициенты являются составляющими комплексной величины, называемой коэффициентом распространения  $\underline{\gamma} = \alpha + j\underline{\beta}$ .

Входное сопротивление линии без потерь. Перейдем к рассмотрению одной из важных характеристик линии — входного сопротивления, под которым понимается отношение  $\underline{Z}_{\text{вх}} = \dot{U}_1/\dot{I}_1$ . В линии без потерь, нагруженной сопротивлением  $R_{\text{H}} = Z_c$ , входное сопротивление активно и равно сопротивлению нагрузки, т.е.

$$\underline{Z}_{\rm BX} = R_{\rm BX} = Z_c = R_{\rm H}.$$
 (II.13)

Активный характер входного сопротивления означает, что мгновенные значения напряжения и тока на входе линии любой длины совпадают по фазе, что видно из сопоставления (II.8) и (II.9). При этом вся активная мощность, подводимая к входу линии, поглощается нагрузкой, что означает отсутствие в линии отраженных волн.

Применение теории электромагнитного поля к анализу процесса распространения энергии по линии. Пусть имеется идеальная двухпроводная линия длиной  $l = \lambda$ , причем диэлектрик, разделяющий провода, также идеальный. Линия согласована, поэтому в ней распространяются бегущие волны напряжения и тока. Для некоторого произвольного времени  $t_1$  волны распределены в линии так, как показано на рис. 1.06.



Рис. 1.06. Электромагнитное поле бегущих волн

Поскольку между проводами линии имеется переменное напряжение, связанное с электрическим полем, а по проводам проходит переменный ток, связанный с магнитным полем, можно считать, что вдоль линии распространяется бегущая электромагнитная волна. Выделим в линии сечения  $x_1$  и  $x_2$ , соответствующие амплитудам напряжения и тока, и определим направление вектора Пойнтинга в этих сечениях (за положительное направление тока примем направление от генератора к нагрузке на участке линии с положительными амплитудами напряжения и тока).

Как следует из рис. 1.06, в выбранных сечениях вектор **П** имеет одно и то же направление (к нагрузке), несмотря на то, что токи в этих сечениях одинаковы и направлены навстречу друг другу. Следовательно, бегущая электромагнитная волна переносит энергию от генератора к нагрузке; провода линии образуют канал, направляющий поток энергии.

Режим бегущих волн является наиболее предпочтительным и целесообразным при переносе энергии от генератора к нагрузке, но и требующим приложения максимальных усилий для его реализации. Рассмотрим еще возможные режимы распространения волн вдоль направляющих структур, встречающиеся на практике.

### 1.3. Стоячие волны в линии без потерь

**Образование стоячих волн.** Если вся энергия падающей волны отражается от конца линии и полностью возвращается генератору, возникают две бегущие волны с одинаковой амплитудой, распространяющиеся по линии навстречу друг другу с одинаковой скоростью.

В результате сложения (интерференции) этих волн образуются *сто*ячие волны.

Стоячие волны возникают при холостом ходе ( $Z_{\rm H} = \infty$ ), коротком замыкании ( $Z_{\rm H} = 0$ ) или при нагрузке линии реактивным сопротивлением, т. е. в тех случаях, когда в нагрузке не происходит необратимого преобразования энергии.

Стоячие волны при холостом ходе. Рассмотрим холостой ход линии. Так как сопротивление нагрузки  $Z_{\rm H} = \infty$ , ток в конце линии равен нулю, что возможно, если в сечении x = l (или y = 0) токи падающей и отраженной волн одинаковы, но сдвинуты по фазе на угол 180°. Равенство нулю тока означает, что в конце линии энергия магнитного поля падающей электромагнитной волны преобразуется в энергию ее электрического поля, в результате чего напряженность электрического поля и напряжение удваиваются. Отсюда можно сделать вывод: напряжения падающей и отраженной волн в конце линии имеют одинаковую фазу. Таким образом, напряжение отражается от конца разомкнутой линии без изменения фазы, а ток при отражении меняет фазу на противоположную.

На рис. 1.07, *а* приведены диаграммы, на которых показаны распределения мгновенных значений напряжения падающих (непрерывная линия), отраженных (штриховая линия) и стоячих (утолщенная линия) волн в линии в моменты времени  $t_0 \dots t_6$ , разделенные промежутками T/8. Направления движения волн указаны стрелками. Начало координат диаграмм совмещено с концом линии, так как именно в этом сечении в любой момент времени известно, что напряжения падающей и отраженной волн имеют одинаковую фазу. Из рассмотрения диаграмм следует, что колебание, полученное в результате сложения напряжений бегущих падающей и отраженной волн, вдоль линии не перемещается. Это и есть стоячая волна напряжения. Аналогично можно показать образование стоячей волны тока. Необходимо только помнить, что фазы токов падающей и отраженной волн в конце линии противоположны. Распределение напряжения и тока стоячих волн вдоль линии для фиксированных моментов времени  $t_0 \dots t_6$ , следующих через T/8, изображено на рис. 1.07, б.

Уравнения стоячих волн. Эти уравнения можно получить из (II.5) после подстановки  $I_2 = 0$  и ряда преобразований

$$u_y = 2U_{m \pi a \pi} \cos \beta y \sin \omega t, \qquad (\text{II.14})$$
$$i_y = [2U_{m \pi a \pi} \sin \beta y \sin(\omega t + 90^\circ)]/Z_c,$$

где  $U_{m \text{пад}}$  — амплитуда напряжения падающей волны в конце линии.

В (II.14) выражения  $2U_{mпад} \cos \beta y$  и  $(2U_{mпад} \sin \beta y)/Z_c$  представляют собой соответственно амплитуды напряжения  $U_{mc}$  и тока  $I_{mc}$  стоячих волн. Распределение амплитуд вдоль линии показано на рис. 1.07, *в*.

Свойства стоячих волн. Из рис. 1.07, а также из рассмотрения диаграмм, изображенных на рис. 1.07, *а*, *б*, *в*, следует:

1. В любом сечении линии напряжение и ток изменяются во времени по синусоидальному закону, причем угол сдвига фаз между ними 90°. В моменты времени  $t_2$ ,  $t_6$ , соответствующие максимальному напряжению, ток в линии равен нулю, при максимальном токе в моменты времени  $t_0$ ,  $t_4$  напряжение в линии равно нулю (рис. 1.07, б). Можно показать, что в моменты времени  $t_2$ ,  $t_6$  средняя энергия электрического поля на каждом четвертьволновом отрезке линии максимальная, а энергия магнитного поля равна нулю. В моменты времени  $t_0, t_4,$ наоборот, наблюдается максимум средней энергии магнитного поля; энергия электрического поля равна нулю. В интервалах между указанными моментами времени происходит взаимное преобразование энергий электрического и магнитного полей, причем сумма этих энергий остается постоянной (исключение составляет конец линии, где вся энергия сосредоточена в электрическом поле). Напомним, что аналогичные энергетические процессы протекают при резонансе в идеальном колебательном контуре.

2. В сечениях линии y = 0,  $y_2 = \lambda/2$ ,  $y_4 = \lambda$ , т.е. на расстояниях от конца линии, кратных  $\lambda/2$ , амплитуда напряжения максимальная, а ток равен нулю. Такие сечения называются *пучностями напряжения* и узлами тока. В сечениях  $y_1 = \lambda/4$ ,  $y_3 = 3\lambda/4$ ,  $y_5 = 5\lambda/4$ , т.е. на расстояниях от конца линии, кратных нечетному числу  $\lambda/4$ , наоборот, напряжение равно нулю, а ток максимальный. Эти сечения называют узлами напряжения и пучностями тока.

3. Фаза напряжения во всех сечениях линии одна и та же, поэтому максимальные или нулевые значения напряжения получаются в одни



Рис. 1.07. Стоячие волны в разомкнутой линии

и те же моменты времени. Однако максимумы напряжения в разных сечениях различные из-за изменения амплитуды напряжения вдоль линии. Такой же вывод справедлив для тока в линии.

4. Волновое сопротивление линии равно отношению амплитуд напряжения  $U_{m\pi}$  и тока  $I_{m\pi}$  в пучностях. Чтобы убедиться в этом, подставим в выражения для амплитуд  $U_{mc}$  и  $I_{mc}$  значения  $\cos my = 1$  и  $\sin my = 1$ . Получим  $U_{m\pi} = 2U_{m\pi ad}$ ,  $I_{m\pi} = 2U_{m\pi ad}/Z_c$ , откуда  $Z_c = U_{m\pi}/I_{m\pi}$ .

Входное сопротивление линии. Разомкнутая линия без потерь имеет реактивное входное сопротивление

$$X_{\text{BX.X}} = -Z_c \operatorname{ctg} \beta y. \tag{II.15}$$

Зависимость входного сопротивления от координаты y (или, иначе говоря, от длины линии) иллюстрируется с помощью рис. 1.08. Из рассмотрения этого рисунка видно, что при изменении длины входное сопротивление линии может быть емкостным или индуктивным и изменяться в пределах от 0 до  $\infty$ . Если длина линии равна нечетному числу  $\lambda/4$ , ее входное сопротивление нулевое, если четному — то бесконечное.



Рис. 1.08. Зависимость входного сопротивления от длины линии

Рассмотрим, как будет меняться входное сопротивление линии длиной  $l = \lambda/4$  при изменении частоты генератора f. Пусть частота уменьшилась  $f_1 < f$ . Это значит, что длина волны колебаний генератора возросла до значения  $\lambda_1 > \lambda$ , следовательно, можно записать  $\lambda_1/4 > \lambda/4$ или  $l < \lambda_1/4$ . Таким образом, на меньшей частоте генератора нарушается соотношение между l и  $\lambda/4$ , поэтому, как видно из рис. 1.08, входное сопротивление линии становится емкостным. Аналогично можно показать, что если  $f_2 > f$ , то  $\lambda_2 < \lambda$  и  $l > \lambda/4$ . В этом случае входное сопротивление индуктивное. Как видим, характер зависимости входного сопротивления от частоты такой же, как у последовательного контура.

Заметим, что на фиксированной частоте генератора входное сопротивление определяется длиной линии. Так, при уменьшении длины  $y < \lambda/4$  входное сопротивление становится емкостным, а при увеличении  $\lambda/2 > y > \lambda/4$  — индуктивным.

Зависимость от частоты входного сопротивления разомкнутой линии длиной  $\lambda/2$  такая же, как у параллельного контура: при  $f_1 < f$ оно индуктивное, при  $f_2 > f$  — емкостное.
Если учесть, что характер энергетических процессов в четвертьволновых отрезках линии такой же, как в колебательном контуре, можно сделать вывод: участки разомкнутой линии, длина которых кратна  $\lambda/4$ , эквивалентны идеальному последовательному или параллельному контуру, настроенному в резонанс. В связи с этим линию, имеющую длину, кратную  $\lambda/4$ , называют *резонансной*.

Входное сопротивление линии с потерями содержит, кроме реактивной, активную составляющую, которая зависит от частоты и длины линии. Поэтому резонансные отрезки реальных разомкнутых линий эквивалентны реальным колебательным контурам, имеющим активные потери.

Стоячие волны в короткозамкнутой линии. Поскольку в такой линии  $Z_{\rm H} = 0$ , напряжение  $U_2 = 0$  и энергия полностью отражается от конца, образуя отраженные волны тока и напряжения. При этом фаза падающей волны тока совпадает с фазой отраженной, а фазы падающих и отраженных волн напряжения противоположны. В результате сложения падающих и отраженных волн образуются стоячие волны.

Уравнения стоячих волн при коротком замыкании линии:

$$u_y = 2I_{m \pi a \pi} Z_c \sin \beta y \sin(\omega t + 90^\circ);$$
  

$$i_y = 2I_{m \pi a \pi} \cos \beta y \sin \omega t,$$
(II.16)

где  $I_{m \text{пад}}$  — амплитуда тока падающей волны в конце линии;  $2I_{m \text{пад}}Z_c \sin \beta y$  — амплитуда напряжения стоячей волны;  $2I_{m \text{пад}} \cos \beta y$  — амплитуда тока стоячей волны.

Анализ (II.16) показывает, что в конце короткозамкнутой линии располагается пучность тока и узел напряжения (рис. 1.09, a). Из сравнения рис. 1.09, a и 1.07, b видно, что кривые изменения амплитуд напряжения и тока вдоль разомкнутой и короткозамкнутой линий смещены на  $\lambda/4$ .

Входное сопротивление короткозамкнутой линии

$$X_{\text{BX},\text{K}} = Z_c \operatorname{tg} \beta y \tag{II.17}$$

имеет реактивный характер и зависит от длины линии и частоты (рис. 1.09,  $\sigma$ ). Резонансные отрезки линии длиной, кратной нечетному числу  $\lambda/4$ , имеют бесконечно большое входное сопротивление и эквивалентны идеальному параллельному контуру; при длине линии, кратной четному числу  $\lambda/4$ , входное сопротивление равно нулю и линия эквивалентна идеальному последовательному контуру.

Стоячие волны в линии, нагруженной реактивным сопротивлением. В такой линии вся энергия, поступающая в нагрузку, полностью отражается от нее и возвращается генератору, в результате чего возникают стоячие волны.

Амплитуды напряжения и тока стоячих волн распределены вдоль линии по синусоидальному (косинусоидальному) закону, однако пучности и узлы напряжения (тока) сдвинуты на расстояние *l*' относительно



Рис. 1.09. Распределение амплитуд стоячих волн и зависимость от длины ее входного сопротивления

сечений, отстоящих от конца линии на  $n\lambda/4$ , где n — целое число. Этот сдвиг зависит от величины и характера реактивного сопротивления нагрузки.

Для примера на рис. 1.10 показано распределение амплитуд напряжения и тока в линии, нагруженной идеальным конденсатором. Как видно из этого рисунка, из-за сдвига узлов и пучностей стоячих волн амплитуды напряжения и тока в нагрузке уменьшились по сравнению с их значениями в пучностях; кроме того, на *l*′ уменьшилась длина резонансных отрезков линии.



Рис. 1.10. Распределение амплитуд стоячих волн в линии с емкостной нагрузкой

#### 1.4. Смешанные волны в линии без потерь

Коэффициенты, характеризующие отражение волн. Как известно, электромагнитная энергия, переносимая падающей волной, может полностью необратимо преобразоваться в нагрузке, если ее сопротивление активное и равно волновому сопротивлению линии. При неравенстве этих сопротивлений только часть энергии преобразуется в нагрузке; оставшаяся часть возвращается генератору, образуя отраженные волны, амплитуда которых меньше амплитуды падающих волн. При сложении падающих и отраженных волн в линии возникают смешанные волны, которые можно рассматривать как сумму бегущих и стоячих волн.

Для удобства анализа работы линии в режиме смешанных волн вводятся понятия о коэффициентах бегущей и стоячей волн, а также о коэффициенте отражения.

Коэффициентом бегущей волны  $k_{\rm f}$  называется меньшее из отношения  $R_{\rm H}/Z_c$  или  $Z_c/R_{\rm H}$ , а коэффициентом стоячей волны  $k_{\rm c}$  — большее. Поэтому  $k_{\rm f} = 1/k_{\rm c}$ , причем  $k_{\rm f} \leqslant 1$ ,  $k_{\rm c} \geqslant 1$ .

Коэффициентом отражения называется отношение комплексных амплитуд напряжений отраженной  $\dot{U}_{motp}$  и падающей  $\dot{U}_{mпад}$  волн, т.е.  $\rho = \dot{U}_{motp} / \dot{U}_{mпад} = \rho e^{j\psi}$ .

Модуль коэффициента отражения  $\rho$  показывает, какую часть составляет амплитуда отраженной волны от амплитуды падающей, а аргумент  $\psi$  — угол сдвига фаз между напряжениями этих волн. Коэффициент отражения через отношение токов  $\rho = -\dot{I}_{motp}/I_{mnad}$ . Знак «минус» показывает, что сдвиг фаз между токами падающей и отраженной волн равен по величине и противоположен по знаку углу  $\psi$ .

Можно показать, что коэффициент отражения связан с сопротивлением нагрузки и волновым сопротивлением линии:

$$\underline{\rho} = \rho e^{j\psi} = (\underline{Z}_{\mathrm{H}} - Z_c) / (\underline{Z}_{\mathrm{H}} + Z_c). \tag{II.18}$$

Подставляя в (II.18)  $\underline{Z}_{\rm H} = Z_c$ , что соответствует режиму бегущих волн, получаем:  $\rho e^{j\psi} = 0$ , откуда  $\rho = 0$ ,  $\psi = 0$ . Следовательно, в этом режиме отраженные волны отсутствуют.

В случае разомкнутой линии ( $\underline{Z}_{\rm H} = \infty$ ) получаем  $\rho = 1, \psi = 0, \tau. e.$  волна напряжения без изменения фазы полностью отражается от конца линии.

Для короткозамкнутой линии ( $Z_{\rm H} = 0$ )  $\rho = -1$ ,  $\psi = 180^{\circ}$ . Это значит, что волна напряжения отражается от конца линии полностью и меняет при этом фазу на  $180^{\circ}$ .

**Режим работы линии при**  $R_{\rm H} < Z_c$ . Подставляя  $R_{\rm H}$  в (II.18), получаем, что коэффициент отражения отрицательный и по абсолютному значению больше нуля. Следовательно, напряжение (ток) частично отражается от нагрузки, причем фаза отраженной волны напряжения противоположна фазе падающей (ток отражается без изменения фазы). В результате сложения падающих и отраженных волн образуются смешанные волны.

Для графической иллюстрации рассматриваемого режима удобно воспользоваться распределением действующих значений напряжения и тока (рис. 1.11, *a*).



Рис. 1.11. Распределение действующих значений напряжения и тока в линии со смешанными волнами

Математический анализ [200] показывает, что в конце линии наблюдается максимум тока и минимум напряжения, равный действующему значению напряжения бегущей волны. При этом  $I_{y \max} = I_{m2}/\sqrt{2}$ , а  $U_{y\min} = I_{m2}Z_ck_6/\sqrt{2}$ , где  $I_{m2}$  — амплитуда тока в конце линии;  $k_6 = R_{\rm H}/Z_c$ . В сечении  $y_1 = \lambda/4$  напряжение  $U_{y\max} = I_{m2}Z_c/\sqrt{2}$ становится максимальным, а ток  $I_6 = I_{y\min} = I_{m2}k_6/\sqrt{2}$  — минимальным и равным действующему значению тока бегущей волны. Сопоставляя выражения для максимальных и минимальных значений напряжения и тока, получаем

$$U_{y\min}/U_{y\max} = I_{y\min}/I_{y\max} = k_{6}.$$
 (II.19)

Во всех сечениях линии, расположенных на расстоянии, кратном  $\lambda/4$  от ее конца, напряжение и ток совпадают по фазе, поэтому эти сечения являются резонансными. Последовательный резонанс наблюдается в сечениях, соответствующих четному числу  $\lambda/4$ , а параллельный — нечетному.

Модуль коэффициента отражения связан с коэффициентами бегущей и стоячей волн зависимостью

$$\rho = (1 - k_{\rm f})/(1 + k_{\rm f}) = (k_{\rm c} - 1)/(1 + k_{\rm c}).$$
(II.20)

**Режим работы линии при**  $R_{\rm H} > Z_c$ . В этом случае коэффициент отражения положительный, поэтому фаза падающей и отраженной

волн напряжения одна и та же, а фазы волн тока противоположные. Образующиеся в линии смешанные волны характеризуются наличием максимума напряжения на нагрузке и минимума тока в ней (рис. 1.11, б). На расстоянии  $\lambda/4$  от конца линии напряжение минимальное, а ток максимальный. Соотношения (II.19) и (II.20) остаются справедливыми, однако  $k_6 = Z_c/R_{\rm H}$ ,  $k_{\rm c} = R_{\rm H}/Z_c$ .

Режим работы линии, нагруженной комплексным сопротивлением. Смешанные волны возникают в линии, если она нагружена комплексным сопротивлением произвольной величины. Модуль коэффициента отражения может принимать любые значения в пределах от -1 до +1, а аргумент — от 0 до  $360^{\circ}$  в зависимости от соотношения между активной и реактивной составляющими сопротивления нагрузки. Поэтому напряжение и ток в нагрузке имеют некоторые промежуточные значения, а резонансные сечения линии смещены относительно сечений, отстоящих от конца линии на расстояние, кратное  $\lambda/4$ .

В линии со смешанными волнами входное сопротивление комплексное, причем его активная и реактивная составляющие зависят как от длины линии, так и от частоты.

В резонансных сечениях входное сопротивление активное: при последовательном резонансе  $R_{\rm BX} = Z_c/k_c$ , а при параллельном  $R_{\rm BX} = Z_ck_c$ . Если линия нагружена активным сопротивлением и имеет длину, кратную нечетному числу  $\lambda/4$ , то

$$R_{\rm BX} = Z_c^2 / R_{\rm H}.\tag{II.21}$$

## Глава 2

### ВОЛНОВОДЫ И ОБЪЕМНЫЕ РЕЗОНАТОРЫ

# 2.1. Канализация, излучение и поглощение электромагнитной энергии СВЧ

Каждая поверхность, разделяющая две среды с различными электрическими свойствами, обладает свойством направлять электромагнитные волны. Эта поверхность может быть границей между проводником и диэлектриком или между двумя различными диэлектриками с заметно различными диэлектрическими проницаемостями. Эффект связанного распространения волн (связанными электромагнитными волнами называются волны, распространяющиеся вдоль определенных устройств) наблюдается в открытых металлических проводах, экранированных металлических проводах, коаксиальных линиях, полых металлических трубах и диэлектрических стержнях. Все эти устройства являются радиоволноводами, так как они задают направление распространения волн. Термин «волновод» применяется только к полым металлическим трубам и диэлектрическим стержням. Наибольшее применение нашли полые металлические трубы различного поперечного сечения. К волноводам относятся также полосковые линии (рис. 2.01). Применение коаксиальных и открытых двухпроводных



Рис. 2.01. Полосковые линии

линий в диапазоне CBЧ имеет ряд ограничений, в первую очередь, связанных с потерями на излучение и электрическим пробоем. Волноводы обладают рядом преимуществ по сравнению с коаксиальными и двухпроводными линиями. Переносимая электромагнитная энергия заключена внутри волновода. Современная технология позволяет изготовлять легкие, дешевые и механически прочные волноводы. Поскольку внутри волновода нет центрального проводника, увеличивается пробивная прочность волновода. Потери в стенках волновода меньше, чем потери в коаксиальном кабеле. К недостаткам волноводов можно отнести узкую полосу пропускания. Размеры поперечного сечения волновода пропорциональны длине волны, соответствующей рабочей частоте волновода. В настоящее время широко стали использоваться полосковые или ленточные линии. Эти линии передачи электромагнитной энергии имеют малые габариты, обладают очень большой полосой пропускания и хотя не являются экранированными линиями передачи, как волноводы, излучение из них невелико.

По мере увеличения частоты электромагнитной энергии, передаваемой по длинным линиям, тепловые потери в них и потери на излучение возрастают. Поэтому в диапазоне дециметровых волн двухпроводные воздушные линии заменяются коаксиальными, в которых излучение энергии отсутствует.

Для передачи электромагнитной энергии в сантиметровом и более коротковолновом диапазоне применяются волноводы, представляющие собой полые металлические трубы или диэлектрические стержни (последние используются реже). Обычно металлические волноводы имеют прямоугольное или круглое сечение. Внутренние стенки волновода тщательно шлифуются и покрываются слоем серебра, что позволяет увеличить их проводимость и уменьшить потери.

Волноводы имеют ряд преимуществ перед коаксиальными линиями. Из-за отсутствия в волноводах внутреннего провода и поддерживающих его изоляторов потери в них меньше. Кроме этого, при одинаковых размерах поперечного сечения по волноводу можно передавать большую энергию, чем по коаксиальной линии. Одним из недостатков волноводов, как будет показано дальше, является невозможность передачи по ним энергии волн любой длины.

Необходимо отметить, что волноводы служат не только для передачи электромагнитной энергии. На их основе строится ряд элементов электрических схем, например колебательные системы, называемые объемными резонаторами, фильтры и т. д.

#### 2.1.1. Передача электромагнитной энергии по волноводу

**Возможность передачи энергии по волноводу.** Предположим, что имеется согласованная двухпроводная линия.

Рассмотрим типы волн, распространяющихся по волноводам. Простейшим типом электромагнитной волны, распространяющейся в свободном пространстве, является плоская поперечная волна, которую обозначают TEM (буква Т — начальная буква английского слова transverse — «поперечный», Е и М — начальные буквы слов electric и magnetik, то есть «электрический» и «магнитный»). В TEM-волне силовые линии электрического и магнитного полей расположены в поперечных плоскостях, перпендикулярных направлению распространения волны. В любой электромагнитной волне электрические и магнитные поля изменяются во времени и в пространстве по синусоидальному закону. Изменения электрического и магнитного полей в распространяющейся, или «бегущей», электромагнитной волне совпадают по фазе, то есть нарастание одного поля соответствует нарастанию другого, и максимума амплитуд они достигают одновременно (рис. 2.02). Если на пути распространения электромагнитной волны встречаются среды с различными свойствами, то на границе раздела этих сред напряженности электрического и магнитного полей должны удовлетворять так называемым граничным условиям. Если пренебречь потерями, то на границе металла с воздухом электрическое поле всегда перпендикулярно, а магнитное поле параллельно металлической поверхности.



Рис. 2.02. Картина поля «бегущей» электромагнитной волны в коаксиальной линии (распределение напряженности электрического поля вдоль линии для фиксированного момента времени t): d — диаметр центрального проводника; D — внутренний диаметр наружного проводника

А как распространяется электромагнитная волна в волноводе, и соответственно, каким будет распределение электрических и магнитных составляющих поля в различных сечениях волновода? Для ответа рассмотрим двухпроводную линию длиной в четверть волны, закороченную на конце и возбужденную на резонансной частоте. На входном конце линии напряжение максимально, а ток минимален, то есть входное сопротивление такой линии велико (рис. 2.03). Применим некоторое количество таких короткозамкнутых линий в качестве опор для передающей линии. Поскольку входные сопротивления четвертьволновых линий велики, то их можно рассматривать в качестве изоляторов, и условия передачи энергии по двухпроводной линии останутся неизменными. Если двухпроводную линию закрепить сверху и снизу (рис. 2.04) такими четвертьволновыми линиями, то и в данном случае условия передачи энергии по двухпроводной линии не изменятся. Более того, при сближении этих четвертьволновых линий, вплоть до их соприкосновения друг с другом, они не будут изменять общее сопро-



Рис. 2.03. Металлический изолятор



Рис. 2.04. Опора двухпроводной линии на двух металлических изоляторах

тивление двухпроводной линии, причем потери энергии при передаче уменьшатся. Но при соприкосновении четвертьволновых линий друг с другом мы получим закрытый короб, то есть волновод, внутри которого и будет распространяться вся энергия. Одна из стенок волновода, а именно та, которая образована отрезками закорачивающих линий, получилась широкой и равной  $\lambda/2$ . Если теперь начать увеличивать длину волны (уменьшать частоту возбуждения волновода) настолько, что на широкой стенке уже не укладывается половина волны, то изолятор оказывается короче четверти волны и начинает шунтировать ток в линии. При длине закороченной линии, равной 3/16  $\lambda$ , она оказывается эквивалентной индуктивности, и распространение энергии вдоль волновода прекращается, то есть при ширине волновода порядка  $0,38\lambda$  затухание электромагнитных волн резко возрастает. Частота, на которой происходит резкое затухание, называется критической, и электромагнитные волны с частотой ниже критической (для данного волновода) по волноводу распространяться не могут.

Рассмотрим теперь узкую сторону волновода. Она образуется короткозамыкающими перемычками четвертьволновых линий. Если длина перемычки мала по сравнению с длиной линии, то ее индуктивностью на единицу длины можно пренебречь по сравнению с той же величиной для линии. Таким образом, расстояние между отрезками короткозамкнутой четвертьволновой линии не критично. Поэтому и размер узкой стенки волновода не критичен, с точки зрения пропускаемых частот, и определяет пробивную прочность волновода. На практике размер широкой стенки волновода для надежной работы выбирается равным 0,7, размер узкой стенки — в пределах 0,2–0,5 длины волны в воздухе.

Рассмотрим процесс возбуждения и распространения энергии в волноводе. Чтобы понять этот механизм, необходимо знать картину поля в волноводе, то есть форму и величину электрического и магнитного полей внутри волновода. Для этого вернемся к примеру двухпроводной линии передачи с металлическими изоляторами с обеих сторон. Замкнем двухпроводную линию с обоих концов и в центре будем ее возбуждать от генератора. В результате отражений от концов линии в ней установятся стоячие волны тока и напряжения. В металлических изоляторах также установятся стоячие волны. Если стрелками обозначить линии электрического тока, то плотность расположения этих стрелок дает нам картину напряженности поля. Естественно, что плотность расположения стрелок соответствует амплитуде электрического поля, определяемого его синусоидальной формой. Если вдоль линии укладывается целое число полуволн, то число максимумов напряжений, отмеченных участками с более плотным расположением стрелок, будет равно числу полуволн (рис. 2.05). Через каждые полволны электрические линии меняют направление в соответствии с периодическим законом изменения напряженности поля. Поэтому через каждые полволны направление стрелок на рис. 2.05 также меняется. Поскольку расположение электрических линий (Е-линий) и магнитных линий (*Н*-линий) в электромагнитной волне взаимно перпендикулярно и линии должны замыкаться, то в двухпроводной линии передачи Н-линии образуют замкнутые петли, перпендикулярные Е-линиям. При переходе к сплошному волноводу картина расположения Н-линий будет иметь вид, показанный на рис. 2.06. В обоих приведенных примерах распределения электрических и магнитных линий для простоты картины второй вид линий поля исключался. В действительности Еи Н-линии существуют одновременно. Если мы мысленно разрежем прямоугольный волновод в плоскости, перпендикулярной направлению распространения энергии, то получим полную картину поля в сечении волновода (естественно, в сечении, где поле отлично от нуля). Обозначая стрелками Е-линии и точками и крестиками сечение стрелок, обозначающих Н-линии, можно показать полную картину поля (рис. 2.07).

Прежде всего отметим, что в волноводе невозможны поперечные электромагнитные волны типа ТЕМ. Такая волна существует, напри-



Рис. 2.05. Распределение напряжения в короткозамкнутой линии, закрепленной на полуволновых рамках из проводящего материала (схематичное изображение). *А*-*Ж*, *А'*-*Ж'* — сечения короткозамкнутой линии, отстоящие друг от друга на расстоянии, равном *λ*/4

мер, в ленточной линии (рис. 2.08, *a*). Если пренебречь краевым эффектом, то поля между лентами можно считать равномерными; вектор E перпендикулярен, а H параллелен внутренней поверхности лент, причем оба вектора не имеют продольной составляющей, т. е. они находятся в плоскости, перпендикулярной к направлению распространения волны  $\Pi$ . Это, как известно, признак волны TEM. Теперь примкнем вплотную к линии проводящие плоскости, которые показаны на рисунке вне линии. В образовавшемся волноводе (рис. 2.08) граничные условия для волны TEM уже не выполняются: электрические силовые линии сливаются с боковыми стенками, а магнитные перпендикулярны им.

Граничные условия будут выполнены, если изменится структура полей. Применительно к металлическим волноводам эти изменения сводятся к образованию либо поперечно-электрических волн ТЕ, иначе называемых магнитными H, либо поперечно-магнитных волн ТМ, иначе называемых электрическими E.

В волнах H(TE) электрическое поле сохраняется поперечным (отсюда происходит название поперечно-электрическая волна TE), но становится неравномерным, а магнитное поле H имеет кроме поперечной составляющей продольную (отсюда происходит второе название волны магнитная H). Одна из волн такого типа показана на рис. 2.08, 6: электрические силовые линии полностью расположены в поперечной плос-



Рис. 2.06. Распределение магнитного потока в замкнутой линии длиной  $3/2\lambda$ , укрепленной на металлических рамках длиной  $1/2\lambda$  (схематическое изображение).  $A-\mathcal{K}, A'-\mathcal{K}'$  — сечения короткозамкнутой линии, отстоящие друг от друга на расстоянии, равном  $\lambda/4$ 



Рис. 2.07. Вид с конца волновода: распределение *H*- и *E*-линий: 1 — *E*-линии; 2 — *H*-линии; 3 — *E*- и *H*-линии

кости, перпендикулярны верхней и нижней стенкам волновода, а на боковых стенках их нет, т.е. поле неравномерное; линии магнитного поля замкнулись внутри волновода вдоль его боковых стенок, поэтому в магнитном поле появилась продольная составляющая, параллельная направлению распространения волны *П*.

В волнах *E*(TM) магнитное поле полностью находится в поперечной плоскости (отсюда следует название волн поперечно-магнитные TM),



Рис. 2.08. Волны: a - TEM; 6 - H (TE); e - E (TM)

а электрическое поле имеет кроме поперечной составляющей продольную (отсюда происходит второе название волны — электрическая E). Примером волны E(TM) может служить волна, изображенная на рис. 2.08,  $\epsilon$ : здесь линии магнитного поля замыкаются внутри волновода и остаются в поперечной плоскости, а электрические силовые линии частично расположены параллельно направлению волны  $\Pi$ , к тому же начинаются и кончаются они на одной и той же стенке волновода под прямым углом. Как видим, волны H и E в волноводе удовлетворяют граничным условиям: силовые линии поля E подходят к любой стенке под прямым углом, а поля H — параллельны им вблизи стенок.

К буквам H(TE) и E(TM) добавляются индексы «m» и «n», например  $H_{mn}$  или  $TE_{mn}$ ,  $E_{mn}$  или  $TM_{mn}$ . Для прямоугольного волновода индекс «m» означает число стоячих полуволн, укладывающихся на широкой стороне a поперечного сечения, а «n» — число стоячих полуволн, расположенных по узкой стороне b. Для круглого волновода m — число максимумов поля на полуокружности, а n — на радиусе.

Когда интенсивность поля вдоль одного размера не меняется, то соответствующая цифра будет нулем. В круглых волноводах первая цифра показывает число полных изменений поля (целых волн) по окружности волновода, вторая цифра — число полуволн изменения поля, укладывающихся на диаметре (рис. 2.09).

Электрическое поле располагается полностью в поперечной плоскости и, поскольку оно прямо пропорционально напряжению, максимально в сечениях 1 и 5 и равно нулю в сечении 3. Линии магнитного поля замыкаются вокруг токов смещения. Поперечная составляющая магнитного поля максимальна в сечениях 1 и 5 и равна нулю в сечении 3, т.е. совпадает по фазе с напряженностью электрического поля

7 Тигранян Р.Э. Вопросы электромагнитобиологии



Рис. 2.09. Распределение электрического и магнитного полей в круглом волноводе

и продольным током, определяющим поперечное магнитное поле. Продольная составляющая магнитного поля имеет максимум в сечении 3 и равна нулю в сечениях 1 и 5, т.е. совпадает по фазе с поперечным током. В сечениях 2 и 4 электрическое и магнитное поля имеют промежуточную величину.

Рассмотрим распределение поля, показанное на рис. 2.07 и 2.10. На рис. 2.07 видно, что электрическое поле перпендикулярно к широкой стенке волновода, то есть электрическое поле является поперечным, а волны — ТЕ-типа. Для определения индексов рассмотрим рис. 2.10. Как видно, интенсивность электрического поля не меняется вдоль меньшего размера сечения волновода. Таким образом, вдоль этого направления нет изменения поля, и первая цифра должна быть нулем. Вдоль широкой стенки волновода интенсивность электрического поля меняется от нуля у одной стенки до максимума в центре и снова до нуля у другой стенки. Таким образом, вдоль широкой стенки волновода распределение поля имеет вид половины синусоиды, то есть укладывается половина волны. Поэтому тип волны, показанный на рис. 2.10, обозначается TE<sub>01</sub>. На рис. 2.11 показаны шесть из возможных типов волн в прямоугольных и круглых волноводах. Таким же методом можно рассмотреть и другие типы волноводов и типы волн, распространяющихся в них.

В предыдущих примерах мы рассматривали волноводы, замкнутые на обоих концах с целью получения стоячих волн, так как при таком распределении энергии по длине волновода упрощается рассмотрение картины поля электромагнитных волн. Если же применять волновод, нагруженный так, что в нем отсутствуют отражения, то стоячие волны вдоль волновода отсутствуют и происходит передача энергии. Картину поля в волноводе при передаче энергии можно изобразить, сдвигая максимумы *E*-линий и *H*-линий до их слияния, то есть до тех пор, пока фазы тока и напряжения не совпадут. Перемещение вдоль волновода новой картины поля со скоростью, близкой к скорости света, и будет отображать передачу энергии в волноводе как в передающей линии.



Рис. 2.10. Вид на волновод сбоку: распределение Е- и Н-линий



Рис. 2.11. Возможные типы волн в прямоугольных и круглых волноводах: — — — — электрические линии; × ● × ● магнитные линии; λ<sub>c</sub> — длина критической волны

Как уже говорилось выше, существует некая предельная, или критическая, длина волны электромагнитных колебаний измерения в свободном пространстве, при котором распространение волны данного типа в волноводе прекращается Связь между длиной волны в волноводе  $\lambda_{\rm B}$ , длиной волны в свободном пространстве  $\lambda$  и критической длиной волны  $\lambda_{\rm kp}$  описывается известным соотношением:

$$\lambda_{\scriptscriptstyle \mathrm{B}} = rac{\lambda}{\sqrt{1-(\lambda/\lambda_{\scriptscriptstyle \mathrm{KP}})^2}} > \lambda,$$

справедливым для волноводов с любой формой поперечного сечения. Из этого соотношения видно, что с приближением рабочей длины волны  $\lambda$  к критической длина волны в волноводе резко возрастает. Если же  $\lambda/\lambda_{\rm kp} > 1$ , то данный тип волны не может распространяться в волноводе. Для этого типа волны данный волновод становится запредельным. Это свойство волноводов используется в устройствах для наблюдения за объектом внутри волновода во время его облучения. В простейшем случае запредельный волновод представляет собой полую металлическую трубу с диаметром много меньше длины волны. Если волновод заполнен диэлектриком с относительной диэлектрической постоянной  $\varepsilon$ , то длина волны в волноводе определяется соотношением:

$$\lambda_{ ext{bg}} = rac{\lambda}{\sqrt{arepsilon - (\lambda/\lambda_{ ext{kp}})^2}}$$

Значение критической длины волны связано с формой волновода, его поперечными размерами и типом волны. Для прямоугольного волновода с любым типом волн  $H_{mn}$  и  $E_{mn}$ , где m и n — целые положительные числа или нуль, критическая длина волны определяется соотношением:

$$\lambda_{\rm \kappa p} = \frac{2}{\sqrt{\frac{m^2}{a^2} + \frac{n^2}{b^2}}}$$

где a — широкая стенка волновода, b — узкая стенка. Выражение для  $\lambda_{\rm кp}$  максимально, когда n = 0, а m = 1, то есть для волны  ${\rm TE}_{10}$  ( $H_{10}$ ), и равно

$$\lambda_{\mathrm{KP}} = 2a.$$

Если  $a < \lambda < 2a$ , то в волноводе будет распространяться только один тип волны  $H_{10}$ . Поэтому волна типа  $H_{10}$  называется основной, а все остальные типы волн — высшими. С другой стороны, при приближении  $\lambda \kappa \lambda_{\kappa p}$  резко возрастают потери в волноводе, минимум которых имеет место при a = 0,7.

Поскольку длина волны в волноводе отлична от длины волны в воздухе, даже если при этом волновод также заполнен воздухом, то очевидно, что скорость распространения энергии внутри волновода будет отличаться от скорости распространения энергии в свободном пространстве. Основной закон физики гласит, что энергия не может распространяться со скоростью больше скорости света. Вернемся к формуле для длины волны в волноводе  $\lambda_{\rm B}$ . По определению длина волны есть расстояние, на протяжении которого фаза электромагнитного поля изменяется на 360°, или, другими словами, длина волны есть расстояние, на которое перемещается некоторая фаза электромагнитного поля за время одного периода T. Поскольку  $\lambda_{\rm B} > \lambda$ , то скорость перемещения фазы электромагнитного поля вдоль волновода с воздушным или вакуумным заполнением  $v_{\rm p}$  должна быть больше скорости света c. Скорость же распространения энергии вдоль волновода называется групповой скоростью  $v_{\rm rp}$  и всегда меньше скорости света. Фазовая скорость  $v_{\rm p}$  связана с  $\lambda_{\rm B}$  соотношением  $v_{\rm p} = \lambda_{\rm B}/T$ , где T = l/f. Отсюда

$$v_{\Phi} = \lambda_{\scriptscriptstyle B} \cdot f = \frac{\lambda_{\scriptscriptstyle B} \cdot \omega}{2\pi} = \frac{\omega}{\beta},$$

где  $\beta = \frac{2\pi}{\lambda_{\rm B}} = \omega v_{\rm \phi}^{-1} - \phi$ азовая постоянная волны,  $\omega$  — угловая частота.

Из этих соотношений видно, что с укорочением длины волны  $\lambda_{\rm B}$  уменьшается  $v_{\rm \phi}$ . В линиях передачи с ТЕМ-волной фазовая и групповая скорости равны скорости света в среде, заполняющей линию. В случае волновода

$$v_{\phi} \cdot v_{\mathrm{rp}} = rac{C^2}{arepsilon \mu}$$

На практике длина волны в волноводе обычно в 1,5-2 раза больше, чем в свободном пространстве. Это необходимо учитывать при расчетах волноводов по формулам, куда входит длина волны.

Нам необходимо рассмотреть еще один вопрос, касающийся специфики распространения энергии в направляющих структурах. До сих пор мы просто утверждали, что, например, ТЕМ-волна распространяется в свободном пространстве или в направляющих структурах только определенного вида,  $E_{mn}$ - и  $H_{mn}$ -волны распространяются в волноводных системах, что кажущаяся длина волны в волноводе больше длины волны в свободном пространстве. Рассмотрим теперь эти моменты детально и выясним причины, отличающие условия распространения энергии электромагнитных колебаний в направляющих структурах. Рассмотрим прямоугольную систему координат, в которой Е- и Н-линии электромагнитного поля, представленные векторами Е и H, расположены по осям x и y соответственно (рис. 2.12). Пусть направляемая волна распространяется вдоль оси Z. Энергия электромагнитной волны характеризуется вектором Умова-Пойнтинга, связанным с векторами электрического Е и магнитного Н полей соотношением (II.22):

$$\overrightarrow{P} = [\overrightarrow{E}\overrightarrow{H}]. \tag{II.22}$$

Соотношение между  $\overrightarrow{P}$ ,  $\overrightarrow{E}$  и  $\overrightarrow{H}$  удовлетворяется в любой точке пространства при любой структуре волны. Возможны два варианта



Рис. 2.12. Е- и Н-линии электромагнитного поля в прямоугольной системе координат

распространения энергии — параллельно оси Z, то есть по прямой (рис. 2.13, a), и распространение по ломаной линии с сохранением поступательного движения вдоль оси Z (рис. 2.13, d). В первом случае



Рис. 2.13. Варианты распространения энергии: *а* — параллельно оси *Z*; *б* — поступательно вдоль оси *Z* 

согласно соотношению векторы E и H находятся в плоскости, перпендикулярной оси Z, то есть имеет место волна TEM. Во втором случае эти же векторы находятся в плоскостях, не перпендикулярных оси Z, или, по крайней мере, один из векторов напряженностей электромагнитного поля (E или H) должен иметь направление, не перпендикулярное оси Z (рис. 2.14, 2.15). Следовательно, либо вектор E, либо вектор H должен иметь продольную составляющую, то есть второй случай соответствует волнам типа E или H. Очевидно, что во втором случае возможно одновременное существование обоих типов волн. Рассмотрим, при каких условиях могут возникать те или иные типы волн. Как известно, в однородной среде волны распространяются прямолинейно. Изгиб пути распространения волны возможен в неоднородной среде. Но распространение волны по ломаной линии в однородной среде возможно, если эта среда окружена другой средой





Рис. 2.14. К описанию классификации направляемых волн. Вектор E имеет составляющую вдоль оси  $Z E_z$ 

Рис. 2.15. К описанию классификации направляемых волн. Вектор Hимеет составляющую вдоль оси  $Z H_z$ 

и на границе их раздела происходит отражение волн. Следовательно, для распространения ТЕМ-волны среда должна быть не только однородной, но и бесконечной. Поэтому в свободном пространстве распространяются ТЕМ-волны. Однако ТЕМ-волны могут распространяться не только в свободном пространстве, то есть условие безграничности среды не всегда является обязательным. Примерами направляющих структур, в которых распространяется ТЕМ-волна, могут служить несимметричные полосковые и коаксиальные линии. В первом случае отсутствие боковых стенок исключает отражение электромагнитных волн, во втором — наличие тока проводимости во внутреннем проводнике обеспечивает условие распространения энергии вдоль линии. Однако, согласно общим соображениям, в любой экранированной линии возможно существование любых типов волн. Если же существует некая однородная среда, граничащая с другой средой, и на границе раздела имеет место отражение электромагнитной волны, то в такой среде будут распространяться волны типа Е или Н. Отсюда следует, что волны типа Е или Н возможны в полых металлических трубах, в коаксиальных линиях, в диэлектрических стержнях, между двумя параллельными пластинами. Изложенная здесь концепция распространения электромагнитных волн носит название концепции Бриллуена. На основании ее можно объяснить соотношение скоростей  $v_{\phi}$ ,  $v_{rp}$  и C. Скорость распространения энергии волн ТЕМ вдоль оси Z и скорость распространения энергии волн Е и Н вдоль ломаной одинаковы. Но поскольку проекция ломаной на ось Z меньше самой ломаной, а скорость распространения вдоль ломаной равна С, то скорость распространения энергии (групповая скорость) вдоль оси Z волн E и H будет меньше скорости волн ТЕМ, то есть меньше скорости света. Отношение групповой скорости распространения энергии вдоль оси Z v<sub>гр</sub> для волн E и Н к скорости волны ТЕМ вдоль ломаной равно:

$$rac{v_{
m rp}}{v_{
m TEM}} = \cos arphi,$$

где  $\varphi$  — угол между осью Z и ломаной.

Выберем некоторое направление ломаной  $Z_1$ , образующей с осью Z угол  $\varphi$  (рис. 2.16). Фронт волн в каждой точке линии Z перпендику-



Рис. 2.16. К пояснению различия в фазовых скоростях волн Е, Н и ТЕМ

лярен соответствующему отрезку линии  $Z_1$ . Векторы E и H находятся в плоскостях, перпендикулярных оси  $Z_1$ . Вектор Умова–Пойнтинга направлен по оси  $Z_1$ . В направлении оси  $Z_1$  фазовая и групповая скорости равны

$$v_{\rm rp} = v_{\rm p} = rac{1}{\sqrt{arepsilon\mu}}.$$

Но поскольку  $v_{\phi} = \lambda/T$ , а вдоль оси Z распространяется волна с длиной  $\lambda_{\rm B} = \lambda/\cos\varphi$ , то фазовая скорость на оси Z, то есть вдоль направляющей структуры (волновода) будет равна:

$$v_{\phi B} = \frac{\lambda_{B}}{T} = \frac{\lambda}{T \cdot \cos \varphi} = \frac{v_{\text{TEM}}}{\cos \varphi}.$$

Из этого соотношения видно, что фазовая скорость вдоль оси Z, то есть вдоль направляющей структуры, больше скорости TEM-волны, то есть больше скорости света.

Необходимо рассмотреть еще одну величину, характеризующую линии передачи. Знание этой величины необходимо не только для представления общей картины распространения энергии вдоль направляющих структур, но и для практических расчетов размеров этих структур, согласования направляющих структур друг с другом, с генератором и с нагрузкой. Эта величина называется волновым сопротивлением линий и определяется отношением напряжения к току в ней в режиме бегущей волны. Поскольку в передающих линиях СВЧ, в отличие от длинных линий, напряжение и ток меняются по поперечному сечению, то понятие волнового сопротивления в данном случае носит условный характер. Поэтому для среды без потерь волновое сопротивление Zможно записать в виде:

$$Z = \frac{E}{H} = \sqrt{\frac{\mu}{\varepsilon}} \,,$$

что следует из решения уравнений, представляющих зависимость между составляющими векторов поля в трехмерной системе координат [205] для случая  $E_z = H_z = 0$ , то есть для случая поперечных электромагнитных волн. Если подставить в это соотношение значения  $\varepsilon_0$  и  $\mu_0$ , то для свободного пространства значение волнового сопротивления  $Z_0$ будет равно:

$$Z_0 = \sqrt{\frac{\mu_0}{\varepsilon_0}} = \sqrt{\frac{4\pi \cdot 10^{-7} \ [\Gamma/m]}{\frac{1}{4\pi \cdot 9 \cdot 10^9} \ [\Phi/m]}} = 120\pi \approx 377 \text{ Om}.$$

Волновое сопротивление направляющих структур определяется не только параметрами  $\mu$  и  $\varepsilon$ , но и конструктивными, так как последние определяют условия распространения энергии электромагнитных колебаний в этих структурах. Волновое сопротивление [206] для волновода с однородным поперечным сечением для всех типов волн TE определяется соотношением:

$$Z_{ ext{TE}} = Z_0(\lambda_{\scriptscriptstyle ext{B}}/\lambda) \sqrt{rac{\mu}{arepsilon}}$$
 ,

а для всех типов волн ТМ как

$$Z_{\mathrm{TM}} = Z_0 (\lambda/\lambda_{\scriptscriptstyle \mathrm{B}}) \sqrt{rac{\mu}{arepsilon}} \,.$$

Для практических расчетов можно пользоваться приводимыми формулами.

Полученные формулы показывают, что волновое сопротивление волновода при волнах *H* всегда больше, а при волнах *E* всегда меньше, чем волновое сопротивление свободного пространства.

Эти формулы позволяют также убедиться в том, что волновое сопротивление волновода  $Z_{\rm B}$  для волн H и E, в отличие от волнового сопротивления свободного пространства  $Z_0$  для волны TEM, зависит от частоты, причем если длина волны больше критической ( $\lambda > \lambda_{\rm Kp}$ ), то  $Z_{\rm B}$  выражается мнимым числом. Действительно, если  $\lambda > \lambda_{\rm Kp}$ , то передачи энергии от генератора к нагрузке нет, между поперечными составляющими электрического и магнитного полей появляется сдвиг по фазе на 90°, а это признак реактивного характера волнового сопротивления  $Z_{\rm B} = \dot{E}_{\rm I}/\dot{H}_{\rm I}$ .

Аналогия между двухпроводной линией и волноводом позволяет утверждать, что если волновод не согласован с нагрузкой, то волны отражаются от нагрузки, поэтому в продольном направлении волновода возникают стоячие волны.

Очевидно, что на основе аналогии волновода и двухпроводной линии можно применить к волноводу такие понятия, как коэффициент отражения, коэффициент бегущих волн и коэффициент стоячих волн, следует лишь, переходя от волновода к эквивалентной линии, иметь в виду, что линия предполагается расположенной в середине широкой стенки волновода, где амплитуда напряжения максимальна и продольный ток имеет наибольшую плотность. Их отношением и определяется волновое сопротивление эквивалентной линии  $Z_{\rm B}$ .

Для волны  $H_{10}$  это сопротивление несколько отличается от волнового сопротивления волновода  $Z_{\rm B}$ , рассчитанного по поперечным составляющим электрического и магнитного полей волн типа  $H_{10}$ :

$$Z'_{\rm\scriptscriptstyle B} = \frac{\pi b}{2a} Z_{\rm\scriptscriptstyle B} = \frac{\pi b}{2a} \cdot \frac{377}{\sqrt{1 - \left(\frac{\lambda}{\lambda_{\rm\scriptscriptstyle KP}}\right)^2}}.$$
 (II.23)

Если a = 2b, то  $Z'_{\scriptscriptstyle B} = 0,79Z_{\scriptscriptstyle B}$ .

Описанное распределение полей в волноводах согласуется с граничными условиями на идеально проводящей поверхности, какой можно считать (с некоторым приближением) внутренние стенки волновода. Электрические силовые линии перпендикулярны внутренней поверхности волновода и нигде не сливаются с ней, а линии магнитного поля параллельны этой поверхности. В любой точке волновода силовые линии электрического и магнитного полей взаимно перпендикулярны.

## 2.2. Выбор типа волны и размеров поперечного сечения волновода

В линиях передачи сантиметровых волн чаще всего используются прямоугольные волноводы, возбуждаемые на волне  $H_{10}$ . При этом руководствуются следующими соображениями. В любом отрезке волновода должны распространяться волны только одного типа. При наличии двух и более типов волн они не интерферируют, и так как волноводная длина волны  $\lambda_{\rm B}$  для этих типов волн различна, то возникают изменения амплитуды колебаний в продольном направлении. Изменения усиливаются при малейшем непостоянстве частоты генератора. Тем самым нарушается согласование волновода с нагрузкой и понижается мощность, поступающая в нагрузку.

В волноводе наиболее просто возбуждается волна одного типа тогда, когда этот тип низший. Тогда можно установить поперечные размеры волновода такими, чтобы только для одного низшего типа волны рабочая длина  $\lambda$  была меньше критической  $\lambda_{\rm kp}$ . Такое решение, кроме того, позволяет использовать волноводы с минимальным поперечным сечением. В прямоугольном волноводе невозможны электрические волны с нулевым индексом ( $E_{01}$  или  $E_{10}$ ), его низшим типом волны является  $H_{10}$ , а для круглого волновода это волна  $H_{11}$ .

При появлении в круглом волноводе, возбуждаемом на волне  $H_{11}$  (см. рис. 2.09), изгибов или деформаций поля волны могут повернуться относительно оси волновода. Возникшее изменение поляризации волны нарушит согласование волновода с нагрузкой. Прямоугольные волноводы свободны от этого недостатка, так как в них поляризация тесно связана с формой поперечного сечения; например, при волне  $H_{10}$  силовые линии электрического поля всегда перпендикулярны широким стенкам волновода. Вот почему прямоугольные волноводы являются основным типом волноводных линий передач. Возбуждаются они, как правило, на волне  $H_{10}$ .

Перейдем к выбору размеров поперечного сечения такого волновода. Для того чтобы рабочая длина волны  $\lambda$  была меньше критической  $\lambda_{\rm kp}$ , размер a, согласно формуле  $\lambda_{\rm kp} = 2a$ , должен быть больше  $0,5\lambda$ . Вместе с тем, чтобы исключить ближайшие типы волн  $H_{20}$  и  $H_{11}$ , нужно установить размер  $a < \lambda$  (поскольку  $\lambda_{\rm kp} = a$  для  $H_{20}$ ) и  $b < \lambda/2$ (для исключения  $H_{11}$ ). На выбор стороны a влияет также стремление уменьшить потери энергии в волноводе.

До сих пор предполагалось, что внутренняя поверхность волноводов обладает идеальной проводимостью и затухание в волноводе возникает только при  $\lambda > \lambda_{\rm kp}$  и по той же причине, что в реактивных сопротивлениях (энергия отражается). В реальных волноводах затухание наблюдается и при  $\lambda < \lambda_{\rm kp}$ , но природа его другая: здесь электромагнитная энергия преобразуется в тепловую. Это находит отражение и в структуре полей: в связи с конечной проводимостью стенок волновода электрическое поле не строго перпендикулярно к стенкам, а имеет некоторую, хотя и очень малую, продольную составляющую. Ей соответствует энергия, расходуемая на нагрев металлической поверхности волновода, соответственно уменьшается энергия, достигающая нагрузки.

На тепловые потери рост частоты влияет двояко: усиливается поверхностный эффект, вызывающий увеличение потерь, и сокращается число отражений от узких стенок волновода (см. рис. 2.16), что снижает потери. Особенно резко возрастает затухание, когда, понижаясь, частота f приближается к критической  $f_{\rm Kp}$ . В таких условиях при данных размерах поперечного сечения волновода должна существовать оптимальная частота, при которой затухание минимально. Оно изменяется весьма незначительно при отклонении частоты от оптимальной в больших пределах. Благодаря этому волновод может передавать без заметных искажений (с почти постоянным затуханием) широкий спектр частот. Между оптимальной  $f_{\rm опт}$  и критической  $f_{\rm Kp}$  частотами существует зависимость

$$f_{\text{опт}} = \sqrt{3} f_{\text{кр}}$$
 или  $\lambda_{\text{опт}} = \frac{\lambda_{\text{кр}}}{\sqrt{3}} = \frac{2a}{\sqrt{3}}$ 

Обычно для уменьшения габаритов волновода размер a выбирают несколько меньшим:  $a \approx 0,71 \lambda_{\text{опт}}$ . Это удовлетворяет требуемому неравенству  $0,5\lambda < a < \lambda$ .

Уменьшению узкой стенки *b* препятствует понижение предельной мощности передаваемых волн  $P_{\text{доп}}$  из-за увеличения напряженности электрического поля, которое может вызывать пробой между широкими стенками волновода.

Итак, размер *b* не должен быть слишком малым во избежание пробоя, но не больше  $0,5\lambda$ , чтобы исключить волну  $H_{11}$ . Обычно выбирают  $b \approx 0,5a = 0,36\lambda$ .

При стыковке волновода со стандартными фидерами с волновым сопротивлением 50 или 75 Ом волновое сопротивление волновода должно быть равно волновому сопротивлению фидера. В противном случае бо́льшая часть подводимой к волноводу энергии отразится обратно к генератору. Волновое сопротивление волновода определяется размерами стенок и для реализации стандартного (50 или 75 Ом) сопротивления размер узкой стенки должен быть небольшим. При этом волновод получается «плоским», что не всегда вписывается в условия эксперимента. С другой стороны, желание приблизить волновое сопротивление волновода к волновому сопротивлению свободного пространства (377 Ом) приводит к большому поперечному сечению волновода. При этом волновод и фидерная линия согласуются через Чебышевский ступенчатый переход, имеющий по входу волновое сопротивление 50 или 75 Ом, а по выходу — сопротивление 377 Ом. Полный расчет ступенчатых переходов приводится в [207].

Коэффициент затухания прямоугольного волновода при волне  $H_{10}$  определяется по формуле

$$a = \frac{\sqrt{\frac{\pi f \mu_a}{\gamma}} \left[1 + \frac{2b}{a} \left(\frac{\lambda}{2a}\right)^2\right]}{377b\sqrt{1 - \left(\frac{\lambda}{2a}\right)^2}} \text{ Hem/M}, \tag{II.24}$$

где  $\mu_{\rm a}$  — магнитная проницаемость стенок волновода, гн/м;

 $\gamma$  — удельная проводимость внутренней поверхности,  $\frac{1}{OM \cdot M}$ ;

f — частота передаваемых волн, Гц.

Для меди  $\mu_a = \mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7}$  гн/м. Величины a, b и  $\lambda$  выражены в метрах.

Круглые волноводы обычно применяются при наличии в антеннофидерной системе подвижных и неподвижных частей, например, при вращающейся антенне. Чтобы сохранить неизменным характер поля при переходе из неподвижной секции волноводной системы в подвижную и наоборот, желательно, чтобы поля в волноводе имели осевую симметрию. Такими свойствами обладает волна  $E_{01}$  в круглых волноводах. Эта волна вследствие осевой симметрии полей применяется чаще, чем  $H_{11}$ , несмотря на то, что последний тип волны низший и может быть получен в волноводе меньшего диаметра: при передаче волны  $H_{11}$ диаметр  $D > \lambda/1,71$ , а при волне  $E_{01}$   $D > \lambda/1,31$ .

Среди других типов волн особого внимания заслуживает волна  $H_{01}$  в круглом волноводе. Электрическое поле данной волны находится в поперечной плоскости и по периметру не изменяется, т.е. изображается окружностями с центром на оси волновода (рис. 2.17, a, b), о чем

говорит индекс m = 0. Поскольку n = 1, поле на радиусе имеет один максимум.

Ток смещения (рис. 2.17, e), как известно, достигает максимума в момент, когда напряженность электрического поля проходит через нулевое значение (сечение e-f), и равен нулю, когда это поле проходит через максимум (сечения c-d, g-l). Токи смещения вызывают магнитное поле, линии которого охватывают возбуждающие их токи. Сравнивая рис. 2.17, б и 2.17, e, можно заметить, что поперечная составляющая магнитного поля совпадает по фазе с электрическим полем, как во всех волнах типа H. На рис. 2.17, e показаны электрические силовые линии в поперечной плоскости волновода и проекции линий магнитного поля на эту плоскость.



Рис. 2.17. Распределение полей волны  $H_{01}$  в круглом волноводе: *а*, *б* — электрическое поле; *в* — электрическое и магнитное поля; *г* — токи смещения и магнитное поле

К стенкам волновода примыкает продольная составляющая магнитного поля. Значит, на поверхности волновода должен быть поперечный ток проводимости. Этот ток направлен в обратную сторону по сравнению с током смещения, имеющимся внутри данного сечения волновода. Если бы тока проводимости не было и он не уравновешивал ток смещения, то магнитное поле существовало бы в стенках волновода и за его пределами, а это противоречит граничным условиям на идеальной проводящей поверхности.

С уменьшением длины волны  $\lambda_{\rm B}$  линии магнитного поля сокращаются в продольном направлении и продольная составляющая магнитного поля ослабляется возле стенок волновода. В результате ток проводимости и вызванные им потери становятся меньше. Особенно значительно потери сокращаются на наиболее высоких радиочастотах. **Преимущества и недостатки волноводов.** Сравним металлический волновод с коаксиальной линией, как с наиболее употребляемой линией передачи.

Преимущества волноводов следующие. В волноводе нет внутреннего провода, и поэтому потери на токи проводимости в нем минимальны; кроме того, потери снижаются за счет того, что проводящая поверхность волновода велика (поперечное сечение волновода сравнительно большое).

В волноводе, как и в коаксиальной линии, электромагнитные волны сосредоточены между проводящими поверхностями, а поэтому потерь на излучение нет.

В волноводе отсутствует диэлектрическое наполнение и, следовательно, в нем нет диэлектрических потерь.

Предельная мощность высокочастотных колебаний, передаваемых по волноводу, значительно больше, чем в коаксиальной линии. Это объясняется тем, что в волноводе отсутствует внутренний провод, уменьшающий расстояние между проводящими поверхностями, от которого зависит допустимое напряжение в линии передачи, а следовательно, и передаваемая мощность.

Волновод отличается большой механической прочностью.

К недостаткам волновода относятся:

- наличие критической длины волны при данном поперечном сечении волновода;
- сложность производства, так как внутренняя поверхность стенок волновода должна быть тщательно отполирована и для уменьшения потерь покрыта хорошо проводящим металлом (обычно внутренние стенки серебрят);
- возможность распространения нежелательных типов волн.

Металлические волноводы применяются во всем диапазоне сантиметровых волн, а жесткие коаксиальные линии используются только на волнах длиной больше 10 см. На дециметровых волнах, а тем более на метровых применение волноводов в качестве линии передачи нецелесообразно, так как для этого их размеры должны быть чрезмерно велики. В диапазоне миллиметровых волн с металлическими волноводами успешно конкурируют диэлектрические волноводы, зеркальные и однопроводные линии.

#### 2.3. Объемные резонаторы

Объемным резонатором называется колебательная система в виде полости, ограниченной с внутренней стороны металлической поверхностью высокой проводимости. Впервые объемные резонаторы теоретически и практически исследовались М.С. Нейманом (1937 г.). Необходимо также отметить работы В.И. Бунимовича, Г.В. Кисунько, Н.Н. Крылова и других советских ученых в этой области. Объемные резонаторы используются в диапазоне сверхвысоких частот. Из них наиболее широко применяются волноводные, коаксиальные и тороидальные резонаторы.

**Волноводные резонаторы.** Такие резонаторы можно рассматривать как волновод, ограниченный по длине и замкнутый со всех сторон стенками, внутренняя поверхность которых обладает высокой проводимостью.

На рис. 2.18 показан прямоугольный объемный резонатор, построенный на основе прямоугольного волновода. Возбуждается резонатор штырем, который служит продолжением внутреннего провода коаксиальной линии, соединяющей возбудитель с резонатором.



Рис. 2.18. Схема возбуждения объемного резонатора, имеющего форму параллелепипеда

Поля и волны в объемном резонаторе распределяются не так, как в волноводе. Если длина резонатора удовлетворяет условию  $l/2 = \lambda_{\rm B}/4$ , то за время движения от штыря до боковой стенки и обратно поля изменяют свою фазу на  $180^{\circ}$ ; в момент отражения волны электрическое поле дополнительно изменяет фазу на  $180^{\circ}$ . В результате в объемном резонаторе устанавливаются стоячие волны с пучностью электрического поля и узлом магнитного возле штыря и пучностью магнитного поля и узлом электрического на боковых стенках.

Если разделить напряженность электрического поля на напряженность магнитного поля у штыря, то окажется, что входное сопротивление этого резонатора очень велико. Такое сопротивление характерно для параллельного контура, настроенного в резонанс. Очевидно, что параллельный резонанс можно получить не только при  $l = \lambda_{\rm B}/2$ , но и при  $l = \lambda_{\rm B}, \frac{3}{2} \lambda_{\rm B}, 2\lambda_{\rm B}, \ldots$ , т. е. при

$$l=p\frac{\lambda_{\scriptscriptstyle \rm B}}{2},$$

где *p* — любое целое число.

Большое число резонансных частот в объемном резонаторе — закономерное явление. Это характерно для всех систем с распределенными постоянными.

Заметим, что при любом значении p возбуждающий штырь должен находиться в том месте резонатора, где электрическое поле максимально, а магнитное равно нулю.

Найдем резонансную длину волны прямоугольного объемного резонатора. Длина волны в волноводе равна

$$\lambda_{\scriptscriptstyle \mathrm{B}} = rac{\lambda}{\sqrt{1 - \left(rac{\lambda}{\lambda_{\scriptscriptstyle \mathrm{KP}}}
ight)^2}} = rac{1}{\sqrt{\left(rac{1}{\lambda}
ight)^2 - \left(rac{1}{\lambda_{\scriptscriptstyle \mathrm{KP}}}
ight)^2}},$$

откуда

$$\lambda = rac{1}{\sqrt{\left(rac{1}{\lambda_{
m B}}
ight) + \left(rac{1}{\lambda_{
m Kp}}
ight)^2}}.$$

Подставим в эту формулу значения  $\lambda_{\rm B}$ , соответствующие условию резонанса  $l = p \lambda_{\rm B}/2$ , и тогда длина волны в свободном пространстве  $\lambda$  будет отвечать резонансной длине волны объемного резонатора:

$$\lambda_0 = rac{1}{\sqrt{\left(rac{p}{2l}
ight)^2 + \left(rac{1}{\lambda_{\mathrm{KP}}}
ight)^2}}.$$

Имея в виду, что для прямоугольного волновода

$$\lambda_{\mathrm{KP}} = rac{2}{\sqrt{\left(rac{m}{a}
ight)^2 + \left(rac{n}{b}
ight)^2}},$$

получаем

$$\lambda_0 = \frac{1}{\sqrt{\left(\frac{p}{2l}\right)^2 + \frac{\left(\frac{m}{a}\right)^2 + \left(\frac{n}{b}\right)^2}{4}}}$$

Окончательно

$$\lambda_0 = \frac{2}{\sqrt{\left(\frac{m}{a}\right)^2 + \left(\frac{n}{b}\right)^2 + \left(\frac{p}{l}\right)^2}}.$$
 (II.25)

Волны в объемном резонаторе обозначаются буквами  $H_{mnp}$  или  $E_{mnp}$ . Для прямоугольного объемного резонатора m — число стоячих полуволн на стороне a, n — число стоячих полуволн на стороне b и p — число стоячих полуволн по длине резонатора l.

Для цилиндрического резонатора m — число максимумов поля вдоль полуокружности, n — число максимумов поля вдоль радиуса (как в круглом волноводе) и *p* — число максимумов поля по длине резонатора.

Сравним поля  $H_{10}$  в прямоугольном волноводе (рис. 2.19, *a*) и  $H_{101}$  в прямоугольном объемном резонаторе (рис. 2.19, *б*). Граничные условия в обоих случаях одинаковые. Так как n = 0, то вдоль стороны *b* электрическое поле не изменяется и его силовые линии параллельны этой стороне резонатора. Индексы m = 1 и p = 1 означают, что в резонаторе напряженность электрического поля в середине сторон *a* и *l* максимальна, а по краям равна нулю. Магнитные линии перпендикулярны электрическим силовым линиям и, замыкаясь возле стенок резонатора, располагаются параллельно стенкам, как этого требуют граничные условия.



Рис. 2.19. Взаимное расположение электрического и магнитного полей в прямоугольном волноводе (волна  $H_{10}$ ) и в прямоугольном объемном резонаторе (волна  $H_{101}$ )

Сравнивая поля в волноводе и в резонаторе, замечаем существенные различия между ними: в волноводе поперечная составляющая магнитного поля и электрическое поле, которое также поперечно, совпадают по фазе (см. сечения AA', BB'); в резонаторе же между этими составляющими, судя по различиям полей в сечении DD' относительно полей в сечениях CC' и FF', имеется сдвиг на  $\lambda_{\rm B}/4$ .

Это отражает физическую сущность явлений. По оси волновода, согласованного с нагрузкой, распространяются бегущие волны, для них характерно совпадение по фазе электрического и магнитного полей во времени и в пространстве. В объемном резонаторе существуют стоячие

волны, для которых характерен сдвиг между электрическими и магнитным полями на четверть периода во времени и на  $\lambda_{\rm B}/4$  в пространстве.

Показанная на рис. 2.20 волна  $H_{102}$  отличается тем, что по узкой стороне *b* поперечного сечения отсутствуют стоячие волны, по широкой стороне *a* укладывается одна стоячая полуволна и по длине резонатора *l* укладываются две стоячие полуволны, причем электрические силовые линии находятся в поперечной плоскости.



Рис. 2.20. Электрическое и магнитное поля волны *H*<sub>102</sub> в прямоугольном резонаторе

На рис. 2.21 изображены для сравнения волна  $H_{01}$  в круглом волноводе и волна  $H_{011}$  в цилиндрическом резонаторе. При возбуждении волны  $H_{01}$  в круглом волноводе линии электрического поля полностью расположены в поперечной плоскости и имеют форму концентрических окружностей с центром на оси волновода (m = 0); на радиусе имеется один максимум (n = 1); линии магнитного поля охватывают линии электрического поля. Аналогично распределяются поля в цилиндрическом резонаторе при  $H_{011}$ , так как в этом случае индексы m и n для волновода и резонатора совпадают. Вместе с тем, имеются различия: в волноводе максимумы электрического поля E и поперечной составляющей магнитного поля  $H_{\Pi}$  совпадают, а в резонаторе они смещены на  $\lambda_{\rm B}/4$ .

**Тороидальные и коаксиальные резонаторы.** Тороидальные резонаторы (рис. 2.22) отличаются от волноводных более сложным профилем поперечного сечения. В средней части c-d, e-f расстояние между стенками тороидального резонатора меньше, чем по краям, где поперечное сечение имеет круглую (рис. 2.22, *a*) или прямоугольную (рис. 2.22, *б*) форму.



Рис. 2.21. Электрическое и магнитное поля волны  $H_{01}$  в круглом волноводе и волны  $H_{011}$  в цилиндрическом резонаторе



Рис. 2.22. Тороидальные резонаторы круглого (*a*) и прямоугольного (*б*) сечения

Примером использования тороидальных резонаторов могут служить электронные приборы сверхвысоких частот (например, клистроны), в которых электронная лампа и колебательная цепь конструктивно объединены. Электронный поток, проходя через отверстия в близко расположенных стенках резонатора (на рис. 2.22 отверстия не показаны), возбуждает в его полости электромагнитные колебания. Малое расстояние между стенками позволяет сократить время пролета электронов в резонаторе, а это очень важно при генерировании и усилении колебаний сверхвысоких частот.

Форма профиля резонатора определяет структуру возбуждаемых электромагнитных полей (рис. 2.23). Электрическое поле в основном концентрируется во внутренней части резонатора, где расстояние между стенками невелико, т. е. эта часть резонатора имеет преимущественно емкостный характер, а периферийная часть, где главным образом расположено магнитное поле, эквивалентна индуктивности. Следовательно, тороидальный резонатор с некоторым приближением представляется как цепь с сосредоточенными постоянными. Если стенки резонатора на участке c-s, e-f сделать гибкими и, например, сблизить, то емкость резонатора увеличится и его собственная частота уменьшится.

Коаксиальные резонаторы (рис. 2.24) представляют собой коаксиальную линию, концы которой замкнуты накоротко, разомкнуты или замкнуты на емкость. В большинстве случаев в таких резонаторах возбуждается волна TEM.

В резонаторе, показанном на рис. 2.24, a, участок ab-cd представляет собой круглый волновод. Так как в нем не может распространяться волна TEM, то электромагнитное поле существует лишь на участке линии ef-ab, который с одного конца (ef) замкнут накоротко, а с дру-



Рис. 2.23. Электрическое и магнитное поля в тороидальных резонаторах круглого (*a*) и прямоугольного (*б*) сечения



Рис. 2.24. Коаксиальные резонаторы: *а* — четвертьволновый; *б* — полуволновый; *в* — нагруженный на емкость; *с* — эквивалентная схема

гого (*ab*) разомкнут. Очевидно, что такая линия работает в режиме стоячих волн (характерном для резонаторов) с пучностью магнитного поля и узлом электрического на короткозамкнутом конце и пучностью электрического поля и узлом магнитного на открытом конце. Для этого длина резонатора l должна быть равна нечетному числу  $\lambda/4$ .

Если же коаксиальный резонатор замкнут накоротко с обоих концов, то длина его l должна быть равна четному числу  $\lambda/4$ . Примером этого может служить полуволновый резонатор, показанный на рис. 2.24,  $\delta$ .

В диапазоне сверхвысоких частот используются коаксиальные резонаторы, которые замкнуты накоротко с одного конца, а на другом конце имеют зазор между внутренним проводом и поперечной перемычкой внешнего провода (рис. 2.24, e). В этом зазоре концентрируется электрическое поле, что равнозначно замыканию линии длиной l на эквивалентную емкость C (рис. 2.24, e). Входная проводимость (между точками a, b) такого резонатора определяется выражением

$$Y_{\rm BX} = j\omega C + \frac{1}{jZ_{\rm B} \operatorname{tg}\left(\frac{2\pi l}{\lambda}\right)} = j \left[\frac{530\lambda \,\left[\mathrm{M}\right]}{C \,\left[\mathrm{\Pi} \mathrm{\varphi}\right]} - \frac{1}{Z_{\rm B}} \operatorname{ctg}\left(\frac{2\pi l}{\lambda}\right)\right].$$

Для резонансной волны  $\lambda_0$  проводимость  $Y_{\rm BX} = 0$ . Следовательно,

$$\frac{530\lambda_0 \,[\mathrm{M}]}{C \,[\mathrm{\Pi}\Phi]} - \frac{1}{Z_{\scriptscriptstyle \mathrm{B}}} \,\mathrm{ctg}\left(\frac{2\pi}{\lambda_0}\,l\right) = 0. \tag{II.26}$$

**Преимущества и недостатки объемных резонаторов.** Теперь рассмотрим вопрос о добротности объемных резонаторов. Добротность колебательного контура после очевидных преобразований можно представить формулой:

$$Q = \frac{\omega L}{R} = \frac{2\pi f L I_m^2}{R I_m^2} = 2\pi \frac{\frac{L I_m^2}{2}}{T \frac{I_m^2 R}{2}} = 2\pi \frac{W_x}{W_R},$$

где  $W_x$  — реактивная энергия, запасаемая в контуре;

 W<sub>R</sub> — энергия, расходуемая на компенсацию активных потерь в контуре в течение одного периода.

Энергия  $W_x$ , запасаемая в объемном резонаторе, пропорциональна его объему, а активные потери в резонаторе  $W_R$  пропорциональны протяженности его внутренней поверхности в направлении тока. Поэтому объемному резонатору стремятся придать такую форму (по возможности закругляют острые углы и избегают сплющенных конструкций), чтобы он имел максимальный объем при минимальной площади внутренних стенок. Цилиндрические резонаторы отличаются большей добротностью, чем прямоугольные: в них отношение объема к поверхности выше.

Следует различать добротность ненагруженного Q и нагруженного  $Q_{\rm H}$  резонаторов. При вычислении  $Q_{\rm H}$  учитывают не только активные потери  $W_R$  внутри резонатора, но и энергию  $W'_R$ , поступающую из резонатора в нагрузку за один период колебаний:

$$Q_{\rm H} = 2\pi \frac{W_x}{W_R + W_R'} = \frac{1}{\frac{W_R}{2\pi W_x} + \frac{W_R'}{2\pi W_x}} = \frac{1}{\frac{1}{Q} + \frac{1}{Q'}} = \frac{QQ'}{Q + Q'},$$

где  $Q' = 2\pi \frac{W_x}{W'_R}$  — добротность, соответствующая энергии, поступающей в нагрузку. Добротность нагруженного резонатора, очевидно, меньше добротности ненагруженного.

Отсутствие потерь диэлектрических и на излучение, малые потери на токи проводимости (поперечное сечение проводящей поверхности велико) определяют очень высокую добротность объемных резонаторов. Последняя достигает десятков тысяч. Вторым преимуществом объемных резонаторов является жесткость их конструкции.

К недостаткам объемных резонаторов относятся малые пределы изменения резонансной длины волны и наличие кратных резонансных частот.

Указанные достоинства объемных резонаторов особенно существенны в наиболее коротковолновой части диапазона сверхвысоких частот, где обычные колебательные контуры не могут быть практически использованы.

#### 2.4. Разновидности металлических волноводов

Полые металлические волноводы не являются единственным видом волноводных линий передачи. Например, в микроминиатюрной аппаратуре сантиметровых волн нашли применение *полосковые* (*плоскопараллельные*) волноводы в виде полоскового проводника, отделенного от металлического плоского экрана тонким слоем диэлектрика (рис. 2.25).



Рис. 2.25. Полосковый волновод

В качестве диэлектрика обычно используется полистирол, а полоска (медь, серебро) наносится на диэлектрик методом печатного монтажа. Влияние экрана на электромагнитное поле распространяемой волны может быть учтено зеркальным изображением полоски, и тогда линия становится двухпроводной симметричной. Это дает основание считать, что в полосковом волноводе распространяется волна, близкая по типу к поперечной TEM. Отсюда следующие преимущества таких линий передачи: широкополосность, простота изготовления, малые вес и размеры. Недостатки: значительные потери в диэлектрике и частично на излучение, а также небольшая допустимая мощность распространяемых волн.

Полосковые линии применяются в качестве линий передач и элементов фидерных узлов в аппаратуре метровых, дециметровых и сантиметровых волн.

Ширина металлического основания должна быть не менее 5 ... 6*a*, расстояние между соседними проводниками — не менее 3 ... 4*a*. Изготавливаются методом травления из односторонних или двусторонних листовых фольгированных материалов — фольгированного стеклотекстолита СФ-2 ( $\varepsilon = 6$ , tg  $\delta = 25 \cdot 10^{-3}$  на частоте  $10^6$  Гц), фольгированного фторопласта ФФ-4 ( $\varepsilon = 2$ , tg  $\delta = 3 \cdot 10^{-4}$  на частоте  $10^{10}$  Гц), фольгированного фторопласта со стеклотканью ФАФ-4Д СКЛ ( $\varepsilon = 2, 5$ ;

tg  $\delta = 8 \cdot 10^{-4}$  на частоте  $10^6$  Гц), фольгированного листового материала ФЛАН ( $\varepsilon$  от 2,8 до 16 в зависимости от марки, tg  $\delta = 15 \times 10^{-4}$  на частоте  $10^{10}$  Гц). Применение двусторонних фольгированных материалов позволяет использовать фольгу на одной стороне платы в качестве металлического основания (земли), а на другой — для получения полоскового рисунка требуемой конфигурации.

Полосковые линии изготавливаются также методом тонкопленочной технологии на керамических подложках (поликор) с  $\varepsilon = 9,6$  и tg  $\delta = 1 \times 10^{-4}$  на частоте  $10^{10}$  Гц.

Размеры поперечного сечения полосковых линий с  $z_{\rm B} = 75$  Ом и  $z_{\rm B} = 50$  Ом, изготовленных из различных материалов, приведены на рис. 2.26. Зависимость  $z_{\rm B}$  и  $\varepsilon_{\rm эф\phi}$  полосковой линии из материала ФАФ-4Д СКЛ толщиной 1 мм от ширины полоскового проводника *а* показана на рис. 2.27. Для практических расчетов можно пользоваться приводимыми ниже формулами для различных типов полосковых линий (табл. 2.1).



Рис. 2.26. Полосковые линии

На рис. 2.28–2.30 приводятся графики зависимости волнового сопротивления различных полосковых линий от поперечных размеров этих линий.

Имеются волноводы, которые рассчитаны на передачу миллиметровых волн. При переходе от сантиметровых волн к миллиметровым поперечные размеры полых волноводов становятся очень малыми. Такие волноводы уже нельзя изготовить обычной протяжкой труб. Здесь используются электролитические способы, и только внешнюю поверхность волноводов обрабатывают на станке.



Рис. 2.27. Зависимость z<sub>b</sub> и  $\varepsilon_{ii}$  от ширины полосковой линии (ФАФ-4Д СКЛ)

T		~					0	1
	2	n	Π	тт	тт	2	• • •	
1	a	U	./ 1	И	ш	a		
_		-			_			_

Тип линии передачи	Волновое сопротивление, Z <sub>0</sub> , Ом	Примечания
Экранированная симметричная полосковая линия Несимметричная	$60 \ln(8b/\pi w)$ при $(w/b) \ll 1$	при $(w/b) \gg 1, Z_0 \approx$ $\approx 15\pi^2[(\pi w/2b) + \ln 2]$
с воздушным промежутком	$120\pi \{2 + (w/b) + (t/\pi b) \times [1 + \ln(1 + 2b/t)]\}^{-1}$ величина $t$ конечна, но мала	при $w \gg b$ для бес- конечно тонкой полос- ки $Z_0 = 120\pi\{(w/b) +$ $+ (2/\pi) \times [1 + \ln(1 +$ $+ \pi w/2b)]\}^{-1}$
Несимметричная полосковая линия с твердым диэлектриком	$10^4/3\sqrt{arepsilon}  [7+8,83(w/b)]$ при $w > b$ и $t \ll w$	

На миллиметровых волнах очень мала глубина проникновения тока. Тем меньше должны быть шероховатости проводящего, слоя так как они удлиняют путь по стенкам волновода и увеличивают его поверхностное сопротивление, например, чистота обработки внутренней поверхности волновода для  $\lambda = 3$  мм должна быть около 0,0001 мм. Из-за малых глубины погружения тока и периметра поперечного сечения волновода потери в них на миллиметровых волнах в десятки-сотни раз больше, чем в волноводах сантиметрового диапазона. Исключение составляют круглые волноводы, возбуждаемые на волне  $H_{01}$ : для них характерно уменьшение затухания с повышением частоты.


Рис. 2.28. Волновое сопротивление экранированной симметричной полосковой линии



Рис. 2.29. Волновое сопротивление несимметричной полосковой линии

волноводы имеют большие перспективы применения в дальних широ-кополосных линиях связи.

Изготовление таких волноводов связано с большими трудностями. Чтобы потери в волноводе были минимальными, диаметр волновода выбирают в 25–50 мм, т.е. значительно бо́льшим, чем этого требует критическая длина волны типа  $H_{01}$ . Тогда наряду с волной  $H_{01}$  в волноводе может возникнуть много других типов волн. Вероятность появления паразитных волн возрастает по мере отклонения формы волновода от идеального цилиндра. Всякая неоднородность волноводной линии порождает паразитные волны. Особенно значительная неоднородность может наблюдаться на стыке отдельных секций волновода, в местах изгибов с малым радиусом кривизны, при различных



Рис. 2.30. Характеристики несимметричной полосковой линии с твердым диэлектриком: — — волновое сопротивление; — длина волны в линии при a > 3w; a и b — стеклоткань, пропитанная тефлоном,  $\varepsilon = 2,65$ ;  $\delta$  и c стеклоткань с кремнийорганической пропиткой,  $\varepsilon = 4,18$ 

деформациях линии и т. д. Поэтому к таким волноводам предъявляются весьма жесткие требования в отношении точности изготовления.

Для улучшения фильтрации паразитных волн в последнее время стали применять круглые волноводы с диэлектрической поглощающей пленкой, а также спиральные. Фильтрация при помощи диэлектрической пленки, нанесенной на внутреннюю поверхность круглого волновода, основана на том, что эта пленка не вносит затухания в волну  $H_{01}$ , так как электрическое поле волны  $H_{01}$  не имеет продольной составляющей, а другие волны, имеющие продольную составляющую электрического поля, интенсивно поглощаются пленкой.

Спиральные волноводы представляют собой цилиндрическую спираль из медного провода, помещенную в кожух, изготовленный из диэлектрика. Волны в спиральных волноводах фильтруются следующим образом. Продольный ток в паразитных волнах прерывается витками спирали, в связи с чем эти волны проникают в диэлектрический кожух и поглощаются им, тогда как волна  $H_{01}$  благодаря своей структуре вызывает в волноводе только поперечные токи, которые передаются с малыми потерями.

## 2.5. Диэлектрические волноводы

*Диэлектрические волноводы* — это диэлектрические стержни или трубы круглого или прямоугольного сечения, в которых возбуждаются электромагнитные волны.

Принципиальная возможность распространения электромагнитных волн по диэлектрическому стержню следует из аналогии между ним и металлическим волноводом такой же формы. Аналогия заключается в том, что в диэлектрическом стержне имеется граничная поверхность «диэлектрик-воздух», на которой условия распространения резко изменяются. На этой поверхности волны отражаются и преломляются (рис. 2.31, *a*), причем отраженные волны распространяются внутри стержня, а преломленные — в воздухе.

Наличие волн не только внутри, но и вне стержня влияет на структуру электромагнитного поля. В диэлектрических волноводах обычно используются смешанные волны типа  $HE_{11}$  (см. рис. 2.31, б). Они отличаются от волн  $H_{11}$  тем, что наряду с продольной составляющей магнитного поля содержат продольную составляющую электрического поля.



Рис. 2.31. Распределение электромагнитных волн в диэлектрическом стержне: *a* — отражение и преломление волн; *б* — распределение электрического и магнитного полей

Если диаметр стержня d значительно меньше длины волны в свободном пространстве  $\lambda$ , то электромагнитные волны в основном распространяются в воздухе и их фазовая скорость близка к скорости света  $c = \frac{1}{\sqrt{\varepsilon_0 \mu_0}}$ . При этом волны по структуре электрического и магнитного полей похожи на поперечно-электрические  $H_{11}$ , и так как потери энергии в воздухе несоизмеримо меньше, чем в диэлектрике, то затухание волн получается минимальным. По мере увеличения d по сравнению с  $\lambda$  электромагнитные поля все более концентрируются в стержне и условия распространения волн все более приближаются к условиям распространения в неограниченной среде с диэлектрической проницаемостью  $\varepsilon_a$ . Это значит, что затухание волн возрастает, а фазовая скорость уменьшается до  $v = 1/\sqrt{\varepsilon_0 \mu_0}$ , соответственно длина волны в волноводе уменьшается от  $\lambda$  до  $\lambda_{\rm B} = \lambda/\sqrt{\varepsilon_a/\varepsilon_0}$ .

При возбуждении и приеме волны, передаваемые по диэлектрическому волноводу, распространяются как внутри стержня, так и вокруг него. На рис. 2.32 показана схема возбуждения и приема волн при использовании диэлектрического волновода.



Рис. 2.32. Линия передачи с помощью диэлектрического стержня

Диэлектрический стержень 1 вставляют в металлические волноводы 2, 5, которые кончаются рупорами 3, 4. В волноводе 2 распространяется волна  $H_{11}$ , которая в стержне 1 переходит в волну  $HE_{11}$ из-за сходства структуры этих полей. На приемном конце происходят обратные преобразования. Размеры передающего 3 и приемного 4 рупоров выбирают с учетом концентрации электромагнитной энергии в радиальном направлении.

Диэлектрические волноводы имеют преимущество перед металлическими в том, что не требуют высокой точности изготовления и для миллиметровых волн создают меньшее затухание. На сантиметровых волнах применение диэлектрических волноводов нецелесообразно; они не дают выигрыша в затухании; за счет воздушной среды, участвующей в передаче, радиус диэлектрических волноводов имеет бо́льшую величину; крепление диэлектрического стержня связано с трудностями.

### 2.6. Линии передач

**2.6.1. Характеристики линий передач.** Погонная емкость C<sub>пог</sub> — емкость на единицу длины линии.

Погонная индуктивность  $L_{\text{пог}}$  — индуктивность на единицу длины линии.

Волновое сопротивление  $z_{\rm B}$  — параметр, определяющий соотношение между амплитудами падающих волн напряжения и тока:

$$I_{\text{пад}} = U_{\text{пад}}/z_{\text{в}}.$$

Волновое сопротивление зависит от формы и размеров проводников в поперечном сечении линии, степени заполнения поперечного сечения изоляцией и ее относительной диэлектрической постоянной  $\varepsilon$ .

Соотношение между волновым сопротивлением, погонной емкостью и индуктивностью

$$z_{\mathrm{b}} = \sqrt{L_{\mathrm{mor}}/C_{\mathrm{mor}}}$$
 .

Волновое сопротивление (Ом) воздушной линии можно определить через ее погонную емкость

$$z_{\rm b} = 3300/C_{\rm mor,b},$$

где *С*<sub>пог.в</sub> — погонная емкость воздушной линии, пф/м.

Волновое сопротивление линии, заполненной диэлектриком,

$$z_{\scriptscriptstyle 
m B}=3300/\sqrt{arepsilon}~C_{\scriptscriptstyle 
m nor,B}$$
 или  $z_{\scriptscriptstyle 
m B}=3300\sqrt{arepsilon}/C_{\scriptscriptstyle 
m nor,g},$ 

где  $C_{\text{пог.д}}$  — погонная емкость линии, заполненной диэлектриком, п $\Phi/$ м.

Коэффициент укорочения длины волны n — параметр, показывающий, во сколько раз длина волны в линии  $\lambda_{\rm d}$  меньше длины волны  $\lambda_0$  в свободном пространстве ( $n = \lambda_0 / \lambda_{\rm d}$ ).

Для экранированных линий, целиком заполненных диэлектриком,

$$n = \sqrt{\varepsilon}$$

Для экранированных линий с неполным заполнением диэлектриком и неэкранированных линий

$$n = \sqrt{\varepsilon_{ij}\phi_{jj}\phi_{jj}}$$
 ,

где  $\varepsilon_{\phi\phi\phi}$  — эффективная диэлектрическая проницаемость, равная отношению погонных емкостей линии с диэлектриком и линии того же сечения, но без диэлектрика.

Например, длина волны в коаксиальном кабеле, заполненном диэлектриком, с  $\varepsilon = 2,3$  на частоте 50 МГц ( $\lambda_0 = 6$  м)

$$\lambda_{
m g} = \lambda_0 / \sqrt{arepsilon} = 6 / \sqrt{2,3} = 6 / 1,52 = 3,95$$
 м.

Погонное затухание  $\beta$  — уменьшение напряжения, тока или мощности волн на единицу длины линии. Выражают обычно в децибелах на метр или километр (дБ/м или дБ/км).

Полное затухание в линии длиной *l* 

$$N = \beta l.$$

Затухание можно выразить в неперах (Нп) с помощью соотношения

Коэффициент полезного действия (КПД) линии

$$\eta_{\rm d} = P_2/P_1,$$

где  $P_1$ ,  $P_2$  — мощности на входе и выходе линий.

КПД линии может быть определен через полное затухание линии

$$\eta_{\mathrm{A}} = e^{-\frac{2\beta l}{8,68}},$$

где  $\beta l$  — в дБ, e — основание натуральных логарифмов (e = 2,72).

Зависимость КПД линии от ее полного затухания  $\beta l$  приведена на рис. 2.33.



Рис. 2.33

Пользуясь соотношением между волновым сопротивлением линии и ее погонной емкостью, можно определить волновое сопротивление и коэффициент укорочения какой-либо линии передачи, например, коаксиального кабеля неизвестной марки.

**Пример.** Определить волновое сопротивление и коэффициент укорочения коаксиального кабеля неизвестной марки.

1. Измеряем диаметр внутреннего проводника  $d_1$  и диаметр по изоляции  $d_2$  (рис. 2.34)

$$d_1 = 0,72$$
 MM;  $d_2 = 4,6$  MM.

2. Измеряем емкость C между внутренним и наружным проводниками отрезка кабеля, длина l которого должна быть не более  $0,05\lambda$ , где  $\lambda$  — длина волны, соответствующая выбранной частоте измерения. Свободный конец отрезка кабеля должен быть разомкнут (холостой ход). Выбираем частоту f = 10 МГц,  $\lambda = 300/10 = 30$  м), при этом  $l = 0,05\lambda = 0,05 \times 30 = 1,5$  м.

Измеренная емкость  $C = 100 \ \mathrm{n} \Phi$ .

3. Погонная емкость

$$C_{\text{пог.д}} = C/l = 100/1,5 = 67 \, \, \mathrm{m}\Phi/\mathrm{M}.$$

4. Рассчитываем погонную емкость воздушного цилиндрического конденсатора, имеющего такое же поперечное сечение, что и коаксиальный кабель.

Емкость конденсатора, п $\Phi$ , длиной l, м,

$$C = 24, 1l / \left( \lg \frac{D}{d} \right).$$

Погонная емкость

$$C_{\text{пог.в}} = 24, 1/\left(\lg \frac{D}{d}\right) =$$
  
= 24,1/ $\left(\lg \frac{4,6}{0,72}\right) = 24,l/(\lg 6,35) = 24,1/0,804 = 30 \ \text{п}\Phi/\text{M}.$ 

5. Диэлектрическая проницаемость изоляции кабеля

$$\varepsilon = C_{\text{пог.g}}/C_{\text{пог.в}} = 67/30 = 2,3.$$

6. Волновое сопротивление

$$z_{
m b}=3300/\sqrt{arepsilon}\;C_{
m nor.b}=3300/\sqrt{2,3}\,\cdot 30=75\,\,{
m Om}$$

#### 2.6.2. Конструкции и параметры линий передач

**Радиочастотный кабель** — гибкий коаксиальный кабель (рис. 2.34), состоящий из медного внутреннего проводника 1,



Рис. 2.34. Гибкий коаксиальный кабель

наружного проводника 2, плетеного из медных проволок, полиэтиленовой изоляции 3 и защитной оболочки 4 из полиэтилена или полихлорвинилового пластиката. Условное наименование кабеля состоит из букв РК (радиочастотный кабель); цифры, обозначающей номинальное волновое сопротивление, Ом; цифры, обозначающей диаметр изоляции, мм, разделяющей внутренний и наружный проводники; цифры, обозначающей порядковый номер разработки. Пример условного обозначения: РК 75-4-15 (радиочастотный кабель с волновым сопротивлением 75 Ом, диаметр внутренней изоляции 4 мм).

Конструктивные и электрические параметры радиочастотных кабелей приведены в табл. 2.2. На рис. 2.35 показана зависимость от частоты и мощности (кривые 3, 4) для наиболее распространенных кабелей. Кривые 1 и 3 относятся к кабелям РК 75-4-11, РК 75-4-12, РК 75-4-15, РК 75-4-16, кривые 2 и 4 — к кабелям РК 75-9-12, РК 75-9-13.

2
2
ъ
Ц
И
Г
Ś
ъ
F

Радиочастотные кабели

п р, Масса, кг/км		85 5,4	85 14,7	85 34	85 63	85 63	70 72	70 72	70 189	85 172	85 5,8	70 24,6	85 50	70 141	85 134	85 178	70 213	
Интервал температу °C		$+ \cdots 09^{-}$	$+ \dots 09^{-}$	$+ \dots 09^{-}$	$+ \dots 09^{-}$	$+ \dots 09^{-}$	$-40 \dots +$	$-40 \dots +$	$-40 \dots +$	$+ \dots 09^{-}$	$+ \dots 09^{-}$	$-40 \dots +$	$+ \dots 09^{-}$	$-40 \dots +$	$+ \dots 09^{-}$	$+ \dots 09^{-}$	$-40 \dots +$	
Минимально допустимый радиус изгиба, мм		20	30	60	70	70	70	70	120	120	20	20	60	100	100	100	120	
	$d_3, MM$	$1,9\pm0,2$	$3,2\pm0,3$	$5,5\pm0,3$	$7,3\pm0,4$	$7,3\pm0,4$	$7,3\pm0,4$	$7,3\pm0,4$	$12,2\pm0,8$	$12,2\pm0.8$	$1,9\pm0,2$	$4,0\pm0.3$	$5,3\pm0,3$	$9,6\pm0,6$	$10,3\pm0,6$	$11,2\pm0,7$	$12,2\pm0,8$	
Размер	$d_2$ , MM	$1\pm0,1$	$2,2\pm 0,1$	$2,95\pm0,15$	$4,6\pm0,2$	$4,6\pm0,2$	$4,6\pm0,2$	$4,6\pm0,2$	$9\pm0.3$	$9\pm0.3$	$1\pm0,1$	$2,2\pm 0,1$	$2,95\pm0,15$	$4,6\pm0,2$	$7,25\pm0,25$	$7,25\pm0,25$	$9\pm0.3$	
	$d_1$ , mm	0,17	$0,36^{**}$	$0,69^{***}$	0,72	$0,72^{**}$	0,72	$0,78^{**}$	1,35	1,35	0, 32	0,67	0,9	1,37	$2,28^{**}$	$2,28^{**}$	$2,7^{**}$	
u		1,52	1,52	1,24	1,52	1,52	1,52	1,52	1,52	1,52	1,52	1,52	1,52	1,52	1,52	1,52	1,52	
$C_{ m nor}, \ \Pi \Phi/{ m M}$		29	67	55	67	67	67	67	67	67	100	100	100	100	100	100	100	водник.
z <sub>b</sub> , Om		$75 \pm 7$	$75\pm 5$	$75\pm 5$	$75 \pm 3$	$75 \pm 3$	$75 \pm 3$	$75 \pm 3$	$75 \pm 3$	$75 \pm 3$	$50\pm 5$	$50\pm 3$	$50\pm2,5$	$50\pm 2$	$50\pm 2$	$50\pm 2$	$50\pm 2$	экран. тьный про
Марка		PK 75-1-12	PK 75-2-13	PK 75-3-31***	PK 75-4-11	PK 75-4-12	PK 75-4-15	PK 75-4-16	PK 75-9-12	PK 75-9-13	PK 50-1-12	PK 50-2-13	PK 50-3-11*	PK 50-4-13	PK 50-7-11	PK 50-7-12*	PK 50-9-12	* Двойной ** Семижил

\*\*\* Полувоздушная изоляция.

Гл. 2. Волноводы и объемные резонаторы



Рис. 2.35. Зависимость от частоты погонного затухания (кривые 1, 2) и максимально допустимой пропускаемой мощности (кривые 3, 4) для наиболее распространенных кабелей. Кривые 1 и 3 относятся к кабелям РК 75-4-11, РК 75-4-12, РК 75-4-15, РК 75-4-16, кривые 2 и 4 — к кабелям РК 75-9-12, РК 75-9-13

Поперечные сечения *жестких линий передач* различных конструкций показаны на рис. 2.36. Волновые сопротивления этих линий, Ом: коаксиальная (концентрическая) линия (рис. 2.36, *a*)

$$z_{\rm B} = 138 \lg D/d;$$

коаксиальная линия с эксцентриситетом (смещением) внутреннего проводника (рис. 2.36, *б*)

$$z_{\scriptscriptstyle \mathrm{B}} = 138 \left[ \lg rac{D}{d} - 1,75 \left( rac{e}{D} 
ight)^2 
ight]$$
 при  $e/d < 0,3;$ 

коаксиальная линия со спиральным внутренним проводником из ленты (рис. 2.36, в)

$$z_{\scriptscriptstyle 
m B}=z_{\scriptscriptstyle 
m B0}k$$
 при  $\Delta S\ll S,$ 

где  $z_{\rm B0}$  — волновое сопротивление коаксиальной линии с гладким внутренним проводником диаметром d и внутренним диаметром экрана D, определяемое по формуле  $z_{\rm B0} = 138 \lg \frac{D}{d}$ , k — поправочный множитель, учитывающий спиральную конструкцию внутреннего проводника:

$$k = \sqrt{\frac{2.1q^2d^2\left[1 - \left(\frac{d}{D}\right)^2\right]}{\lg\frac{D}{d}}},$$

где q — число витков на 1 см длины;

8 Тигранян Р.Э. Вопросы электромагнитобиологии



Рис. 2.36. Поперечные сечения жестких линий передач различных конструкций

двухпроводная линия в цилиндрическом экране (рис. 2.36, *г*) в режиме противофазного возбуждения (напряжение приложено между внутренними проводниками, экран заземлен)

$$z_{\scriptscriptstyle \mathrm{B}} = 276 \lg \left( rac{2a}{d} \, rac{D^2 - a^2}{D^2 + a^2} 
ight)$$
 при  $D/d > 4$  и  $d/a > (1 - 2d/D);$ 

двухпроводная линия в цилиндрическом экране (рис. 2.36, ∂) в режиме синфазного возбуждения (напряжение приложено между параллельно соединенными внутренними проводниками и экраном)

$$z_{\scriptscriptstyle B} = 69 \lg \left( rac{1}{8 da} \, rac{D^4 - a^4}{D^2} 
ight)$$
 при  $D/d \gg 1$  и  $D/a \gg 1;$ 

лента в цилиндрическом экране (рис. 2.36, е)

$$z_{\scriptscriptstyle 
m B} = 138 \lg(2d/b)$$
 при  $D/b \gg 1,$  $z_{\scriptscriptstyle 
m B} = 6,5\pi^2 / \left[ \lg\left(rac{4}{1-rac{b}{D}}
ight) 
ight]$  при  $D/b pprox 1;$ 

лента в экране квадратного сечения (рис. 2.36,  $\pi$ )

$$egin{aligned} z_{\scriptscriptstyle \mathrm{B}} &= 138 \lg(2, 16D/b) & \mbox{при} & D/b \gg 1, \ z_{\scriptscriptstyle \mathrm{B}} &= 6,5\pi^2 / \left[ \lg\left(rac{3,06}{1-rac{b}{d}}
ight) 
ight] & \mbox{при} & D/b pprox 1; \end{aligned}$$

двухпроводная неэкранированная линия (рис. 2.36, з)

$$z_{\rm B} = 276 \lg \frac{2a}{d};$$

двухпроводная неэкранированная линия над плоскостью (рис. 2.36, *u*)

$$z_{\scriptscriptstyle \mathrm{B}} = 276 \lg \frac{2a}{d\sqrt{1 + \left(\frac{a}{2c}\right)^2}};$$

ленточная линия с проводниками, расположенными друг над другом (рис. 2.36, к),

 $z_{\scriptscriptstyle 
m B} = 377 a/a + b$  при  $d \ll b$  и a/b < 3;

ленточная линия с рядом расположенными проводниками (рис. 2.36, л)

$$egin{aligned} &z_{\scriptscriptstyle extsf{B}} = 257 / \left[ \lg \left( 4 + 8 rac{b}{a} 
ight) 
ight] & extsf{при} & d \ll b & extsf{u} & b/a > 1, \ &z_{\scriptscriptstyle extsf{B}} = 276 \lg \left[ 4 + \left( 4 rac{a}{b} 
ight) 
ight] & extsf{при} & d \ll b & extsf{u} & b/a < 1; \end{aligned}$$

ленточный проводник над плоскостью (рис. 2.36, м)

$$z_{\rm B} = 138 \lg 3, \, 5 \frac{a}{b};$$

ленточный проводник между плоскостями (рис. 2.36, н)

$$z_{\scriptscriptstyle \mathrm{B}} = 150/\left(0,69+1,6rac{b}{a}
ight)$$
 при  $d \ll b$  и  $a/b < 1;$ 

коническая линия (рис. 2.36, о)

$$z_{\scriptscriptstyle \mathsf{B}} = \lg \left( \operatorname{tg} \frac{\beta}{2} / \operatorname{tg} \frac{\alpha}{2} \right).$$

Двухпроводная линия (рис. 2.36, *з*) применяется обычно в качестве линии передачи с волновым сопротивлением от 200 Ом и выше. Для получения более низких волновых сопротивлений используется четырехпроводная линия (рис. 2.36, *n*). Волновое сопротивление такой линии можно определить по графикам на рис. 2.37. Кривая 1 соответствует случаю, когда одним проводом служат попарно соединенные проводники 1–3, другим проводом — попарно соединенные проводники 2–4, а кривая 2 — случаю попарного соединения проводников 1–2 и 3–4.

Проводники соединяются в начале и в конце линии.



Волновое сопротивление экранированных линий, заполненных ди-электриком, можно определить, разделив  $z_{\rm B}$  соответствующей воздушной линии на  $\sqrt{\varepsilon}$ .

Коэффициент укорочения длины волны n в воздушной коаксиальной линии со спиральным внутренним проводником численно равен поправочному множителю k, учитывающему спиральную структуру проводника в формуле для  $z_{\rm B}$  линий этого типа, приведенной выше.

## Глава З

## ГЕНЕРАТОРЫ СВЧ С ШИРОКОПОЛОСНОЙ МОДУЛЯЦИЕЙ

# 3.1. Особенности конструирования СВЧ генераторов дециметрового диапазона

Рассмотренные выше некоторые характерные особенности колебаний СВЧ дециметрового диапазона позволяют перейти к более детальному их изучению, чтобы ответить на некоторые конкретные вопросы, в частности, как строится генератор СВЧ, что общего у него с генераторами более низких частот, чем он отличается, на каких нелинейных элементах базируется, что представляют собой его колебательные системы и т. д. Это необходимо не только с точки зрения общего знакомства с техникой СВЧ. Без этого трудно будет понять, почему, например, некоторые схемы модуляторов, обычно применяемые в электронике, неприменимы к СВЧ генераторам дециметрового диапазона, каковы резервные возможности того или иного режима лампы, что является лимитирующим при решении вопроса о частотном диапазоне модулирующего сигнала и т. д.

Рассмотрим колебательный контур, состоящий из сосредоточенной емкости C и сосредоточенной индуктивности L. При работе на относительно невысоких частотах реальные значения емкости и индуктивности позволяют получать довольно высокие значения добротности и избирательности. Однако с укорочением длины волны эти контуры становятся неудобными для применения в качестве колебательных систем. С укорочением длины волны все более выявляются присущие им на сверхвысоких частотах недостатки:

низкая добротность, связанная с большими потерями на излучение, потерями при прохождении токов проводимости через контакты и вдоль проводников, потерями на токи, индуктируемые в окружающих проводниках и потерями на диэлектрический гистерезис в изоляторах;

— значительные поля рассеяния, создающие нежелательные связи и дополнительные потери в окружающих проводниках;

- малая эталонность резонансных частот.

Поскольку мощность потерь в колебательной системе генератора определяется выражением [208]:

$$P_{\text{потерь}} = rac{1}{2} \cdot rac{U^2 \omega C}{Q_0},$$

где U — амплитуда напряжения в колебательной системе, C — емкость колебательной системы,  $Q_0$  — ненагруженная добротность,  $\omega$  — круговая частота, то с увеличением рабочей частоты необходимо повышать добротность колебательной системы, чтобы снизить мощность потерь. На рис. 3.01 показан постепенный переход от колебательного контура с сосредоточенными параметрами L и C к неизлучающей колебательной системы генераторов. В настоящее время полый резонатор является основной формой колебательной системы генераторов СВЧ дециметрового диапазона, так как обеспечивает высокую добротность, возможность плавной перестройки частоты генерируемых колебаний, обладает достаточной компактностью и механической жесткостью. К другим достоинствам полого резонатора вернемся после того, как рассмотрим генераторные лампы, применяемые на СВЧ.



Рис. 3.01. Переход от колебательного контура с сосредоточенными параметрами к колебательной системе с распределенными параметрами: *a* — *LC*-контур; *б*, *з* — цилиндрический вибратор; *в*, *е* — цилиндрический вибратор с сосредоточенными емкостью и индуктивностью; *д*-*ж* — переход к цилиндрическому вибратору

Для работы в диапазоне СВЧ генераторная лампа должна удовлетворять следующим условиям:

— иметь минимальное значение индуктивностей выводов;

— обеспечивать при данной номинальной мощности возможно меньшее отношение  $E_{\rm a \ HOM}/J_m$  max, то есть обладать возможно большей эмиссией катода;

 иметь минимальное значение сопротивления потерь высокочастотной энергии. Уменьшение длины волны генерируемых лампой колебаний возможно как за счет уменьшения междуэлектродных емкостей, так и за счет уменьшения индуктивностей выводов. Уменьшение междуэлектродных емкостей может быть получено либо за счет увеличения расстояния между электродами, либо за счет уменьшения их площади. Однако это приведет к увеличению времени пролета электронов и снижению эмиссии катода. И то и другое повлечет за собой снижение полезной мощности, отбираемой от генератора. Для уменьшения высокочастотных потерь необходимо до минимума снизить количество диэлектрической арматуры в лампе. Эти и многие другие требования впервые были реализованы в лампах принципиально новой конструкции, разработанных группой советских специалистов под руководством академика Н. Д. Девяткова в 1938 г. На рис. 3.02 показана конструкция



Рис. 3.02. Разрез конструкции металлокерамической лампы: 1 — колпачок вывода накала; 2 — керамическая шайба цоколя; 3 — внешняя катодная трубка; 4 — внутренняя гофрированная катодная трубка; 5 — керамический изолятор между катодным и сеточным цилиндрами; 6 — штепсель; 7 — кольцо со слоем газопоглотителя; 8 — сеточный цилиндр (вывод сетки); 9 — керамический катодный изолятор; 10 — подогреватель; 11 — катод; 12 — сетка; 13 — штифты связи; 14 — анод; 15 — керамический изолятор между анодом и сеточным цилиндром; 16 — анодный болт для крепления радиатора; 17 — радиатор; 18 — гайка для крепления радиатора

современной металлокерамической лампы (МКЛ) отечественного производства. Вернемся теперь снова к конструкциям полых резонаторов. Как видим, единственным правильным решением соединения лампы и полого резонатора является их непосредственная стыковка как двух коаксиальных систем (рис. 3.03). Лампа, таким образом, становится



Рис. 3.03. Стыковка металлокерамической лампы с полым резонатором

частью полого резонатора. Такая система позволяет реализовать все выше выдвинутые требования к созданию автоколебательной системы CBЧ с высокими эксплуатационными показателями. С другой стороны, эксплуатация различных типов ламповых генераторов CBЧ показала, что наиболее удобным вариантом является двухконтурная схема генератора. Такая схема позволяет осуществлять оптимальную связь генератора с нагрузкой, настройку на нужную длину волны, регулировку величины обратной связи. Кроме того, используя возможность непосредственной стыковки МКЛ с колебательными системами, можно получить наиболее технологичную конструкцию. Поскольку при этом возникает вопрос подвода питающих лампу напряжений и изоляции металлической конструкции колебательных систем, то наиболее целесообразной является конструкция с нулевым потенциалом колебательных систем. На рис. 3.04 показан разрез конструкции двухконтурного



Рис. 3.04. Разрез конструкции двухконтурного СВЧ генератора с нулевым потенциалом всех элементов

СВЧ генератора с нулевым потенциалом всех элементов полых резонаторов. В такой конструкции реализуется схема генератора с заземленной сеткой, что, кроме некоторых дополнительных положительных свойств, с одной стороны, предопределяет круг возможных схемных решений широкополосных модуляторов, с другой стороны. Генераторы,

построенные по этому типу, делятся на два класса: генераторы с заземленным катодом и генераторы с изолированным катодом. Генераторы, построенные по другим схемам, также могут иметь изолированный или заземленный катод. Поэтому вводимое здесь деление генераторов с заземленной сеткой на два класса является формальным и служит лишь для удобства рассмотрения в дальнейшем некоторых моментов, лимитирующих применение той или иной схемы модулятора.

Генератор СВЧ может быть построен для работы на фиксированной частоте. Как правило, это специализированный генератор, работающий на один н тот же тип нагрузки с одной и той же степенью связи выходного колебательного контура с нагрузкой. Примером такого генератора может служить терапевтический аппарат «Волна-2» [209] для микроволновой терапии, представляющий собой автогенератор, работающий на частоте 460 МГц. Однако в исследовательской работе довольствоваться такой схемой невозможно, так как условия эксплуатации генератора СВЧ определяются здесь многими факторами — различным объемом объекта и его поперечным сечением, различной степенью связи генератора с нагрузкой, что в большой степени определяется соотношением площадей облучающей зоны и объекта, различной глубиной проникновения поля в объекте и т. д. Все это приводит к усложнению конструкции генератора СВЧ, в первую очередь, резонаторной системы. Одним из требований, предъявляемых к таким генераторам, является наличие перестройки колебательных систем в широком частотном диапазоне. Плавная перестройка частоты по диапазону реализуется введением поршней в цилиндрические (коаксиальные) полые резонаторы. Для случая контуров с распределенными индуктивностями, какими являются однородные коаксиальные линии, короткозамкнутые на конце, длина их связана с входной индуктивностью соотношением [208]:

$$L_{\text{BX}} = \frac{Z_0}{\omega} \operatorname{tg} ml,$$

где  $Z_0$  — волновое сопротивление линии, l — ее длина до короткозамыкающего поршня. Отсюда, изменение длины короткозамкнутой однородной коаксиальной линии приводит к изменению ее входной индуктивности, что, в свою очередь, приводит к изменению частоты генерируемых колебаний. Примерами таких конструкций являются генераторы серии ЛМС, перекрывающие диапазон длин волн  $9 \div 16$  см,  $18 \div 33$  см и  $30 \div 100$  см, лабораторные измерительные генераторы типов ГС-6, ГСС-12, ГСС-15. На рис. 3.05 показаны эквивалентные схемы генераторов с заземленной сеткой и заземленным и изолированным катодами. Как видно из приведенных эквивалентных и конструктивных схем генераторов СВЧ, для их нормальной работы необходимо отделять электроды МКЛ друг от друга по постоянному напряжению. Подводка питания к электродам МКЛ вызывает необходимость нарушения непрерывности металлических оболочек полых резонаторов, служащих колебательными системами. Нарушения их целостности требуют также



Рис. 3.05. Эквивалентные схемы генераторов СВЧ на металлокерамическом триоде с заземленной сеткой: *a* — с заземленным катодом; *б* — с изолированным катодом

условия модуляции выходной мощности генераторов, поскольку, как видно из этих схем, модулирующий сигнал должен быть подведен либо к аноду, либо к катоду МКЛ. В результате создаются условия утечки энергии высокочастотных колебаний из внутренних полостей резонаторов во внешнее пространство, что не только сказывается на нормальном режиме работы генератора в целом, но и представляет угрозу для здоровья людей, особенно при высоких уровнях выходной мощности генератора. Устранение этих нежелательных явлений производится путем блокировки проводов питания с помощью блок-конденсаторов или иных блокировочных элементов. Причем, наряду с применением блокконденсаторов, при разработке конструкций СВЧ генераторов подводку проводов питания стараются осуществить в точках нахождения узлов напряжения. Если провод питания проходит по линии, вдоль которой напряженность высокочастотного электрического поля равна нулю, то в нем не наводится электродвижущая сила. Поскольку конструктивно удобно на дециметровом диапазоне строить генераторы СВЧ с применением МКЛ по схеме параллельного возбуждения контуров, то в этих схемах анод и катод МКЛ оказываются под значительным потенциалом высокой частоты относительно экрана, и провода питания этих электродов требуют тщательной блокировки. На рис. 3.06 показана схема блокировки по высокой частоте катодов МКЛ генераторов СВЧ ГС-6 и ГСС-12, работающих в диапазоне  $0,15 \div 1,0$  ГГц. На рис. 3.07 приведены варианты расположения блок-конденсаторов в однотактном генераторе СВЧ дециметрового диапазона, выполненного на МКЛ по схеме с заземленной сеткой. Схемы блокировки, приводимые на рис. 3.07, применяются в основном при работе генератора в широкой полосе частот. При работе генератора на фиксированной частоте и особенно в генераторах большой мощности вместо блок-конденсаторов (или в дополнение к ним) возможно применение четвертьволновых блокировочных элементов, состоящих из отрезков коаксиальных или радиальных линий (рис. 3.08). Работа такого блокировочного элемента основана на том, что короткозамкнутый на своем верхнем конце отрезок коаксиальной линии аб (рис. 3.09), образуемый промежуточным и внутренним цилиндрами, имеет очень большое входное сопротивление у своего нижнего конца. Поэтому отрезок линии бв, образуемый



Рис. 3.06. Блокировка катода металлокерамической лампы в генераторах ГС-6 и ГСС-12: Др. 1, Др. 2 — блокировочные дроссели, 90 пкФ — катодный блок-конденсатор, 50 пкФ — шунтирующий конденсатор. ГИ-11Б — генераторная лампа. Жирные точки — места сочленения генераторной лампы, блок-емкостей и резонатора



Рис. 3.07. Варианты расположения блок-емкостей в однотактном генераторе СВЧ

промежуточным и наружным цилиндрами, нагружен на своем нижнем конце очень большим сопротивлением, то есть практически разомкнут. Вследствие этого он имеет очень малое входное сопротивление, то есть представляет короткое замыкание для токов высокой частоты у своего верхнего конца. Если амплитуда тока высокой частоты контура в том его сечении, где включен блок-конденсатор емкостью  $C_{6\pi}$ , равна I, то амплитуда напряжения высокой частоты на блок-конденсаторе равна

$$U = \frac{I}{\omega C_{\text{бл}}}$$

Конденсатор должен выдерживать совместное действие этого напряжения высокой частоты и постоянного напряжения, создаваемого источником питания. Цепи питания, с которыми создается связь через блок-конденсатор, можно рассматривать как некоторые линии с рас-



Рис. 3.08. Примеры использования четвертьволновых блокировочных элементов и их конструкции





Рис. 3.09. Короткозамкнутый блокировочный элемент

Рис. 3.10. Эквивалентная схема контура с блокконденсатором, нагруженного на комплексное сопротивление цепи питания (описание в тексте)

пределенными постоянными, входное сопротивление которых имеет комплексный характер. Это входное сопротивление Z оказывается включенным параллельно блок-конденсатору так, что эквивалентная схема контура с блок-конденсатором может быть приведена к виду, показанному на рис. 3.10. При работе в широком диапазоне волн величина Z может изменяться в широких пределах. При определенных условиях эта величина может оказаться настолько малой, что приведет к срыву колебаний. С другой стороны, блок-конденсатор является лимитирующим элементом в определении верхней границы частотного диапазона модулирующего сигнала при модуляции в цепи анода МКЛ. Подробный расчет конструктивных элементов генераторов СВЧ дециметрового диапазона можно найти в литературе [208, 210], описание самих элементов — в работе [211].

## 3.2. Построение модулируемых генераторов дециметрового диапазона для биологического эксперимента

Рассматриваемый путь построения широкодиапазонных модулируемых генераторов СВЧ может быть эффективно использован в условиях исследовательских лабораторий и при разработке серийной аппаратуры и, естественно, целесообразен до появления промышленных образцов.

В настоящее время еще недостаточно хорошо изучены биоэффекты СВЧ на различных участках этого диапазона. Поэтому наличие в генераторах возможности плавной перестройки частоты по диапазону на данном этапе можно считать целесообразным. Лишь при наличии большого объема информации, очевидно, можно будет выделить отдельные узкие диапазоны или фиксированные частоты, обладающие универсальностью в плане их применения для решения широкого круга биологических задач. Это обстоятельство, естественно, облегчает задачу разработки генераторных устройств, повышает их надежность и долговечность, снижает стоимость. Генератор СВЧ, таким образом, является основой комплекса технического обеспечения биологического эксперимента. В табл. 3.1 приводятся данные генераторов дециметрового диапазона, имеющих наибольшую выходную мощность среди моделей этого класса и послуживших базовыми моделями при разработке мощных модулируемых генераторов СВЧ для биологического эксперимента.

3.2.1. Основные требования, предъявляемые к генераторным устройствам. Требования к генераторным устройствам СВЧ для возможного их применения в эксперименте по изучению влияния непрерывного и модулированного электромагнитного поля на биологические структуры базируются на специфике условий облучения биологических объектов, их размерах и ориентации в электромагнитном поле, определяются границами значений периодов релаксаций биохимических реакций, степени выраженности эффекта от формы огибающей электромагнитного поля и т. д. Требования к возможности модуляции генераторов оказываются достаточно широкими: по частоте следования примерно от 10<sup>-3</sup> Гц (синхронизация колебательных биохимических реакций) до десятков килогерц (исследования квазиакустических восприятий ЭМП и т. д.). При этом с целью обеспечения малого среднего уровня мощности, падающей на объект, нижний предел длительности импульса желательно выбирать порядка  $10^{-6}$  с. В то же время для исследования действия ЭМП на различные автоколебательные и проводящие системы необходимо обеспечить длительность импульсов поля, равную секундам и даже минутам. Наличие функциональных блоков, обеспечивающих изменение мощности ЭМП аналоговым сигналом (линейная модуляция), позволило бы реализовать сложные виды амплитудной модуляции. Полоса пропускания такого блока по частоте может

актеристики базовых генераторов СВЧ дециметрового диапазона	модуляция	Выходная Диапазон Погрешность внутренняя внешняя мошность. Вт частот. МГп частоты %	имп. лин. лин. лин. лин. лин.	$0.5    200 \div 820    \pm 1.5    +   -   -   -   -   -   -   -   -   $		1,0 $400 \div 1200$ $\pm 0.5$ $+$ $+$ $+$	$0.5 \qquad 820 \div 1800 \qquad \pm 1.5 \qquad - \qquad + \qquad +$		$0,5 \qquad 400 \div 1200 \qquad \pm 0,01 \qquad + \qquad - \qquad + \qquad - \qquad + \qquad -$	$0,5    310 \div 1200    -   +   +   +   +   +   +   +   +   $	$0.5 \qquad 400 \div 820 \qquad \pm 1 \qquad + \qquad - \qquad + \qquad +$	$3  150 \div 900  1,5  +  -  +  -  +  -$	$1  1  150 \div 1000  1,5  +  +  +  +  +  +  +  +  +  +  +  +  + $	$1  1  150 \div 1000  1  +  +  +  +  +  +  +  +  +  +  +  +  + $	$0,5  1000 \div 2000  1  + - + - + + + + + + + + + + + + + + + $	$0,3$ $250 \div 1000$ $\pm 1$ $+$ $+$ $ +$	$2  2  250 \div 1000  \pm 1  +  -  +  +  -  +  +  -  +  +  -  +  +  -  +  +  +  +  +  +  +  +  +  +  +  +  + $	$2  1000 \div 2500  \pm 1  +  -  +  +  -  +  +  -  +  +  -  +  +  +  -  +  +  +  +  +  +  +  +  +  +  +  +  + $	5 300÷1000 ?	3 1000÷1700 ?	
іктеристики базовых		Выходная Д мошность. Вт ча		0,5 2		1,0 4	0,5		0,5 4	0,5 3	0,5 4	3 1	1	1	0,5 10	0,3 2,	2	2 10	5	3 10	
кнические хара		Марка (тип)		Γ4-120	(L3-20)	Γ4-37A	Γ4-121	(F3-21)	Γ4-76A	Γ4-128	Γ4-144	ΓC-6	ΓCC-12	<b>FCC-15A</b>	<b>FCC-15B</b>	EMG-1175/2	EMG-1274	EMG-1275	ЛМС-551	ЛМС-541	
Tey		Страна		CCCP		 	 		 	 	 	 	 	 	 	Венгрия	 	 	ГДР	 	

Таблица 3.1

определяться по порядку величинами  $10^{-2} \div 10^4$  Гц. При этом должна учитываться в ряде экспериментов необходимость замены с целью уменьшения средней дозы облучения СВЧ поля, изменяющегося по линейному закону, импульсными последовательностями с огибающей линейным сигналом.

Указания на существенную зависимость глубины развития эффекта от формы раздражающего сигнала (см., например, [5]), с другой стороны, требуют предъявления достаточно жестких требований к линейности зависимости уровня выходной мощности генератора от управляющего сигнала. Несомненное наличие, хотя и достаточно плавной, зависимости биоэффектов от частоты несущей (см., например, [212]) выдвигает требование максимально возможной ширины диапазона перестройки таких генераторов с возможностью охвата всей области минимальных порогов эффектов для мелких и средних животных.

Обычно биофизический эксперимент имеет дело с объектами, площадь поперечного сечения которых не превышает нескольких десятков квадратных сантиметров. Только в ограниченном числе опытов требуется облучение объектов с поперечным сечением 0,5 м<sup>2</sup>. Так как в этом случае глубина объекта, как правило, достаточна для поглощения практически всей мощности излучения, проникшей внутрь объекта, целесообразно ограничить среднюю плотность потока мощности облучающего поля величиной 10 мВт/см<sup>2</sup>. Это необходимо как для предотвращения развития тепловых перегрузок объекта [213], так и с точки зрения гигиенических требований к аппаратуре, поскольку отраженная от объекта мощность, как правило, рассеивается в окружающем пространстве. Если устройство облучения не допускает значительных потерь мощности от генератора к объекту, достаточно потребовать, чтобы максимальная средняя мощность генератора составляла 50 Вт. При локальных облучениях эта величина позволяет получать на площади порядка 100 см<sup>2</sup> среднюю плотность потока мощности (ППМ<sub>ср</sub>) до 500 мВт/см<sup>2</sup>. Применение локальных облучений органов животных полями с большой интенсивностью позволяет уменьшить тепловую перегрузку организма в целом и получить более четкие результаты в эксперименте. В импульсном режиме оптимальной можно считать установку уровня импульсной мощности, равного мощности в режиме непрерывной генерации. При этом необходимо учесть, что в отдельных экспериментах (например, при исследовании эффекта радиозвука) необходимая мощность в импульсе может достигать 500 Вт и более. Даже этот краткий анализ условий постановки биофизического эксперимента позволяет определить основные технические требования, которым должны удовлетворять генераторы дециметрового диапазона применительно к исследованиям действия ЭМП на биологические объекты:

1) диапазон частот 0,3÷1 ГГц;

2) стабильность частоты — не хуже 0,1%;

3) максимальная выходная мощность — не менее 50 Вт. Должна быть рассмотрена возможность получения импульсной мощности до 500 Вт;

4) линейная модуляция выходной мощности внешним сигналом с глубиной модуляции не менее 80% в полосе частот 0 ÷ 10<sup>4</sup> Гц;

5) коэффициент нелинейных искажений — не более 10%;

6) частота следования импульсов —  $0 \div 10^5$  Гц;

7) длительность импульсов  $-10^{-6} \div 10^2$  с.

**3.2.2.** Основные принципы построения генераторных устройств. Выдвинутые технические требования к генераторным устройствам дециметрового диапазона для постановки эксперимента по воздействию ЭМП на различные биологические структуры и сравнение этих требований с техническими данными серийных приборов этого же класса показывают, что не удовлетворяется полностью по крайней мере одно требование — необходимость наличия высокого уровня выходной мощности. Подавляющее число генераторов не обеспечивает полностью или частично возможности широкого манипулирования уровнем выходной мощности. Такие параметры, как частотный диапазон, стабильность и погрешность установки частоты, находятся в соответствии с выдвигаемыми техническими требованиями. Таким образом, задача технического обеспечения, в первую очередь, сводится к двум пунктам:

 создание мощных широкодиапазонных генераторов дециметрового диапазона;

— создание широкополосных манипуляторов для линейного и импульсного управления выходной мощностью генераторов.

Анализ технических характеристик лабораторных измерительных генераторов CBЧ и медицинских приборов для микроволновой терапии позволяет выбрать пути и принципы построения генераторов дециметрового диапазона в условиях исследовательских лабораторий. Создание требуемых генераторных устройств в условиях исследовательских лабораторий наиболее оптимально проводится на базе элементов существующих измерительных генераторов требуемого диапазона. Ниже описаны разработанные конструкции мощных генераторов CBЧ, для которых в качестве базовых моделей выбраны наиболее распространенные типы измерительных генераторов дециметрового диапазона, и приводятся их технические данные. Рассматриваются способы линейной и импульсной модуляции ламповых генераторов CBЧ в широком частотном диапазоне. Описаны разработанные автором принципиальные схемы линейных и импульсных модуляторов и их характеристики.

Необходимо помнить, что предпочтительно работать на частотах, специально выделенных для научных исследований и оговоренных в соответствующих документах. Эти вопросы, а также вопросы, связанные с допускаемыми нормами на излучение, рассмотрены ниже.

Как уже указывалось, в лабораторной практике в настоящее время наиболее распространены диапазонные генераторы типов ГС-6, ЛМС-551, 522, 541, ГСС-12, ГСС-15 и т.п. В этих генераторах применены металлокерамические лампы (МКЛ) типов ГИ-11Б, ГИ-12Б, которые с целью увеличения срока их работы используются в режиме пониженного анодного напряжения и анодного тока [214]. По своим паспортным данным эти лампы при выборе более высокого напряжения питания анода (и соответственно тока анода) могут отдавать в нагрузку в рассматриваемом диапазоне до 35-40 Вт непрерывной мощности и до 100 Вт в импульсе, что весьма близко к требуемым параметрам. Поэтому доработка в указанных генераторах блока питания одновременно с некоторым увеличением связи между сеточным и анодным контурами позволяет в принципе решать задачу получения от них требуемой мощности.

Вопрос о необходимой величине выходной мощности может рассматриваться, с одной стороны, исходя из возможностей ее получения на существующих базовых моделях генераторов СВЧ, с другой стороны, с точки зрения обеспечения поля с максимальной равномерностью на площади, определяемой поперечными размерами объектов. При этом необходимо учитывать, что ППМ<sub>ср</sub> для большинства объектов, не приводящая к их нагреву, колеблется в пределах  $10 \div 100$  мВт/см<sup>2</sup>. Указанные выше генераторы охватывают диапазон длин волн от 10 до 200 см с плавной перестройкой по частоте, выходная мощность у отдельных типов генераторов достигает 3 Вт. Подробное описание, технические характеристики этих генераторов и принципиальные схемы (кроме серии ЛМС) приводятся в [194, 195]. Как уже указывалось, с использованием штатных МКЛ выходная мощность генераторов указанных типов может быть повышена на порядок и более в основном за счет увеличения анодного напряжения и тока МКЛ. Замена штатной МКЛ на более мощную, например ГИ-6Б, ГИ-7Б, открывает возможность повышения выходной мощности на два порядка и выше. Ввиду того, что установочные габариты ламп ГИ-7Б и ГИ-6Б больше, чем у ламп ГИ-11Б и ГИ-12Б, необходимо ввести изменения в резонаторную систему генератора, что, естественно, усложняет и удорожает конструкцию. Таким образом, можно наметить два пути повышения выходной мощности генераторов:

— увеличение анодного напряжения и тока анода штатной МКЛ и степени обратной положительной связи;

— замена штатной МКЛ на более мощную и доработка конструктивных элементов резонаторной системы.

Ограничение в данном случае накладывается на величину анодного напряжения генераторной лампы, которое не должно превышать предельно допустимых значений для запертой лампы (для ГИ-12Б — 0,8 кВ, для ГИ-7Б — 2 кВ). Одним из моментов, способствующих увеличению выходной мощности генератора, служит изъятие из цепей анода или катода МКЛ токоограничивающих резисторов или введение в одну из этих цепей реостата с выводом его на лицевую панель генератора. Так, например, в генераторах типов ГС-6, ГСС-12 в цепь катода МКЛ (в штатном исполнении) включен резистор, на котором одновременно выделяется напряжение для управления током МКЛ внешним сигналом [194].

Практика работ (см. ниже) показала, что конструкция скользящих и обжимных контактов, примененная в серийных генераторах, остается приемлемой до мощности на нагрузке порядка 200 Вт в непрерывном и до 500 Вт в импульсном режиме.

## 3.3. Модулирующие устройства

Как уже отмечалось, на данном этапе исследований возникает необходимость модуляции СВЧ генераторов линейным и импульсным сигналом. Очевидно при этом, что создание единого универсального устройства для модуляции вряд ли можно было бы считать целесообразным. Вместе с тем различные решения конструкций резонаторных систем генераторов СВЧ, способы подачи питания на электроды МКЛ позволяют осуществить режимы модуляции применительно к каждому типу генератора СВЧ на основе единых принципов построения модулирующих устройств. Различают две основных разновидности генераторов СВЧ на МКЛ:

- генераторы с заземленным катодом МКЛ;
- генераторы с изолированным катодом МКЛ.

В первом случае манипуляция выходной мощностью генератора возможна лишь в цепи анода МКЛ, во втором — как в цепи анода, так и в цепи катода. Выбор того или иного модулятора определяется также параметрами модулирующего сигнала, в первую очередь, его частотной характеристикой. Одним из наиболее простых способов линейной анодной модуляции является включение в цепь анода генераторной лампы управляемого внешним сигналом переменного сопротивления, в качестве которого может служить электронно-вакуумная лампа. Основной трудностью при этом будет являться «развязка» цепей управления от изменяющегося в такт модулирующему сигналу высокого напряжения на аноде генераторной лампы.

Одним из основных требований, предъявляемых к режиму линейной модуляции, является обеспечение глубины модуляции, близкой к 100%. В свою очередь, наличие почти 100% глубины модуляции накладывает весьма жесткие требования при выборе управляющего элемента, точнее, требования, предъявляемые к модуляционным характеристикам управляющего элемента. Здесь уместно сказать несколько слов о модуляции генераторов СВЧ на магнетронах. Эти приборы предназначены, в первую очередь, для работы в режиме импульсной модуляции с короткими импульсами или в режиме непрерывной генерации при соответственно пониженной отдаваемой мощности. Линейная модуляция в магнетронах непрерывного действия возможна на небольшом участке вольт-амперной характеристики магнетрона, определяемом величинами  $U_{a_{\text{пор}}}$  и  $U_{a_{\text{раб}}}$ , причем  $U_{a_{\text{пор}}} = (0,7 \div 0,8) \cdot U_{a_{\text{раб}}}$ . Это означает, что в данном случае возможная глубина модуляции не превышает 20% [215]. Воспользуемся некоторыми соображениями для оценки качества воспроизведения модулирующего сигнала, приводимыми в [215]. Для этого используют динамические и статические модуляционные характеристики. Динамические характеристики представляют зависимость коэффициента модуляции от величины модулирующего напряжения  $m = \psi(U_{\Omega})$ , их характер не зависит от вида осуществления модуляции. Статические модуляционные характеристики для ламповых генераторов представляют зависимость амплитуды первой гармоники анодного тока I<sub>ан</sub> и тока в контуре I<sub>к</sub> от величины изменяющего напряжения для данного вида модуляции. Пользуясь статическими модуляционными характеристиками, можно определить величины токов для режимов несущей частоты и максимальной мощности, допустимый коэффициент неискаженной модуляции на линейном участке модуляционной характеристики  $m = \Delta i_a/I_{aH}$  и необходимую амплитуду

модулирующего напряжения  $U_{\Omega}$ . Удобнее ввести понятие о статической модуляционной характеристике и коэффициенте модуляции по мощности как отношение

 $m_p = \Delta P / P_{\text{H}},$ 

где  $\Delta P$  — приращение мощности,  $P_{\rm H}$  — мощность в режиме несущей частоты. В этом случае статическая модуляционная характеристика представляет собой зависимость изменения колебательной мощности в нагрузке от величины изменяющегося при модуляции напряжения.

На рис. 3.11 представлена статическая модуляционная характеристика по мощности для анодной модуляции генератора СВЧ. Для линейной (неискаженной) модуляции ход этой характеристики должен соответствовать квадратичному закону — кривая должна соответствовать параболе, так как  $P \sim I^2$ . Связь между коэффициентом модуляции по мощности и по току или напряжению дается выражением:

$$m_p = \frac{\Delta P}{P_{\rm H}} = \frac{0.5\Delta I_a^2 R_a}{0.5 I_{a\rm H} R_a} = \frac{\Delta I_a^2}{I_{a\rm H}^2} = m^2$$



Рис. 3.11. Статическая модуляционная характеристика по мощности для анодной модуляции генерато-СВЧ (по оси pa абсцисс отложены значения напряжений, по оси ординат — значения мощности).  $e_{a \text{ нес}}$  — напряжение в режиме несущей;  $e_{\rm a\ MAKC},\ e_{\rm a\ MHH}$  — Максимальное и минимальное значения напряжения; Р<sub>нес</sub> мощность в режиме несущей;  $P_{\text{макс}}$ ,  $P_{\text{мин}}$  — максимальное и минимальное значения мощности;  $\Delta P$  приращение мощности

или

$$m = \sqrt{m_p}$$

Отсюда легко определить максимально допустимый коэффициент неискаженной модуляции по характеристикам, снятым для генератора СВЧ. Таким образом, управляющий элемент должен иметь большой линейный участок на управляющей характеристике.

**3.3.1. Линейные модуляторы.** Рассмотрение схем линейных модуляторов начнем с наиболее простой, описанной в работе [215].

**Линейный модулятор без преобразования на электронно-вакуумной лампе.** Схема линейного модулятора без преобразования модулирующего сигнала приводится на рис. 3.12. Рабочая точка управля-



Рис. 3.12. Линейный модулятор без преобразования модулирующего сигнала

ющего элемента устанавливается с помощью источника смещения  $E_g$ . С помощью низкочастотного трансформатора осуществляется «развязка» цепи управления от высокого анодного напряжения генераторной лампы. В качестве управляющего элемента может быть использован модуляторный тетрод ГИ-30 или пентод ГУ-50. Эти лампы обладают высокой электрической прочностью, достаточной мощностью рассеяния на анодах. При напряжении питания анода, равном 1 кВ, величина напряжения источника смещения порядка -60 В, амплитуда модулирующего сигнала на сетках ламп порядка 120 В. Измеренный коэффициент нелинейных искажений — 10%, полоса пропускания при использовании обычных низкочастотных трансформаторов от ламповых радиоприемников лежит в звуковом диапазоне. При этом вторичная обмотка трансформатора служит входной. Падение напряжения на полностью отпертых управляющих лампах составляет  $120 \div 150$  В. Таким образом, использование низкочастотного трансформатора в качестве разделительного элемента не позволяет осуществлять модуляцию инфранизкочастотным сигналом.

**Линейный модулятор с преобразованием сигнала на электронно-вакуумных лампах.** Расширение полосы модуляции в сторону инфранизких частот возможно осуществить путем переноса модулирующего сигнала на поднесущей частоте с последующим его выделением в цепи управления управляющего элемента с помощью амплитудного детектора. При этом возникает необходимость в предварительной линейной модуляции сигнала генератора поднесущей частоты. Таким образом, внешний сигнал усиливается и подается на подмодулятор, модулирующий по амплитуде сигнал генератора поднесущей частоты, который подается на пассивный амплитудный детектор, индуктивно свя-

Резисторы:		R21 — 510 к, 0,5 Вт
	R10 — 22 к	R22 — 510 к
R1 — 330 к	R11 — 150 к	R23 — 8,2 к, 0,5 Вт
R2 — 510 к, 0,5 Вт	R12 — 910 к, 0,5 Вт	R24 — 5,1 к, 0,5 Вт
R3 — 470, 1 Вт	R13 — 47 к, 4 Вт	R25 — 10 к
R4 — 560, 0,5 Вт	R14 — 11 к	R26 — 100 к, 0,5 Вт
R5 — 150 к	R15 — 47 к, 1 Вт	R27 — 10 к
R6 — 150 к	R16 — 47 к, 4 Вт	R28 — 15 к, 0,5 Вт
R7 — 510 к	R17 — 22 к, 0,5 Вт	R29, R30 — 100
R8 — 1 к, 0,25 Вт	R18 — 470, 2Вт	R31, R32 — 20 к, 2 Вт
R9 — 1,0, 0,5 Вт	R19, R20 — 510 к, 0,25 Вт	R33-R35 — 20 к

Лампы:	Конденсаторы:	C7 — 39 KTK
		C8 — 60 KTK
V1 — 6Н2П	C1 − K50 −12	С9 — 6 — 25 КПК-2
V2 — 6Н3П	С2 — 20,0 100 КЭ-1	С10 — 2700 МБМ
V3 — 6П14П	С3 — 0,05 КБГ-И	С11 — 0,1 МБМ
V4 — 6С6Б	C4 — 30 KTK	С12-С13 — 0,05 МБМ
V5 — ГИ-30	С5 — 6 — 25 КПК-2	C14 — 100 KTK
V6 — ГИ-30	C6 — 24 KTK	С15 — 2,0 × 100 КЭ-1

Диоды: V7-V9 — Д2Ж V10 — Д226 В

занный с контуром резонансного усилителя. На рис. 3.13 приводится принципиальная электрическая схема линейного модулятора с переносом модулирующего сигнала на поднесущей частоте. Для обеспечения возможно большей глубины модуляции необходимо, чтобы генератор поднесущей частоты работал в режиме мягкого возбуждения. В линейном модуляторе использован трехточечный генератор с индуктивной связью (правая по схеме половина лампы  $V_2$ ). На левой (по схеме) половине лампы  $V_2$  собран подмодулятор по схеме поглощения. Усиленный каскадом на лампе V1 модулирующий сигнал подается на управляющую сетку подмодулятора. При этом, в зависимости от ам-

Перечень комплектующих линейного модулятора с поднесущей



Рис. 3.13. Принципиальная схема линейного модулятора с переносом модулирующего сигнала на поднесущей частоте

плитуды модулирующего сигнала, меняется проходное сопротивление лампы, что приводит к пропорциональному шунтированию контура  $L_1C_4C_5$  генератора поднесущей и к такому же изменению амплитуды колебаний поднесущей частоты. На рис. 3.14 приводится семейство



Рис. 3.14. Семейство статических модуляционных характеристик генератора поднесущей частоты линейного модулятора. По оси абсцисс отложены значения напряжения на управляющей сетке лампы модулятора, по оси ординат — амплитуда напряжения на контуре генератора поднесущей

модуляционных характеристик генератора поднесущей частоты. Как видно из графиков, этот простой способ модуляции позволяет получить глубину модуляции до 97–99% при высокой линейности модуляционной характеристики. Модулированный сигнал поднесущей усиливается резонансным усилителем на лампе V3 и выделяется в контуре  $L_2C_8C_9$ . Индуктивность  $L_2$  контура резонансного усилителя и индуктивность связи  $L_3$  образуют высокочастотный разделительный трансформатор. В разработанном модуляторе частота поднесущей равна 7,5 МГц. В целях удобства модулятор дополнен калибратором на лампе V4.

Полоса пропускания модулятора снизу определяется постоянными времени цепей усилителя и составляет 0,05 Гц, сверху — типом ламп, емкостью монтажа, емкостью соединительного кабеля и емкостью относительно корпуса силового трансформатора, питающего накалы ламп ГИ-30. В данной схеме модулятора предельная частота усиливаемого сигнала по уровню 0,7 равна  $10^4$  Гц. Катушка  $L_1$  контура генератора поднесущей намотана на каркасе диаметром 30 мм и длиной 50 мм с принудительным шагом 1 мм, число витков 18, отвод от 7-го витка, считая от заземленного конца, провод ПЭВ-0,8. Катушка  $L_2$  контура резонансного усилителя намотана на таком же каркасе, число витков 12, провод ПЭВ-0,8. Катушка связи  $L_3$  намотана на каркасе диаметром 38 мм длиной 54 мм проводом ПЭВ-0,8 и надета на каркас катушки контура резонансного усилителя. Высокочастотный дроссель намотан на каркасе диаметром 11 мм, длиной 14 мм, провод ПЭВ-0,16.

**Импульсные модуляторы.** При разработке рассматриваемых ниже импульсных модуляторов ставилась задача создания предельно простых и дешевых устройств, обеспечивающих импульсную модуляцию генераторов СВЧ в широких пределах и доступных для повторения в условиях исследовательских лабораторий. Вместе с тем к этим устройствам предъявлялись все требования, которые обычно предъявляются при разработке серийной аппаратуры. Здесь не рассматриваются традиционные принципы и схемные решения импульсной модуляции, применяемые в магнетронных генераторах, — это устройства с жестко фиксированными параметрами модуляции или, в лучшем случае, с их вариацией в очень узких пределах. Эти устройства достаточно широко описаны в многочисленной литературе.

Катодный импульсный ключ. В генераторах СВЧ, работающих на МКЛ и имеющих изолированный вывод катода МКЛ, наиболее просто осуществить импульсную модуляцию путем введения в цепь катода транзисторного ключа. Исходное запертое состояние МКЛ обеспечивается подачей на катод запирающего положительного напряжения. При достаточной габаритной мощности штатного силового трансформатора это напряжение может быть получено с помощью делителя, включенного в цепь источника анодного питания. В противном случае понадобится установка дополнительного источника питания. На рис. 3.15 показана принципиальная схема импульсного транзисторного ключа применительно к генераторам СВЧ, имеющим изолированный катод генераторной лампы, с напряжением на аноде МКЛ до 1 кВ. На рис. 3.16 приводится принципиальная схема мощного импульсного модулятора применительно к генераторам СВЧ с напряжением на аноде МКЛ до 2 кВ. Необходимо отметить, что при таких способах подачи напряжения на коллектор транзистора напряжение насыщения отпертого транзистора превышает паспортное значение и ведет к снижению мощности в импульсе. Сохранение мощности возможно при питании



Рис. 3.15. Широкополосной импульсный катодный модулятор



Рис. 3.16. Мощный широкополосный импульсный катодный модулятор

катода МКЛ и транзисторного ключа от отдельного источника питания с током, обеспечивающим паспортное значение напряжения насыщения данного типа транзистора. Разработанные транзисторные импульсные модуляторы обеспечивают модуляцию импульсами с частотой повторения  $0 \div 10^5$  Гц при длительности импульса до  $5 \cdot 10^{-6}$  с. Максимальная длительность импульса при этом определяется допустимой мощностью рассеяния на транзисторе и постоянной времени входной цепи. Амплитуда входных импульсов —  $2 \div 3$  В.

Анодный импульсный ключ. В генераторах СВЧ, не имеющих изолированного вывода катода МКЛ, можно осуществить импульсную модуляцию в цепи анода. Простейшей схемой анодного импульсного модулятора может служить нормально запертый транзисторный ключ, включенный последовательно в цепь питания анода МКЛ. На рис. 3.17 приводится схема анодного импульсного модулятора. Низкочастотный разделительный трансформатор собран на сердечнике из пластин Ш 15, толщина пакета 18 мм. Первичная обмотка содержит 500 витков провода ПЭВ-0,16, вторичная — 50 витков провода ПЭВ-0,5. Для примененного типа транзистора максимально допустимое напряжение источника анодного питания равно 1 кВ. Модулятор обеспечивает ток в импульсе до 1 А при любой скважности. Частота следования импульсов —  $0 \div 10^5$  Гц, длительность импульсов —  $10^{-3} \div 5 \cdot 10^{-6}$  с. Если необходима работа с импульсами другой длительности, необходимо изменить индуктивность трансформатора. Площадь радиатора транзистора порядка 100 см<sup>2</sup>.



Рис. 3.17. Широкополосный анодный импульсный модулятор с напряжением на аноде металлокерамической лампы до 1 кВ

Опыт работы с импульсными модуляторами показал, что с целью обеспечения модуляции короткими импульсами с крутыми фронтами желательно располагать эти устройства внутри корпуса генератора СВЧ, а длину проводов в коммутирующих цепях выбирать минимальной.

## 3.4. Ламповые генераторы СВЧ на диапазон частот 150 ÷ 1600 МГц с широкополосной модуляцией

Рассмотренные выше требования, предъявляемые к модулируемым генераторам СВЧ, используемым в биофизических экспериментах, позволяют разбить класс этих устройств на два подкласса:

с мощностью в импульсе до 50 Вт;

- с мощностью в импульсе до 500 Вт.

Это разделение является условным, однако оно позволяет ориентироваться в определении объема работ при разработке генератора для получения требуемой мощности.

В СВЧ генераторах типов ГС-6, ГСС-12, ЛМС-551 и ЛМС-541 повышение выходной мощности в основном достигается за счет увеличения напряжения питания анода МКЛ.

Допустимое анодное напряжение для используемых в этих генераторах ламп типа ГИ-12Б составляет 0,8 кВ, что может быть получено путем доработки штатного электронного стабилизатора (в генераторе типа ЛМС-551 — путем доработки выпрямителя). За счет повышения анодного напряжения в этих генераторах выходная мощность может быть доведена до 20 ÷ 30 Вт. Дальнейшее увеличение мощности генераторов типов ГС-6 и ГСС-12 возможно как в импульсном режиме, так и в режиме непрерывной генерации за счет увеличения анодного тока МКЛ. Генераторы обоих типов имеют изолированный по постоянному току выход катода МКЛ, в цепь которого включено сопротивление для коммутации выходной мощности и для ограничения анодного тока [205]. В режиме импульсной модуляции это сопротивление заменяется сопротивлением ключа (бесконечность — нуль), что позволяет получить мощность в импульсе в отдельных точках частотного диапазона до 80 Вт. При этом импульсный ток МКЛ — в пределах 200 мА, напряжение запирания MKЛ - (+14) В, минимальная длительность импульса — порядка  $10^{-6}$  с. Генератор с выходной мощностью до 500 Вт в импульсе разработан на базе одного из генераторов СВЧ серии ЛМС перекрывающего диапазона длин волн  $30 \div 100$  см. Основным моментом в данной конструкции является перевод колебательной системы генератора на лампу типа ГИ-7Б, отдающую в нагрузку в непрерывном режиме колебательную мощность до 200 Вт (форсированный режим). Ниже приводятся конкретные схемы разработанных генераторов СВЧ.

**3.4.1. Базовая модель — ГС-6.** Лабораторный измерительный генератор типа ГС-6 перекрывает диапазон 33 ÷ 200 см в длинах волн и развивает при 75-омной нагрузке максимальную мощность 3 Вт. Конструктивно генератор ГС-6 отличается изолированным выводом катода генераторной лампы с целью обеспечения возможности модуляции. При этом в катод генераторной лампы ГИ-12Б включено токоограничивающее сопротивление. Анодное питание стабилизировано. Повышение мощности генератора включает в себя замену лампы на ГИ-11Б, повышение анодного питания до 800 В путем полного отпирания проходной лампы стабилизатора с помощью регулирующего сопротивления и изъятия токоограничивающего сопротивления в цепи катода при работе в импульсном режиме. Внесенные изменения позволяют получить выходную мощность в импульсе до 80 Вт и до 24 Вт в непрерывном режиме. Если генератор должен длительное время использоваться в режиме непрерывной генерации, то необходимо установить вентилятор для охлаждения лампы или ограничиться меньшей выходной мощностью. Штатный модулятор собран на лампе 6ПЗС, в катод которой включены сопротивления  $R_9$  и  $R_{10}$ , а также шунтирующее сопротивление  $R_{12}$  (здесь и далее [194]). Выделяющийся на этих сопротивлениях сигнал приложен к катоду генераторной лампы. Тем самым в генераторе ГС-6 осуществляется сеточная импульсная модуляция. В отсутствие переменного сигнала на сопротивлениях  $R_9$ и  $R_{10}$  за счет протекания анодного тока лампы 6П3С выделяется постоянный положительный потенциал, который запирает генераторную лампу, препятствуя тем самым возникновению генерации. Сохранение данной схемы модулятора было бы возможным, если бы не требовалось увеличение мощности, которое в данном случае возможно за счет уменьшения величины сопротивлений R<sub>9</sub> и R<sub>10</sub>. Однако это привело бы к повышению анодного тока модуляторной лампы и выходу ее из строя. Таким образом, модулятор должен обеспечивать максимально возможный импульсный ток и надежное запирание генераторной лампы в паузе. В качестве такого модулятора выбрана схема электронного ключа на транзисторе, приведенная на рис. 3.15. С целью увеличения входного сопротивления импульсного модулятора входной сигнал на транзисторный ключ подается через лампу, установленную на штатной панельке. Полная схема импульсного модулятора генератора ГС-6 приводится на рис. 3.18. В положении «1» переключателя П<sub>1</sub> с делителя  $R_4 R_5$  на катод генераторной лампы подается положительное напря-



Рис. 3.18. Принципиальная схема широкополосного импульсного катодного модулятора генератора СВЧ, разработанного на базе лабораторного измерительного генератора ГС-6

жение порядка 10 В — лампа заперта и генерация СВЧ колебаний отсутствует. Лампа 6ПЗС заменена на лампу 6Ж4. В исходном состоянии лампа заперта по первой сетке отрицательным напряжением, снимаемым с выпрямителя, подключенного к накальной обмотке. Вход модулятора емкостный. При подаче на вход импульса положительной полярности лампа модулятора отпирается, потенциал на катоде растет, транзистор  $T_1$ , отпираясь, шунтирует делитель  $R_4 R_5$ , и генераторная лампа отпирается. При этом генерируется радиоимпульс СВЧ. В положении «2» переключателя П<sub>1</sub> к входу лампы подключается штатный генератор импульсов. Переключатель, используемый в модуляторе, штатный. В цепь штатного прибора измерителя выходной мощности включается последовательно сопротивление порядка нескольких десятков килоом. На лицевую панель генератора устанавливается прибор для контроля анодного тока генераторной лампы. Длительность модулирующих импульсов —  $5 \cdot 10^{-6} \div 5 \cdot 10^{-3}$  с. Положение «З» переключателя П<sub>1</sub> используется для обеспечения режима непрерывной генерации. При этом в катод генераторной лампы включается сопротивление  $R_{12}$ , которое шунтировалось сопротивлениями  $R_9$  и  $R_{10}$ . После замены модулятора (сопротивление R<sub>1</sub> на рис. 3.18) величина этого сопротивления уменьшена и выполнена в виде дополнительного органа управления с вынесением его на лицевую панель генератора. Эта мера позволяет, осуществлять управление анодным током генераторной лампы, а следовательно, и выходной мощностью генератора в режиме непрерывной генерации. С целью расширения возможностей манипулирования мощностью СВЧ в анодную цепь генераторной лампы введены разъем (по типу имеющихся на генераторах серии ЛМС) и тумблер для подключения описанного выше линейного модулятора. При частоте следования импульсов до 40 кГц глубина модуляции сохраняется на уровне 100%.

**3.4.2. Базовая модель — ГСС-12.** Генератор типа ГСС-12 перекрывает диапазон 30 ÷ 100 см в длинах волн и позволяет получить на 75-омной нагрузке мощность до 1 Вт. Качественно конструкция резонаторной системы аналогична таковой для генератора ГС-6. Схемные решения отдельных узлов генератора ГСС-12 отличаются по многим параметрам от узлов генератора ГС-6. Поэтому объем доработки этого генератора существенно больше. Эксплуатация доработанных ранее генераторов показала, что более безопасен и удобен генератор с расположением линейного модулятора в составе генератора. Поэтому в объем работ была включена разработка линейного модулятора, монтируемого внутри кожуха. Кроме этого, генератор ГСС-12 оказался первым, который позволял осуществлять как местное, так и дистанционное управление с отдельного пульта (ПДУ). Новой разработки потребовали такие узлы, как стабилизатор, выпрямитель, измеритель мощности. Система коммутаций режимов облучения и обеспечение возможности дистанционного управления потребовали введения дополнительных органов управления. В генераторе ГСС-12 введена электронная защита МКЛ по току. Разработанный генератор позволяет осуществлять четыре режима облучения объектов: 1) режим непрерывной генерации, 2) режим линейной модуляции, 3) режим импульсной модуляции, 4) режим линейно-импульсной модуляции.

Разработка генератора СВЧ на базе генератора ГСС-12 включает следующие позиции:

1) замена генераторной лампы;

2) установка вентилятора для обдува радиатора генераторной лампы;

3) установка радиатора генераторной лампы;

4) введение широкополосного линейного модулятора с переносом частоты модулирующего сигнала на поднесущей частоте в цепь анода генераторной лампы;

5) введение широкополосного импульсного модулятора в цепь катода генераторной лампы;

6) введение плавного регулятора автосмещения в цепь катода генераторной лампы;

7) введение плавной регулировки анодного тока генераторной лампы;

8) введение релейной коммутации анодного напряжения генераторной лампы;

9) введение электронной защиты генераторной лампы по току с старт-стопным режимом;

10) коммутация стабилизатора анодного напряжения генераторной лампы с целью получения форсированного режима;

11) замена селеновых столбиков выпрямителя диодами;

12) установка переключателя управления прибором с местного на дистанционное;

13) установка прибора анодного тока генераторной лампы;
14) установка реверсивного двигателя РД-09 для управления связью резонатора генератора с нагрузкой как при местном, так и при дистанционном управлении;

15) исключение моста постоянного тока в измерителе выходной мощности;

16) установка разъема для контроля формы огибающей поля;

17) комплектация прибора пультом дистанционного управления.



Рис. 3.19. Принципиальная схема генератора СВЧ, разработанного на базе лабораторного измерительного генератора ГСС-12 (*a*-*ж*): *a*) — автогенератор СВЧ; *б*) — блок питания; *в*) — импульсный модулятор; *г*) — стабилизатор напряжения; *д*) — коммутатор режимов работы; *е*) — линейный модулятор; *ж*) — пульт дистанционного управления (ПДУ)

### а) Автогенератор СВЧ

Техническая характеристика разработанного генератора СВЧ: Рабочий диапазон частот 0,15 ÷ 1,0 ГГц.

Диапазон частот линейного	
модулирующего сигнала	$5 \cdot 10^{-2} \div 10^4$ Гц.
Глубина модуляции	$95 \div 97\%$ .
Параметры импульсного модулирующего сигнала:	
а) длительность импульса	$10^{-1} \div 10^{-5}$ c,
б) частота следования импульсов	до 5·10 <sup>4</sup> Гц.
Выходная мощность на нагрузке 75 Ом:	
а) в режиме непрерывной генерации	до 30 Вт,
б) в режиме импульсной модуляции	до 50 Вт.
Указанные величины выходной мощности соответст	гвуют форсирован-
ному режиму при выключенном стабилизаторе анод	ного напряжения
Амплитуда модулирующего сигнала:	
a) в режиме линейной модуляции	0,3 B,
б) в режиме импульсной модуляции	8 B.



б) Блок питания

Полная принципиальная схема генератора СВЧ на базе генератора ГСС-12 показана на рис. 3.19.

**3.4.3.** Базовая модель — ГСС-15 А. Генератор типа ГСС-15А (новое обозначение Г4-8) перекрывает диапазон 1,0 ÷ 1,6 ГГц и позволяет получить на нагрузке 75 Ом мощность до 1 Вт в штатном исполнении. Генератор собран на лампе ГИ-12Б по схеме с заземленной сеткой и изолированным катодом. Объем работ — увеличение выход-



г) Стабилизатор напряжения

ной мощности генератора, обеспечение импульсного и непрерывного режимов работы, местное и дистанционное управление генератором, обеспечение защиты основных узлов генератора и теплового режима генераторной МКЛ. С целью исключения дублирования органов управ-



*д*) Коммутатор режимов работы



е) Линейный модулятор

ления (как это сделано в модели ГСС-12) часть органов управления расположена непосредственно на ПДУ. При местном управлении ПДУ связан с генератором коротким (1 м) кабелем, при дистанционном управлении применяется кабель большей длины.

Объем работ по доработке включает следующие позиции:

1) удаление всех блоков и систем штатного исполнения, кроме трансформаторов и резонансной системы;

2) установка вентилятора для обдува генераторной МКЛ;

3) изготовление нового блока питания;



ж) Пульт дистанционного управления (ПДУ)

- 4) Установка радиатора на анод МКЛ с проточкой дна радиатора;
- 5) установка импульсного модулятора в цепи катода МКЛ;
- 6) установка плавного регулятора мощности в цепи катода МКЛ;
- 7) установка релейной коммутации анодного напряжения МКЛ;

8) установка блока тепловой защиты с старт-стопным режимом;

9) комплектация генератора ПДУ.

Выполнение указанного объема работ позволяет обеспечит следующие технические характеристики прибора:

Рабочий диапазон частот	1,0÷1,6 ГГц.
Режим импульсной модуляции:	
а) длительность импульса	$1 \div 10^{-5}$ c,
б) частота следования импульсов	$0\div 2\cdot 10^4$ Гц.
Выходная мощность на нагрузке 75 Ом:	
а) в режиме непрерывной генерации	10 Bт,

9 Тигранян Р.Э. Вопросы электромагнитобиологии

б) в режиме импульсной модуляции, в импульсе18 Вт.Амплитуда модулирующего сигнала2÷4 В.Питание220 В, 50 Гц.

Система вентиляции МКЛ с применением вентилятора марки ВН-2 показана на рис. 3.20. Принципиальная схема разработанного генератора СВЧ показана на рис. 3.21.



Рис. 3.20. Система охлаждения генераторной лампы в генераторе СВЧ, разработанном на базе лабораторного измерительного генератора ГСС-15А

В качестве замечания можно отметить, что на отдельных экземплярах ламп ГИ-11Б удавалось получать мощность, почти вдвое превышающую указанную здесь.

**3.4.4. Генераторы серии ЛМС.** Тремя генераторами этой серии плавно перекрывается диапазон длин волн 9 ÷ 100 см. Выходная мощность на 75-омной нагрузке в отдельных точках диапазона достигает величины 5 Вт. Без изменения конструкции резонаторной системы импульсная модуляция на сетку МКЛ невозможна (кроме модели ЛМС-522, диапазон длин волны 9 ÷ 16 см). Питание МКЛ генераторов серии ЛМС осуществляется от выпрямителя, собранного по двухполупериодной схеме, анодное напряжение в пределах 400 ÷ 1200 В. В штатном исполнении выпрямитель обеспечивает ток до 100 мА.



Рис. 3.21. Принципиальная схема генератора СВЧ, разработанного на базе лабораторного измерительного генератора ГСС-15А

Базовая модель — ЛМС-541. Объем работ по доработке этой модели связан в первую очередь с повышением напряжения источника анодного питания МКЛ и установкой мощного вентилятора для обдува МКЛ. Эти меры необходимы для повышения выходной мощности. Повышение напряжения питания анода МКЛ достигается за счет изменения схемы выпрямителя с двухполупериодной на мостовую, что позволяет получить на аноде МКЛ до 850 В. При доработке блока питания необходимо заменить подогревные кенотроны на полупроводниковые диоды. Генератор ЛМС-541 имеет двухконтурную резонаторную систему с раздельной настройкой анодно-сеточного и катодносеточного контуров. Поэтому возможность посадки радиатора анода МКЛ исключается и при повышенной мощности необходима установка более производительного вентилятора. Для нового вентилятора использован коллекторный двигатель постоянного тока МА-40А на напряжение 24 В при токе 2 А. При питании двигателя напряжением 15 В число оборотов в минуту крыльчатки вентилятора порядка 5000. Питание двигателя осуществляется от отдельного выпрямителя, смонтированного на шасси генератора. На рис. 3.22 показана конструкция вентилятора, обеспечивающего нормальный тепловой режим МКЛ.

В непрерывном режиме при напряжении на аноде МКЛ 600 В выходная мощность генератора составила  $25 \pm 2$  Вт по всему диапазону (18 ÷ 33 см). В импульсном режиме при напряжении на аноде МКЛ 800 В мощность в импульсе достигает 40 Вт. Полоса модулирующего сигнала в режиме линейной модуляции — 10 кГц при глубине модуляции до 95% с использованием вынесенного линейного модулятора с переносом модулирующего сигнала на поднесущей, в импульсном режиме — 100 кГц, с использованием импульсного анодного ключа минимальная длительность импульса 10 мкс. В случае необходимости реализации более коротких импульсов и режима линейно-импульсной модуляции необходима доработка катодно-сеточного контура с целью изоляции катода МКЛ по постоянному току.

Базовая модель — ЛМС-551. Доработка генератора включает повышение анодного напряжения МКЛ до 800 В путем перевода двухполупериодной схемы выпрямителя на мостовую, замены подогревных кенотронов на полупроводниковые диоды. В этой модели анод МКЛ в штатном исполнении снабжен радиатором. Обдув МКЛ производится высокопроизводительным вентилятором. В режиме непрерывной генерации и в импульсном режиме достигнутая мощность — 36 Вт на нагрузке 75 Ом. Применение выносного линейного модулятора с переносом модулирующего сигнала на поднесущей обеспечивает полосу модуляции в пределах  $5 \cdot 10^{-2} \div 10^4$  Гц при глубине модуляции до 95%. В режиме импульсной модуляции в цепи анода минимальная длительность импульса — 25 мкс.

Базовая модель — ЛМС-551 В. В описанных выше генераторах достигнута максимально возможная выходная мощность, которую способна отдавать лампа ГИ-11Б [214] при данном способе питания.



Рис. 3.22. Конструкция вентилятора для охлаждения генераторной лампы в генераторе СВЧ, разработанном на базе измерительного генератора ЛМС-541: 1 — корпус, 2 — входное сопло, 3 — крыльчатка

Для дальнейшего повышения мощности необходима замена генераторной лампы на следующий, более мощный типоразмер. В качестве базовой модели для создания мощного (до 500 Вт в импульсе и до 200 Вт в непрерывном режиме) генератора выбран генератор ЛМС-551 В, так как его резонаторная система обладает достаточно большими габаритами и наиболее приемлема для установки лампы большего размера. В качестве генераторной лампы используется металлокерамический триод ГИ-7Б. Посадочные места в коаксиальной колебательной системе генератора увеличены до необходимых размеров. С целью обеспечения возможности импульсной модуляции на катод, вывод последнего конструктивно осуществлен по схеме на рис. 3.23. В генераторе ЛМС-551 В с помощью двух четвертьволновых фильтров



Рис. 3.23. Изоляция катода металлокерамической лампы по постоянной составляющей в генераторе СВЧ, разработанном на базе измерительного генератора ЛМС-551В

в цепи катода МКЛ обеспечивается устойчивая генерация в диапазоне длин волн 30 ÷ 70 см. В генераторе установлен новый блок питания с выходным напряжением 2 кВ для питания анода МКЛ и током 0,3 А (в импульсе — до 1 А). Блок питания дополнен электронным регулятором напряжения для плавного регулирования анодного напряжения МКЛ, тепловой защитой, срабатывающей при случайном повышении анодного тока МКЛ сверх нормы, и цепями блокировки, снимающими анодное напряжение МКЛ при кратковременном отключении промышленной сети. Повторное включение возможно лишь экспериментатором. Тепловой режим генераторной лампы обеспечивается большей производительностью (до 30 м<sup>3</sup>/ч) вентилятора за счет изменения его конструкции с сохранением штатного двигателя. В импульсном режиме в цепь питания двигателя вентилятора вводится гасящее сопротивление и вентилятор работает при пониженных оборотах, обеспечивая производительность порядка 10 м<sup>3</sup>/ч. Размеры крыльчатки и улитки вентилятора такие же, как для генератора ЛМС-541. Исключение составляют посадочный размер корпуса и размеры отверстия для выброса воздуха.

Для обеспечения импульсного режима с модуляцией короткими импульсами генератор дополнен импульсным модулятором по схеме на рис. 3.16. Импульсный модулятор запускается прямоугольными импульсами положительной полярности с амплитудой 3 В, ширина импульсов варьируется от  $3 \cdot 10^{-6}$  с до  $10^{-3}$  с. Достигнутая мощность на согласованной нагрузке 75 Ом в режиме непрерывной генерации в диапазоне 30–70 см — 220 Вт, в импульсном режиме — 550 Вт.

На рис. 3.24 приводится электрическая схема блока питания, защиты и регулирования тока генератора. Стыковка этого генератора



Рис. 3.24. Электрическая схема блока питания, защиты и регулирования тока генераторной лампы

с линейным модулятором обеспечивает полосу модуляции линейным сигналом  $5 \times 10^{-2} \div 10^4$  Гц при глубине модуляции до 95%. Уровень нелинейных искажений в режиме линейной модуляции для генераторов серии ЛМС по всему тракту составляет в среднем 5%, достигая  $10 \div 12\%$  лишь на отдельных участках в диапазоне длин волн  $9 \div 100$  см.

На рис. 3.25 приводятся экспериментальные статические модуляционные характеристики по мощности генераторов серии ЛМС в диапазоне длин волн 18 ÷ 100 см, снятые в нескольких точках частотного диапазона.

### 3.5. Магнетронные и ламповые генераторы СВЧ на фиксированные частоты с широкополосной импульсной модуляцией

К числу устройств, представляющих интерес для разработки на их базе генераторов СВЧ для биологического эксперимента, можно отнести медицинские приборы для микро-



Рис. 3.25. Семейство статических модуляционных характеристик мощности по В диапазоне длин волн  $18 \div 100$ СМ для нескольких точек ПО диапазону

волновой терапии, работающие на частотах 460 МГц и 2375 МГц (см. табл. 3.2). Достаточно высокий уровень выходной мощности этих

Таблица 3.2

Тип прибора	Гип прибора Выходная мощность, Вт Частота, МГц	<b>Π</b> αστοτα ΜΓιι	Модуляция	
тип приоора		внутренняя	внешняя	
«Луч-З»	20	$2375\pm2\%$	_	_
«Луч-58-1»	$150\pm45$	$2375\pm50$	—	—
«Волна-2»	$100\pm30$	$460\pm1\%$	—	_
«Ромашка»	14,3	460	—	—

Данные медицинских приборов для микроволновой терапии

устройств позволяет получить высокие значения ППМ в случае применения в качестве облучателей прямоугольных волноводов или полосковых линий. Однако отсутствие в этих устройствах модуляторов не позволяет широко применять их в биофизическом и физиологическом экспериментах. Таким образом, разработка на базе медицинских приборов для микроволновой терапии генераторов СВЧ для биологических экспериментов требует, в первую очередь, наличия блоков, обеспечивающих режим импульсной модуляции с широкой вариабельностью параметров модулирующего сигнала. При этом необходимо учитывать, что такие приборы, как «Луч-3» и «Луч-58-1», представляют собой магнетронные генераторы с заземленным «плюсом» источника питания [216, 217]. Описанные в литературе стандартные схемы импульсных модуляторов для магнетронных генераторов [210] в данном случае не пригодны из-за технической сложности обеспечения вариабельности параметров модулирующего импульса. С другой стороны, несоблюдение требований, предъявляемых к таким параметрам модулирующего импульса, как крутизна фронтов, приводит к возникновению паразитных колебаний в магнетроне [206, 215]. Проверка работы этих приборов в штатном режиме (непрерывная генерация) показала, что из-за недостаточной габаритной мощности анодного трансформатора и малой емкости сглаживающего фильтра имеет место паразитная амплитудная модуляция выходной мощности с индексом модуляции, превышающим 0,2, что, в свою очередь, приводит к возникновению паразитных колебаний в магнетроне.

Таким образом, разработка генераторов СВЧ на длину волны 12,6 см (2375 МГц) на базе медицинских приборов для микроволновой терапии фактически представляет собой самостоятельную и довольно сложную в техническом отношении задачу.

Аппараты «Ромашка» и «Волна-2», работающие на частоте 460 МГц, представляют собой ламповые генераторы с резонаторными конструкциями контуров, причем в обоих приборах применена схема

с изолированным катодом [211, 218]. Это позволяет резко снизить объем работ по разработке генераторов СВЧ для биологических исследований.

Ниже приводится описание разработанных генераторов СВЧ на базе упоминавшихся медицинских приборов для микроволновой терапии.

**3.5.1. Магнетронные генераторы на частоту 2375 МГц с широкополосной импульсной модуляцией.** Магнетрон представляет собой автогенератор СВЧ с заземленным анодом. Эта конструктивная особенность упрощает решение задачи широкополосной импульсной модуляции магнетронных генераторов. На рис. 3.26 показана упрощенная электрическая схема питания магнетронного генератора, применяемая в медицинских аппаратах «Луч-3» и «Луч-58-1» [216, 217, 219] с включением в разрыв питания анода магнетрона электронного ключа для обеспечения режима широкополосной импульсной модуляции.



Рис. 3.26. Упрощенная схема питания магнетрона в режиме широкополосной импульсной модуляции

При таком способе коммутации анодного питания магнетрона управляющий сигнал подается на сетку электронной лампы относительно ее заземленного катода. Таким образом, отпадает необходимость в переносе модулирующего сигнала на частоте поднесущей при одновременном сохранении широкой полосы.

Ниже приводятся описание и принципиальные схемы магнетронных генераторов для биологических исследований, созданных на базе медицинских аппаратов для микроволновой терапии «Луч-3» и «Луч-58-1».

Базовая модель «Луч-З». Аппарат «Луч-З» представляет собой автогенератор СВЧ с выходной мощностью до 20 Вт. Частота генерируемых электромагнитных колебаний равна 2375 МГц. Регулировка выходной мощности генератора осуществляется путем изменения тока анода магнетрона.

Разработка генератора на базе модели «Луч-3» ставит своей целью:

 улучшение фильтрации выпрямленного анодного напряжения путем увеличения емкости фильтра и введения в фильтр дросселя;

— установку блока питания модулятора и подмодулятора;

 введение электронного ключа для коммутации цепи анода магнетрона с целью осуществления режима импульсной модуляции в широком частотном диапазоне;

— введения подмодулятора, обеспечивающего усиление управляющего импульсного сигнала до величины, необходимой для компенсации запирающего напряжения на управляющей сетке электронного ключа;

— введения цепей коммутации для перевода генератора из импульсного режима в режим непрерывных колебаний;

— установки вентилятора для обдува модуляторной лампы и магнетрона.

В качестве электронного ключа выбран модуляторный тетрод ГИ-30, обладающий достаточной электрической прочностью и мощностью рассеяния на анодах. Напряжение запирания в триодном включении при напряжении на аноде, равном 1600 В, порядка – 100 В. Управление электронным ключом осуществляется подмодулятором, собранным на транзисторах. Подмодулятор представляет собой два нормально отпертых ключа с гальванической связью. С модуляторной лампой подмодулятор также соединен гальванически. Аноды модуляторной лампы подсоединяются к блоку питания до резистора  $R_{35}$  (см. паспорт аппарата «Луч-З») через цепочку сопротивлений, позволяющих ступенчато менять величину выходной мощности генератора в импульсном режиме. Для предотвращения возникновения паразитной генерации в цепи анодов и сеток лампы ГИ-30 включены резисторы сопротивлением по 200 Ом.

В исходном состоянии лампа ГИ-30 заперта отрицательным напряжением, снимаемым с коллектора транзистора  $V_2$  (см. рис. 3.27, *a*). При подаче на базу транзистора  $V_1$  прямоугольного импульса положительной полярности транзистор  $V_1$  запирается и в результате гальванической связи запирается транзистор  $V_2$ . При этом потенциал сеток лампы ГИ-30 относительно катода становится равным нулю и на магнетрон подается напряжение питания. В течение времени, равного длительности отпирающего импульса, магнетрон генерирует высокочастотные колебания. Полная принципиальная схема модулятора приводится на рис. 3.27, *a*. На рис. 3.27, *б* показана схема подключения к сети генератора СВЧ совместно с блоком модуляции.

Модулятор и подмодулятор выполнены в виде отдельного блока, соединяемого с аппаратом «Луч-З» с помощью трех разъемов. На два разъема подается напряжение питания анодной цепи магнетрона, снимаемое с емкости  $C_2$  фильтра аппарата. На третий разъем подается напряжение сети питания 220 В, 50 Гц. Для возможности перевода аппарата «Луч-З» с импульсного режима в непрерывный, «плюс» напряжения питания анодной цепи магнетрона подается на разъем через тумблер. Второе положение тумблера используется для подачи этого же напряжения на резистор  $R_{35}$ , и таким образом восстанавливается на лицевой панели аппарата «Луч-З» над кнопкой контроля; разъемы —



Рис. 3.27. СВЧ генератор с широкой полосой модулирующего сигнала, разработанный на базе аппарата «Луч-З»: *а* — принципиальная схема блока модуляции; *б* — схема подключения к промышленной сети 220 В

на задней панели. На лицевой панели блока модуляции расположен тумблер для включения вентилятора (тип BH-2) и блока питания модулятора и подмодулятора. Вентилятор необходим для охлаждения баллона модуляторной лампы и магнетрона, так как в импульсном режиме через магнетрон протекает существенно больший ток, чем в режиме непрерывной генерации. Вентилятор крепится на крышке аппарата, на которой предварительно выбирается отверстие под кожух вентилятора. Блок модуляции имеет установочные размеры такие же, как и сам аппарат, и размещается на корпусе аппарата сверху так, чтобы поток воздуха, направляемый вентилятором, обдувал модуляторную лампу снизу. Дно корпуса блока модуляции и верхняя крышка снабжены перфорацией для прохода потока воздуха. На задней панели блока модуляции расположены ответные разъемы для подсоединения к аппарату при помощи трех соединительных кабелей. На лицевой панели блока модуляции расположены также контрольные неоновые лампы, сигнализирующие о включенном состоянии вентилятора и блока питания, модулятора и подмодулятора, разъем для подачи модулирующих импульсов и переключатель для установки уровня выходной мощности.

Параметры генератора следующие:

— амплитуда импульсов, В	2;
— длительность импульсов, с	$5 \cdot 10^{-6} \div 50 \cdot 10^{-3};$
— частота следования импульсов, Гц	$0 \div 5 \cdot 10^3;$
— пределы регулирования мощности	
в импульсе, Вт	$10 \div 100;$
— средний начальный ток магнетрона в	
отсутствие импульсов, А	$3 \cdot 10^{-3}$ .

Необходимо отметить, что при некоторых соотношениях длительности импульсов и частоты их следования при больших длительностях импульсов амплитуда импульсов к концу действия импульса уменьша-

ется до 50% от начального значения. Кроме этого, возможно возбуждение паразитных колебаний в магнетроне, особенно если нагрузка плохо согласована с генератором. Желательна установка вентиля между генератором и нагрузкой. На выходе генератора необходимо включение ответвителя с детекторной секцией для наблюдения формы импульсов на экране осциллографа.

Базовая модель — «Луч-58-1». Аппарат «Луч-58-1» представляет собой автогенератор, работающий на частоте 2375 МГц и обеспечивающий на нагрузке 75 Ом мощность до 150 Вт. Регулировка выходной мощности осуществляется путем изменения тока анода магнетрона. Отличительной особенностью является уменьшение напряжения питания накала магнетрона с повышением величины выходной мощности и его полное отключение на последних ступенях регулирования выходной мощности. Основные позиции разработки те же, что и для аппарата «Луч-3», однако в связи с существенно большей выходной мощностью и более высокими значениями напряжения и тока анода магнетрона объем работ намного больше.

В качестве электронного ключа используются две параллельно включенные лампы ГИ-30, еще одна такая же лампа используется в выходной ступени подмодулятора с заземленным анодом, что позволяет до минимума снизить число ступеней. Первая ступень представляет собой нормально запертый ламповый ключ V<sub>1</sub> с реостатноемкостной связью со второй ступенью. Вторая ступень подмодулятора представляет собой нормально отпертый ламповый ключ V<sub>2</sub> и гальванически связана с модулятором — двумя параллельно соединенными модуляторными тетродами ГИ-30 (V3 и V4), включенными триодами. Исходное состояние модулятора — запертое. При подаче на сетку лампы V<sub>1</sub> прямоугольного импульса положительной полярности лампа V<sub>1</sub> отпирается и отрицательным импульсом с анода запирает лампу  $V_2$ . При этом разность потенциалов на участке «сетка-катод» ламп  $V_3$ и V<sub>4</sub> становится равной нулю и через магнетрон начинает течь ток. При этом магнетрон генерирует радиоимпульс СВЧ. По окончании импульса лампа  $V_1$  запирается, потенциал на ее аноде растет и лампа  $V_2$ , отпираясь, запирает лампы  $V_3$  и  $V_4$ . Ток через магнетрон прекращается, что приводит к срыву СВЧ колебаний. С целью повышения мощности в импульсе и снижения индекса паразитной модуляции, имеющей место в штатном исполнении аппарата «Луч-58-1», фильтр  $C_4C_5$  (см. паспорт аппарата «Луч-58-1») дополняется двумя конденсаторами емкостью по 2 мкФ с рабочим напряжением 4 кВ, включенными параллельно между «плюсом» и «минусом» источника питания магнетрона. Конденсаторы  $C_6$  и  $C_7$  из схемы исключаются с целью реализации коротких импульсов СВЧ. В результате, после запирания модуляторных ламп ток через магнетрон прекращается скачком, что позволяет получить крутой спад импульса напряжения на аноде магнетрона. Для плавного спада напряжения на вновь установленных емкостях последние шунтируются тремя последовательно включенными сопротивлениями МЛТ-1,0-2,0.

При повышении анодного напряжения магнетрона до 3 кВ наблюдается пробой между катодом магнетрона и первичной обмоткой трансформатора  $T_2$ , так как эти напряжения выведены на одну контактную планку. Поэтому вывод  $\mathbb{N}$  22 обмотки трансформатора  $T_2$  следует отсоединить от общей контактной планки. В освободившееся гнездо монтируется изоляционная стойка высотой  $25 \div 30$  мм, на которой крепится вывод обмотки  $\mathbb{N}$  22 и провод, питающий накал магнетрона и находящийся под высоким напряжением (3 кВ).

Режим питания накала магнетрона в импульсном режиме должен иметь автономию, поскольку он зависит в данном случае от скважности. Поэтому отводы сопротивления R15 отпаиваются от галеты  $S_{4,2}$ переключателя  $S_4$  (верхняя галета в переключателе) и монтируются на вновь устанавливаемом переключателе с равным числом переключений. Эта мера позволяет регулировать режим накала магнетрона независимо от положения переключателя  $S_4$ , определяющего уровень выходной мощности генератора. Для контроля напряжения накала магнетрона генератор снабжен дополнительным измерительным прибором, установленным на лицевой панели.

С целью исключить задачу «развязки» питающего магнетрон высокого напряжения от управляющего сигнала катоды модуляторных ламп соединены с корпусом, а аноды подключены к «—» прибора  $P_1$ . Поскольку в данном случае отпадает необходимость контроля напряжения сети (что необходимо при использовании аппарата «Луч-58-1» по его прямому назначению) и учитывая, что при включении в цепь питания магнетрона вывод «—» прибора  $P_1$  находится под высоким напряжением относительно корпуса (сети), из схемы исключается переключатель  $S_1$  и цепь  $V_1R_1R_2$ . Таким образом, прибор  $P_1$  выполняет функции измерителя тока анода магнетрона и наличия генерации колебаний СВЧ.

Блок питания модулятора и подмодулятора обеспечивает следующие напряжения и токи:

- $U_1 = -12$  В, 5 мА напряжение запирания сетки первой лампы  $V_1$ ;
- $U_2 = +300$  В, 30 мА напряжение питания анода лампы  $V_1$ ;
- $U_3 = -600$  В, 100 мА напряжение питания анода лампы  $V_2$ ;
- $U_4 = 12,6$  В, 4 А напряжение питания цепей накала ламп  $V_2$ ,  $V_3, V_4$ ;
- U<sub>5</sub> = 6,3 В, 1 А напряжение питания цепи накала лампы V<sub>1</sub> (возможно питание цепей накала всех ламп напряжением 6,3 В при токе 9 А).

Включение блока питания модулятора и подмодулятора происходит ступенчато. При включении переключателя  $S_3$  «компенсатор» с выводов № 17–19 сетевой обмотки трансформатора  $T_2$  через однополупериодный выпрямитель  $V_1C_1$  (рис. 3.28, *a*) подает напряжение на реле  $K_1$ , которое своими контактами замыкает цепь питания первичной обмотки сетевого трансформатора блока питания ламп  $V_1 \div V_4$ . При этом на



Рис. 3.28. СВЧ генератор с широкой полосой модулирующего сигнала, разработанный на базе аппарата «Луч-58-1»: *а* — блок-схема; *б* — принципиальная схема блока модуляции

блок модуляции подается только напряжение питания цепей накала. Через 1–5 мин, необходимых для прогрева ламп, сработает блок автоматики аппарата «Луч-58-1» и при включении переключателя  $S_4$  на первичную обмотку трансформатора  $T_1$  будет подано напряжение 127 В. К № 1 и 4 первичной обмотки трансформатора  $T_1$  подключено реле  $K_2$ , обеспечивающее при срабатывании своими контактами готовность питающих напряжений -600 В, +300 В и -12 В, которые через дополнительно устанавливаемый тумблер  $S_1$  подаются на блок модуляции. Если генератор используется в импульсном режиме, тумблер  $S_1$  включен. При этом, пока на вход подмодулятора не будут поданы импульсы запуска, генерация СВЧ отсутствует. Если генератор используется в режиме непрерывной генерации, тумблер  $S_1$  не включен и модуляторные лампы  $V_3$  и  $V_4$  отперты. При этом через магнетрон течет ток и генерируются колебания СВЧ. Тумблер  $S_1$  устанавливается на место штатного тумблера  $S_1$ . На лицевой панели установлен также разъем для подсоединения кабеля от генератора импульсов.

В процессе разработки генератора выяснилось, что необходим текущий контроль формы огибающей в режиме импульсной модуляции. С этой целью в генератор введен ненаправленный ответвитель (использована коаксиальная система от аттенюатора Д4-4) с ослаблением порядка 40 дБ, выход которого нагружен на детекторную секцию. Напряжение с выхода детектора подается на разъем, установленный на лицевой панели генератора для наблюдения формы огибающей на осциллографе. Разработанный на базе аппарата «Луч-58-1» генератор СВЧ обладает следующими техническими характеристиками:

— частота несущей

- 2375 MГц;
- напряжение питания анода магнетрона
   3 кВ;
- максимальное значение выходной мощности в импульсе
- длительность импульсов  $1,5 \cdot 10^{-6} \div 10^{-2}$  с;
- частота следования импульсов
- амплитуда модулирующих импульсов максимальная
- полярность импульсов

Поскольку в разработанном генераторе напряжение магнетрона превышает штатную величину для аппарата «Луч-58-1», то необходимо провести измерение мощности и в непрерывном режиме на всех ступенях регулирования мощности. На рис. 3.28, *а* приводится блок-схема разработанного генератора, на рис. 3.28, *б* — принципиальная схема блока модуляции. В качестве реле  $K_1$  может быть использовано реле MKУ-48 на напряжение 12 В. Если использовать выводы обмотки № 17–21, то можно применить реле MKУ-48 на напряжение 24 В. В качестве реле  $K_2$  использовано реле ПЭ20 на 127 В. Блок модуляции и емкости 2,0 × 4 кВ размещаются на втором этаже шасси аппарата «Луч-58-1», блок питания — на первом этаже.

**3.5.2. Ламповые генераторы на частоту 460 МГц с широкополосной импульсной модуляцией.** Эти генераторы строятся на базе медицинских приборов для ДЦВ терапии «Ромашка» и «Волна-2» [209, 218]. Оба аппарата представляют собой автогенераторы СВЧ, построенные по двухконтурной схеме на триодных МКЛ с изолированным катодом. Последнее обстоятельство позволяет применить схему транзисторного ключа в цепи катода МКЛ в качестве широкополосного модулятора. В штатном исполнении в режиме непрерывной генерации выходная мощность (максимальная) аппарата «Ромашка» — 14 Вт, аппарата «Волна-2» — 100 Вт. На рис. 3.29 приводятся схемы питания МКЛ этих аппаратов. Регулировка выходной мощности в аппарате «Ромашка» осуществляется с помощью резистора, включенного в цепь

10 B;

0,5 кВт:

положительная.

до 50 кГц;

катода МКЛ, в аппарате «Волна-2» — изменением величины анодного напряжения МКЛ.



Рис. 3.29. Упрощенные схемы питания генераторной лампы медицинских аппаратов: *а* — «Ромашка»; *б* — «Волна-2»

Базовая модель — «Ромашка». Наличие в аппарате «Ромашка» стабилизатора напряжения в цепи питания анода МКЛ позволяет получить в импульсном режиме бо́льшую мощность, по сравнению с штатным режимом путем повышения напряжения питания анода МКЛ. При этом, правда, существенно увеличивается пульсация напряжения на аноде МКЛ при больших длительностях импульсов.

Для реализации импульсного режима необходимо предварительно выполнить следующие пункты (позиции указаны согласно паспорту аппарата «Ромашка»):

1. В соответствии с порядком разборки аппарата (см. техническое описание и инструкцию по эксплуатации аппарата «Ромашка», с. 30) разобрать корпус аппарата для доступа к деталям.

2. Отпаять резисторы  $R_{11}$ ,  $R_{12}$  от корпуса.

3. Отпаять резистор  $R_{14}$  от шины «минус» источника анодного питания МКЛ.

4. К шине «минус» источника анодного питания МКЛ припаять переменный резистор ППЗ-680 Ом.

5. На плате из стеклотекстолита смонтировать транзисторный ключ (транзистор типа n-p-n с током коллектора не менее 0,2 А и граничной частотой не менее 1 МГц), исходное состояние — запертое.

6. Демонтировать измеритель мощности.

7. Просверлить отверстие диаметром 3 мм в боковой стенке корпуса измерителя мощности.

8. К выводу «плюс» прибора измерителя мощности припаять монтажный провод и пропустить через отверстие.

9. Собрать измеритель мощности и смонтировать на месте.

10. На передней панели (со стороны ручки для переноски аппарата) просверлить два отверстия для установки малогабаритных разъемов

СР-50 — один рядом с измерителем мощности, второй — ближе к выключателю сети.

11. К разъему, расположенному рядом с измерителем мощности, припаять провод п. 8.

12. Рядом с разъемом, смонтированным вблизи выключателя сети, установить монтажную плату транзисторного ключа и припаять разделительный конденсатор («плюсом» к разъему) между разъемом и базой транзистора.

13. На передней панели смонтировать переключатель П2К — одна кнопка с фиксацией в нажатом состоянии, с помощью которой осуществляется переключение режимов работы — импульсный и непрерывный.

Выполнив пункты 1–13, собрать схему согласно рис. 3.30. Закончив монтаж, отпаять от изоляционной стойки черный провод, идущий



Рис. 3.30. СВЧ генератор с широкой полосой модулирующего сигнала, разработанный на базе аппарата «Ромашка» (переключатель в положении режима непрерывной генерации — штатный режим)

к аноду МКЛ, и в разрыв включить миллиамперметр лабораторный. Включить аппарат согласно инструкции, предварительно поставив переключатель  $S_1$  в положение «импульсный режим». Движком потенциометра делителя установить величину сопротивления, при котором ток через измерительный прибор станет равен нулю. Это положение соответствует полному запиранию МКЛ, и генерация колебаний СВЧ отсутствует. Выключить аппарат, провод анода МКЛ припаять на место. К разъемам подключить генератор прямоугольных импульсов положительной полярности и осциллограф. Включить аппарат и, плавно увеличивая амплитуду импульсов до  $2 \div 3$  В, наблюдать на экране осциллографа огибающую поля. При этом аппарат должен быть нагружен на эквивалент нагрузки, согласно рекомендациям, данным в техническом описании.

Перевод из импульсного режима в непрерывный и обратно желательно производить при отключенном аппарате во избежание обгорания контактов переключателя П2К. Генератор в импульсном исполнении обладает следующими параметрами:

1. Частота несущей

460 МГц.

16 BT:

2. Мощность в импульсе максимальная:

а) при питании анода МКЛ стабилизированным напряжением

б) при питании анода МКЛ нестабилизированным напряжением, снимаемым с анода лампы 6С41С, 22 Вт.

3. Длительность импульса

 $0,5 \cdot 10^{-6} \div 15 \cdot 10^{-3}$  с. до  $5 \cdot 10^5$  Гц.

в пределах 5 В.

положительная.

4. Частота следования импульсов

5. Амплитуда запускающих импульсов

6. Полярность импульсов **Базовая молель** «Волна-2». В

Базовая модель «Волна-2». В аппарате «Волна-2» широкополосная импульсная модуляция осуществляется с помощью катодного транзисторного ключа. Схемное решение цепей питания и контроля токов и напряжений позволяет осуществить перевод данного аппарата в импульсный режим без каких-либо переделок внутри самого аппарата. Модулятор размещается внутри небольшого корпуса, одна из стенок которого выполнена из изолирующего материала (оргстекло, текстолит). На этой стенке крепятся три пары приборных вилок так, чтобы они могли войти в гнезда « $I_g$ », « $I_a$ » и « $U_a$ », расположенные на боковой стенке аппарата. Для перевода аппарата в импульсный режим необходимо выполнить следующие операции:

1. Гнездо «—» на разъеме « $U_a$ » соединить с гнездом «—» разъема « $I_g$ ».

2. Убрать замыкающую вилку из гнезда «І<sub>g</sub>».

3. Убрать замыкающую вилку из гнезда «І<sub>а</sub>».

4. Гнездо «+» разъема « $I_a$ » соединить с коллектором транзистора КТ 908 А.

5. В разрыв разъема «*I*<sub>a</sub>» поставить резистор 20 кОм.

6. Гнездо «+» разъема « $U_a$ » соединить через резистор 300 кОм с гнездом «+» разъема « $I_a$ ».

7. Базу транзистора КТ908А через резистор 5 Ом соединить с эмиттером транзистора КТ604Б.

8. Эмиттер транзистора КТ908А соединить с гнездом «—» разъема « $U_a$ » или « $I_g$ ».

Эти операции позволяют реализовать схему широкополосной импульсной модуляции, показанную на рис. 3.31. На корпусе модулятора установлен приборный разъем для подключения кабеля от устройства модуляции. Все перечисленные операции выполняются печатным монтажом на фольгированном гетинаксе (стеклотекстолите). В соответствующих местах крепятся на гайках с последующей пропайкой приборные вилки. В запертом состоянии транзистора падение напряжения на резисторе 20 кОм должно быть равно +60 В ÷ 120 В (относительно корпуса). Если при этом МКЛ полностью не запирается, необходимо увеличить сопротивление этого резистора так, чтобы полностью пре-



Рис. 3.31. Широкополосный импульсный модулятор к аппарату «Волна-2»

кратился ток через МКЛ. С целью уменьшения индекса паразитной амплитудной модуляции в штатный фильтр дополнительно включена ячейка *RC*. Транзистор КТ908А модулятора крепится на радиаторе площадью 100 ÷ 150 см<sup>2</sup>. Технические характеристики генератора в импульсном режиме следующие:

1. Частота следования импульсов	50 кГц.
2. Длительность импульсов	$10^{-5} \div 10^{-2}$ c.
3. Мощность в импульсе	150 Bт.
4. Индекс паразитной амплитудной модуляции	0,05.

### 3.6. Транзисторные генераторы СВЧ

В настоящее время промежуточные и выходные каскады передающих устройств СВЧ малой и средней мощности часто выполняют на транзисторах [78]. Достаточно развитые сейчас методы суммирования мощности позволяют создать полупроводниковые передатчики с выходной мощностью до единиц киловатт и выше в длинноволновой части СВЧ-диапазона.

**3.6.1. Особенности мощных транзисторов СВЧ.** При применении мощных транзисторов в СВЧ-диапазоне возникает ряд трудностей, обусловленных физическими ограничениями на максимальные напряжения между электродами транзистора и максимальную плотность тока эмиттера. Частотные свойства усилительных транзисторов характеризуются значением максимальной частоты усиления  $f_{y \max}$ , при превышении которой коэффициент усиления транзистора по мощности  $K_P$  в малосигнальном режиме становится меньше 3 дБ.

Ограничивающим фактором является и эффект оттеснения, когда при высоких уровнях инжекции ток неосновных носителей заряда оттесняется к краю эмиттера и поэтому плотность его определяется не всей площадью эмиттера, а только ее частью, расположенной вблизи периметра. Так как существует предельное значение плотности эмиттерного тока, превышение которого ведет к разрушению прибора, эффект оттеснения ограничивает мощность транзистора.

Если же создать многоэмиттерные транзисторы, эмиттер которых выполнить в виде большого числа параллельно соединенных ячеек, то удается значительно увеличить отношение периметра эмиттера к его суммарной площади. Это в свою очередь позволяет увеличить ток, практически не увеличивая емкости переходов, и, следовательно, повысить мощность при одновременном увеличении граничной частоты.

3.6.2. Анализ работы транзисторных усилителей мощности (ТУМ) СВЧ. При анализе работы ТУМ используют статические характеристики транзисторов (рис. 3.32). Удобные аналитические зависимости получают путем их линейной аппроксимации (пунктир). Параметрами аппроксимированных характеристик являются крутизна S, напряжение сдвига E' (рис. 3.32, *a*), а также крутизна линии критического режима S<sub>кр</sub>. Оптимальным по выходной мощности (по коэффициенту усиления) и по к.п.д. на низких частотах является критический режим. Существенное падение усиления в этом частотном диапазоне происходит только в перенапряженном режиме. В диапазоне же СВЧ, где, как правило, рабочие частоты близки к граничной частоте транзистора  $f_{rp}$ , усиление заметно снижается уже в недонапряженном режиме. На рис. 3.32, б область значительного усиления по мощности ограничена слева линией А, называемой линией граничного режима. Там же изображена и линия критического режима Б. Крутизна линии граничного режима S<sub>гр</sub> меньше крутизны линии критического режима S<sub>кр</sub> и может быть оценена по формуле

$$S_{
m rp} = 15 P_{
m bbin}/E_{
m k}^2$$
,

где  $P_{\text{вых}}$ , Вт — выходная мощность, а  $E_{\kappa}$ , В— напряжение коллекторного питания транзистора в типовом режиме работы.

В области высоких и сверхвысоких частот при анализе работы ТУМ приходится учитывать инерционные явления, связанные с конечным временем движения носителей, а также емкости *p*-*n*-переходов и индуктивности выводов транзисторов.

**3.6.3. Практическая реализация согласующих и корректирующих цепей. Элементы конструкции ТУМ.** Транзисторные усилители СВЧ с точки зрения конструкции в большинстве случаев являются г ибридными устройствами: транзистор — это навесной элемент; входную и выходную согласующие цепи и цепи питания выполняют по пленочной технологии на диэлектрических подложках.



Рис. 3.32. Статические характеристики транзистора: *1* — область отсечки; *2* — активная область; *3* — область насыщения

При изготовлении электрических цепей ТУМ наиболее удобным типом фидерного тракта является микрополосковая линия (МПЛ). Однако область частот, в которой целесообразно применять МПЛ, ограничена. Обычно МПЛ не рекомендуют применять на частотах ниже 100 МГц, поскольку отрезки СВЧ-цепей становятся слишком длинными. Применение МПЛ на высоких частотах сопровождается увеличением потерь и возрастанием возможности возбуждения в линии волн высших типов. Поэтому рабочая частота должна быть ниже критической частоты поперечной электрической волны самого низкого порядка:

$$f < f_{\rm kp} = 75/(h\sqrt{\varepsilon-1}\,),$$

где h выражено в мм; f — в ГГц. Длина волны в линии, а следовательно, и размеры многих элементов СВЧ-цепей определяются эффективной диэлектрической проницаемостью  $\varepsilon_{\rm эф\phi}$ :

$$\lambda_{\pi} = \lambda / \sqrt{\varepsilon_{\vartheta \phi \phi}},$$
  
$$\varepsilon_{\vartheta \phi \phi} = \frac{\varepsilon + 1}{2} + \frac{\varepsilon - 1}{2} \left( 1 + \frac{10h}{W} \right)^{-1/2}$$

При создании схем ТУМ сосредоточенные элементы рассчитанных цепей можно заменять распределенными, представляющими собой отрезки МПЛ определенной длины с определенным волновым сопротивлением, и выполнять их по пленочной технологии в планарном исполнении. Однако использование сосредоточенных реактивных элементов позволяет в ряде случаев значительно уплотнить монтаж схемы. Можно считать, что индуктивные катушки и конденсаторы имеют свойства элементов с сосредоточенными параметрами, если их размеры малы по сравнению с длиной волны в линии [составляют не более  $(0,05 \div 0,1)\lambda_{\pi}$ ]. Сосредоточенные индуктивности выполняют в виде витка МПЛ (рис. 3.33, *a*), в виде круглой и квадратной спиральной катушки (рис. 3.33, *б*, *в*) либо в виде отрезка МПЛ с большим волновым сопротивлением (рис. 3.33, *г*). Варианты выполнения сосредоточенной емкости показаны на рис. 3.33, *д*, *e*, причем емкость (рис. 3.33, *д*) включена в линию параллельно.



Рис. 3.33. Конструкции сосредоточенных индуктивностей (*a-г*), емкостей (*д-ж*): *1* — изолирующая прокладка

В некоторых случаях, особенно в длинноволновой части СВЧдиапазона, используют микроконденсаторы (рис. 3.33, ж), имеющие форму прямоугольного параллелепипеда, две противоположные стороны которого металлизированы и облужены. С возрастанием рабочей частоты увеличиваются технологические трудности изготовления элементов с сосредоточенными параметрами и растут потери в них. Поэтому область применения таких элементов в настоящее время ограничена частотами 2–3 ГГц. Формулы для расчета параметров сосредоточенных элементов сведены в табл. 3.3.

Конфигурации наиболее часто используемых распределенных элементов и их эквивалентные схемы без учета паразитных параметров типа краевых емкостей отрезков линий, различного рода неоднородностей (углов, скачкообразных изменений ширины проводников и т.д.) представлены в табл. 3.4. Здесь же даны формулы для расчета их параметров.

Отметим, что в реальных схемах с распределенными элементами эквивалентные емкости и индуктивности зависят от частоты. Все это вызывает отклонения частотных характеристик цепей от расчетных, причем эти отклонения определяются числом элементов исходной цепи, видом частотной характеристики, электрическими длинами используемых отрезков. Для цепей с распределенными элементами при чебышевской форме частотной характеристики исходной цепи рекомендуется ограничивать максимальные электрические длины используемых

### Таблица 3.3

Параметры сосредоточенных элементов	Расчетные формулы <sup>1</sup> )
Индуктивность витка, нГ (см. рис. 3.33, <i>а</i> )	$L = 0.2\pi D_{\kappa} [2.3 \lg(4D_{\kappa}/W) - 0.5]$
Размер <i>D</i> и индуктивность, нГ, круглой спиральной катушки (см. рис. 3.33, <i>б</i> )	D = d + (2N - 1)b + 2W; $L = [5(D + d)^2 N^2] / (15D - 7d)$
Размер <i>D</i> и индуктивность, нГ, квадратной спиральной катушки (см. рис. 3.33, <i>в</i> )	D = d + (2N - 1)b + 2W; $L = (6(D + d)^2 N^2] / (15D - 7d)$
Индуктивность отрезка МПЛ с большим волновым сопротивле- нием, нГ (см. рис. 3.33, <i>г</i> )	$\begin{split} L &= 0.2l[\ln(8h/W) + (0.177W)^2/h^2];\\ W/h \leqslant 2; \ L &= 0.628l/\{0.5W/h + 0.9 + \\ + 0.318\ln[W/(2h) + 0.94]\}; \ W/h > 2 \end{split}$
Емкость расширенного участка МПЛ, пФ (см. рис. 3.33, ∂)	$C = 0,884 \cdot 10^{-2} \varepsilon S/h$
Емкость пленочного конденсатора, пФ (см. рис. 3.33, <i>e</i> )	$C = 0.88\overline{4 \cdot 10^{-2}}\varepsilon S/d$

отрезков на центральной частоте рабочего диапазона значением, рассчитываемым по соотношению, рад:

$$\Theta_{$$
эл max  $\lesssim 2\pi/5 - 0,5(\omega_{\scriptscriptstyle 
m B}-\omega_{\scriptscriptstyle 
m H})/(\sqrt{\omega_{\scriptscriptstyle 
m B}\omega_{\scriptscriptstyle 
m H}}\,) - 0,15n,$ 

где *n* — число реактивных элементов.

При переходе от исходных цепей с сосредоточенными элементами к цепям с распределенной структурой количество расчетных соотношений становится меньше, чем число подлежащих определению характеристик. Это объясняет определенную свободу выбора параметров и дает возможность удовлетворить дополнительным технологическим или конструктивным требованиям.

На этапе технического проектирования для оптимизации частотных характеристик усилителя целесообразно использовать ЭВМ. При этом обычно ставится задача так называемого параметрического синтеза, т. е. оптимального выбора числовых значений параметров согласующих или корректирующих цепей. В качестве целевой функции, подлежащей минимизации, используют максимум коэффициентов отражения на входе и выходе усилителя в рассматриваемой полосе частот. При синтезе цепей обычно накладывают ограничения на предельные конструктивно выполнимые значения волновых сопротивлений:  $10 \leq Z_0 \leq 100-150$ , Ом.

<sup>&</sup>lt;sup>1</sup>) Все размеры в мм; N — число витков; b — шаг спирали.

#### Таблица 3.4

Вид распределенно-	Варианты эквивалентной цепи с сосредоточенными эле-	
го элемента	ментами и формулы для их расчета	
$ heta_{\scriptscriptstyle \mathfrak{I} \pi} \leqslant \pi/4 \ (l \leqslant \lambda_{\scriptscriptstyle \pi}/8)$	$L = \frac{\sin \theta_{\scriptscriptstyle \mathfrak{I},\mathrm{I}}}{\omega} Z_{0};$ $C = \frac{\operatorname{tg}(\theta_{\scriptscriptstyle \mathfrak{I},\mathrm{I}}/2)}{Z_{0}\omega}$	$L = \frac{\operatorname{tg}(\theta_{\scriptscriptstyle \mathfrak{I}\pi}/2)}{\omega} Z_0;$ $C = \frac{\sin \theta_{\scriptscriptstyle \mathfrak{I}\pi}}{Z_0 \omega}$
$ heta\leqslant\pi/4 \ (l\leqslant\lambda_{\pi}/8)$	$L = rac{8 heta_{\scriptscriptstyle  extsf{9}\pi}}{\pi^2\omega} Z_0;$ $C = rac{ heta_{\scriptscriptstyle  extsf{9}\pi}}{2\omega Z_0}$	$L=rac{\mathrm{tg} heta_{\scriptscriptstyle 3\!$
$egin{aligned}  heta_{\scriptscriptstyle 3\!$	$L = \frac{\theta_{\Im,\Pi} Z_0}{2\omega};$ $C = \frac{8\theta_{\Im,\Pi}}{\pi^2 \omega Z_0}$ $L = \frac{\sin \theta_{\Im,\Pi^2}}{\omega} Z_{02} + \frac{\operatorname{tg}(\theta_{\Im,\Pi^1}/2)}{\omega} Z_{01};$ $C = \frac{\operatorname{tg}(\theta_{\Im,\Pi^2}/2)}{\omega} + \frac{\sin \theta_{\Im,\Pi^1}}{\omega} Z_{01};$	$C = rac{\mathrm{tg} heta_{\mathrm{эл}}}{Z_0\omega}$ при $ heta_{\mathrm{эл}} < \pi/10;$ $C pprox 3,33 \cdot 10^3 rac{l}{Z_0}  imes$ $ imes \sqrt{arepsilon_{\mathrm{эф}} \phi}$ , п $\Phi$
$ heta_{{}_{\mathfrak{I}}{}_{\mathfrak{I}}{}_{\mathfrak{I}}{}_{\mathfrak{I}}; heta_{{}_{\mathfrak{I}}{}_{\mathfrak{I}}{}_{\mathfrak{I}}{}_{\mathfrak{I}}\leqslant\pi/4$	$C = \frac{\sigma_{\rm S}(\sigma_{\rm 3012}/2)}{\omega Z_{02}} + \frac{\sigma_{\rm M}\sigma_{\rm 301}}{\omega Z_{01}}$	
$ heta_{ m эл1}; heta_{ m эл2}\leqslant\pi/4$	$L = \frac{8\theta_{\mathfrak{s}\mathfrak{n}2}}{\pi^2\omega} Z_{02};$ $C = \frac{\theta_{\mathfrak{s}\mathfrak{n}2}}{2\omega Z_{02}} + \frac{\operatorname{tg}\theta_{\mathfrak{s}\mathfrak{n}1}}{\omega Z_{01}}$	

На рис. 3.34 представлены принципиальная схема (а) широкополосного ТУМ дециметрового диапазона длин волн и пример ее конструктивной реализации (б). Усилители, выполненные по такой схеме, обеспечивают коэффициент усиления 7-10 дБ при к. п. д. свыше 45% в полосе примерно  $\pm 20\%$  от центральной частоты. Емкости  $C_1$  и  $C_9$ разделительные, емкость  $C_6$  — блокировочная. Дроссели  $L_2$  и  $L_3$  обеспечивают режим по постоянному току. Длина отрезка, образующего индуктивность L<sub>2</sub>, равна четверти длины волны на средней частоте диапазона. Индуктивность L<sub>3</sub>, кроме того, компенсирует на средней частоте диапазона влияние выходной емкости транзистора. Входная цепь усилителя ( $C_2 + C_3$ ;  $L_1$ ;  $C_4 + C_5$ ;  $L_{\text{вх}}$ ) является корректирующей двухсекционной цепью типа ФНЧ. Выходная цепь L<sub>4</sub>; C<sub>8</sub> + C<sub>7</sub> двухэлементный фильтр НЧ с ограниченной полосой пропускания. Конструктивно емкости C<sub>2</sub>, C<sub>7</sub> и все индуктивности выполнены из отрезков микрополосковых линий. Возможность изменения индуктивностей и емкостей за счет подключения соответствующих перемычек позволяет настраивать усилитель. Емкости  $C_1, C_3, C_4, C_5, C_6, C_8, C_9 -$ 



Рис. 3.34. Принципиальная схема ТУМ дециметрового диапазона длин волн (*a*) и его топология (б)

сосредоточенные. Весь усилитель выполнен на плате из керамики 22XC или поликора, его размер  $48 \times 30 \times 1$ , транзистор — КТ913Б.

Убрав из приводимой на рис. 3.34 схемы ТУМ входной и выходной фильтры и введя положительную обратную связь, ТУМ можно перевести в режим генерации колебаний и таким образом реализовать автогенератор СВЧ. Подстроечным конденсатором  $C_7$ , удлинив ручку ротора и выведя ее на лицевую панель генератора, можно будет в небольших пределах подстраивать режим генератора при различных нагрузках. Введя детекторную секцию на основе микрополосковой линии, можно будет определять режим оптимального согласования генератора и нагрузки по максимальному показанию измерительного прибора. Импульсную модуляцию СВЧ колебаний осуществляют с помощью эмиттерного повторителя, включенного последовательно с автогенератором. Принципиальная схема автогенератора СВЧ с импульсным модулятором приводится на рис. 3.35.

Для контроля величины коллекторного тока (мощности СВЧ) в схему введен амперметр Р1 с током полного отклонения 1 А. Отмеченная нумерация элементов схемы соответствует таковой на рис. 3.34. Номиналы и нумерация новых элементов устанавливаются после настройки автогенератора и модулятора.

В качестве импульсного ключа может использоваться транзистор КТ815 или КТ817, площадь радиатора — порядка 10 см<sup>2</sup>. Тумблером SA1 выбирают режим генерации. При замыкании тумблера генератор переходит в режим непрерывной генерации. В качестве VD1 может использоваться любой маломощный СВЧ диод. Приводимую на рис. 3.34 схему ТУМ можно перевести в режим автогенератора, также введя



Рис. 3.35. Автогенератор СВЧ с импульсной модуляцией

положительную обратную связь с коррекцией элементов полосковых фильтров и избирательных контуров.

### Глава 4

### УСЛОВИЯ ОБЛУЧЕНИЯ БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ

Биофизический эксперимент, связанный с облучением малых объектов, площадь которых не превышает десятка квадратных сантиметров, не требует создания электромагнитных полей в значительных объемах. Поэтому в данном случае не является необходимым использовать для облучения различные облучающие устройства (зеркала, линзы, рупора), формирующие квазиплоские электромагнитные волны со значительной площадью поперечного сечения. Более того, локализация энергии облучающего поля на площади, сравнимой с площадью поперечного сечения объекта, позволяет понизить требуемую мощность генераторных устройств.

Все более широко распространяется метод облучения малых объектов путем помещения их в регулярную линию передачи, точнее, в ту ее часть, которая занята проходящей по линии электромагнитной энергией [1, 3, 58, 73, 91]. Дополнительным выигрышем в данном случае является и наличие существенной экранировки экспериментатора и измерительной аппаратуры от нежелательного облучения полями СВЧ. Однако использование волн передающих линий для облучения имеет и ряд недостатков. Основным из них является отличие структуры падающей волны от структуры волны свободного пространства. Это относится как к амплитудной неравномерности по фронту волны, так и к нарушению соотношения между векторами электрического и магнитного полей. Кроме того, наличие неоднородностей в линии часто приводит к дополнительному изменению структуры падающей на объект волны, существенно зависящему от частоты, что может быть причиной ошибочных заключений о частотных свойствах того или иного объекта. Причиной этого являются высшие типы волн, возникающие на неоднородностях. Как правило, это не наблюдается при облучении объекта в свободном пространстве в силу существенного затухания при переотражениях. Наличие стоячих волн в линии, возникающих при переотражениях основного типа волны, также нарушает как соотношение между компонентами электрического и магнитного поля, что в принципе может изменять картину развития эффектов, так и общую амплитуду волны, падающей на объект. Общим требованием к проведению облучения биообъектов в передающих линиях, таким образом, являются:

 правильный выбор типа передающей линии, обеспечивающей близость структуры поля на достаточных площадях к структуре поля свободного пространства;

 — легкость определения плотности потока мощности в точке помещения объекта по интегральным параметрам в линии (полная мощность в линии, коэффициенты стоячей волны на участках линии);

 правильный подбор параметров элементов линии для обеспечения допустимой неопределенности в оценке действующего на объект поля.

Одним из наиболее важных вопросов при облучении биологических объектов является обеспечение возможности получения информации о функциональном состоянии объекта во время облучения («под лучом»). Изменения, возникающие в объекте, могут носить как длительный характер, проявляемый в отдаленных последствиях, так и быстро меняющийся, исчезающий с прекращением облучения. Примером последних могут служить работы, посвященные воздействию ЭМП СВЧ на мембраны [58]. Поэтому, в дополнение к приведенным выше требованиям, облучающее устройство должно содержать систему съема информации. Немаловажна также, с точки зрения степени выраженности наблюдаемого эффекта, ориентация объекта относительно векторов поля, то есть вопросы фиксации объекта в зоне облучения также имеют первостепенное значение.

Наблюдаемый биологический эффект СВЧ, в конечном счете, зависит от величины поля внутри объекта. Расчету обычно поддается величина поля внутри линии передачи. Так, если облучателем служит волновод с волной TE<sub>10</sub>, то плотность потока мощности (ППМ) в режиме бегущей волны определяется соотношением:

$$\Pi\Pi \mathbf{M} \cong \frac{P}{\mathbf{0}, \mathbf{5}(a \times b)},$$

где *а* и *b* — поперечные размеры волновода.

Однако эта зависимость не учитывает свойств объекта, приводящих к отражениям и нарушению картины поля в волноводе. Следовательно, возникает необходимость, как минимум, в измерении величины отраженной мощности.

Рассмотрению этих вопросов и их практической реализации посвящена настоящая глава.

## 4.1. Выбор типа передающих линий для облучения малых биообъектов

В технической литературе (см., например, [206]) достаточно широко и подробно рассмотрены устройства канализации СВЧ энергии и облучатели. Дается теория их расчета, табличные данные конструктивных параметров, данные об электрической и механической прочности и т. д. Однако вся информация об этих устройствах, о типах волн, существующих в них, дается с точки зрения их применимости при решении тех или иных технических задач. Мы же попытаемся оценить эти системы с точки зрения их применимости в биологическом эксперименте, то есть рассмотрим критерии выбора облучателей, наиболее отвечающих определенным требованиям биологического эксперимента. Всегда будут существовать специальные задачи, решение которых требует наличия каких-либо особенных условий облучения, например, облучение биообъектов в полях с большим градиентом напряженности или облучение тех же объектов с различных сторон с помощью вращающегося поля. В подавляющем большинстве при облучения в свободном пространстве или же наоборот, локальное облучение отдельных участков объекта. Очевидно, выбор той или иной линии передачи в качестве облучателя должен обуславливаться соответствием картины поля в ней поставленной задаче. Это соответствие и есть условие оптимизации выбора облучателя.

Наиболее удовлетворяющими приведенным положениям оказываются плоские линии. Из них естественно выделить, в первую очередь, линии с волной TEM, обеспечивающие соотношение между векторами E и H, равное  $Z_0$  ( $Z_0 = 377$  Ом). К ним относятся экранированные полосковые линии, полосковые симметричная и несимметричная линии.

Структура поля в упомянутых типах линий достаточно близка к соотношению векторов E и H в свободном пространстве, и конкретный выбор того или иного типа зависит от дополнительных причин.

Так, экранированная полосковая линия предпочтительна с точки зрения ее полной экранировки от внешнего пространства и, значит, с точки зрения отсутствия воздействия рассеиваемой на неоднородностях линии электромагнитной энергии на различные элементы измерительной аппаратуры и на экспериментатора. Однако, если поперечные габариты линии сравнимы с длиной волны, неоднородности линии (в частности, сам облучаемый объект) могут служить источниками высших типов волн, что нарушает практически неопределенным образом структуру поля на объекте. Несимметричная полосковая линия привлекательна простотой изготовления, легкостью доступа к области помещения объекта.

Симметричная полосковая линия является промежуточным случаем для выделенных выше линий.

Одной из наиболее широко распространенных направляющих структур является прямоугольный волновод. Он удовлетворяет всем требованиям, выдвинутым выше и предъявляемым к облучателю биологических объектов, за исключением одного — в прямоугольном волноводе с основной волной TE<sub>10</sub>, по концепции Брилуена, распространяются две TEM-волны, и этим структура поля отличается от структуры поля в свободном пространстве. Полосковые линии и прямоугольные волноводы отличаются высокой однородностью поля в средней части сечения, через которое переносится основная часть распространяющейся электромагнитной энергии. Однако при расположении в этой зоне объекта картина поля, естественно, нарушается [206]. С другой стороны, требование приближения картины поля облучателя к таковой для свободного пространства больше диктуется желанием обеспечить простоту экстраполяции получаемых в лабораторных условиях результатов к естественным условиям облучения.

### 4.2. Переотражения в облучателе с объектом

При распространении энергии от генератора к нагрузке падающая электромагнитная волна претерпевает отражения от неоднородностей разного типа. Неоднородностью в тракте канализации энергии ЭМП СВЧ может служить любое его сечение, где нарушается заданное соотношение векторов поля. В таком сечении комплексное сопротивление будет отличным от волнового сопротивления тракта и в зависимости от того, какой вид имеет это сопротивление, будет иметь место отражение волны тока или напряжения. В качестве неоднородности можно представить сужение сечения волновода по широкой стенке (емкостное сопротивление) либо по узкой стенке (индуктивное сопротивление), либо одновременно по обеим стенкам (резонансный контур). Эти виды неоднородностей представлены на рис. 4.01. В качестве неоднородно-



Рис. 4.01. Виды неоднородностей в прямоугольном волноводе

сти может служить также коаксиально-волноводный переход. За счет неполного согласования волновода с нагрузкой от последней также возникают отражения. Наконец, в качестве неоднородности может служить сам биологический объект с системой его фиксации внутри волновода. Отражения от всех неоднородностей представляют собой также электромагнитные волны с разными фазами. Результирующее распределение напряжения вдоль линии, получающееся при суммировании напряжений падающей ( $U_{\text{пад}}$ ) и отраженной ( $U_{\text{отр}}$ ) волн, образует стоячую волну. Отраженная волна, достигая генератора в фазе с падающей волной, усиливает напряженность поля в точках, отстоящих друг от друга на расстоянии  $\lambda/2$  вдоль линии. Если отраженная волна достигает генератора в противофазе с падающей волной, то общая напряженность поля в этих же точках падает. Местоположение этих точек, как правило, неопределенно. Поэтому изменение напряженности вдоль линии вносит неопределенность в определение действующего на объект поля.

Отношение максимального значения напряжения стоячей волны  $U_{\text{макс}}$  к минимальному  $U_{\text{мин}}$  называется коэффициентом стоячей волны по напряжению (КСВН) и определяется соотношением

$$KCBH = K = rac{U_{ ext{markc}}}{U_{ ext{muh}}} = rac{U_{ ext{mag}} + U_{ ext{otp}}}{U_{ ext{mag}} - U_{ ext{otp}}},$$

Величина, обратная КСВН, называется коэффициентом бегущей волны (КБВН). Величина КСВН связана с коэффициентом отражения следующим образом:

$$\Gamma = \frac{K-1}{K+1}, \quad K = \frac{1+\Gamma}{1-\Gamma}.$$

Значения напряжений  $U_{\text{макс}}$  и  $U_{\text{мин}}$  считываются со шкалы измерительного прибора, датчиком которого служит кристаллический детектор с антенной небольшого размера (зонд). Поскольку детектор слабо связан с линией, в которой распространяется электромагнитная энергия, и работает при малых токах, то есть на квадратичном участке вольт-амперной характеристики, то на практике пользуются следующей формулой для определения КСВН [220]:

$$K = \sqrt{U_{\rm макс}/U_{\rm мин}}$$
 .

Для повышения точности измерений предварительно необходимо снять вольт-амперную характеристику детектора, так как действительная форма характеристики у различных детекторов и на разных ее участках может значительно отличаться от квадратичной. Подробно с методами измерений величин, отражающих условия распространения электромагнитной энергии в линиях передачи, можно познакомиться в [220]. Таким образом, на практике, в линии передачи, используемой в качестве облучателя, всегда существуют неоднородности, приводящие к образованию в линии стоячих волн и трудноустранимой неопределенности параметров воздействующего на объект поля.

В простейшем случае устройство для облучения имеет три неоднородности, которые могут создать неопределенность в определении параметров воздействующего поля: сам объект, нагрузка и переход от облучающей линии к стандартной линии передачи. Для определения амплитуд падающей и отраженной волн в высокочастотный тракт (обычно на выходе генератора СВЧ) может быть включен измеритель обратной волны, например типа Р2-2, что позволяет учесть отраженную волну. Таким образом, к рассмотренным выше требованиям, предъявляемым к облучающему устройству, очевидно должно быть добавлено еще одно. Приближение условий облучения в эксперименте к облучению в свободном пространстве при прочих равных условиях тем лучше, чем больше соотношение поперечных сечений линии передачи объекта. При этом, однако, необходимо помнить, что с увеличением поперечного сечения передающей линии для обеспечения заданного значения ППМ необходимо повышать величину выходной мощности генератора, что не всегда возможно и в любом случае нецелесообразно. Наиболее оптимальным, по-видимому, следует считать линию передачи, имеющую в точке расположения объекта поперечное сечение с волновым сопротивлением, равным импедансу объекта. Кроме этого,

желательно свести к минимуму отражения от нагрузки, что привело бы к повышению точности определения мощности в линии. Как показала практика, отличные результаты можно получить, применяя в качестве нагрузки клин, выполненный из оргстекла со скошенными плоскостями в горизонтальной и вертикальной плоскостях и заполненный раствором NaCl. Различные типы нагрузок, применяемых для поглощения мощности на конце линий, рассмотрены в [206]. В качестве второго варианта облучения объекта может быть рассмотрен случай, когда сечения передающей линии и объекта близки или равны друг другу. В данном случае практически вся отраженная мощность будет определяться параметрами объекта.

# 4.1. Регистрация параметров объектов синхронно с облучением

### 4.1.1. Электродная система для регистрации электрофизиологической информации

**Принцип построения безартефактных электродов.** Как указывалось ранее, регистрация текущей информации о функциональном состоянии биологического объекта во время всего эксперимента по воздействию ЭМП СВЧ является одной из центральных задач. В первую очередь представляет интерес регистрация электрофизиологической информации в условиях облучения биологического объекта электромагнитным полем. Поэтому необходимо рассмотреть общие требования к системе регистрации этой информации в данных условиях. Как уже отмечалось, практически исключить неоднородности из линии передачи невозможно, то есть невозможно создать идеальную бегущую волну. Следовательно, любая ориентация относительно векторов поля *Е* и *Н* каких-либо металлических проводников невозможна без индуцирования в них токов СВЧ. Это означает, что применение традиционных в биологии, физиологии методов и устройств съема биологической информации невозможно без искажений получаемых результатов.

На подводящие электроды при этом наводятся значительные высокочастотные потенциалы даже в случае подбора их положения в поле. Эти потенциалы искажают поле непосредственно в точке контакта с объектом. С другой стороны, проникая на входные цепи усилителей и детектируясь на них, они становятся источниками низкочастотных наводок на объект, которые могут существенно исказить картину исследуемого эффекта.

Предложенный Фреем коаксиальный электрод (патент США 3,540,434) хотя и уменьшает существенно степень наводок на усилительную аппаратуру, не решает вопрос об искажениях воздействующего ЭМП.

Из общих физических соображений ясно, что уменьшения дифракции воздействующего поля на цилиндрических образованиях, которы-
ми являются электроды, можно добиться, увеличивая их объемное сопротивление так, чтобы общий диаметр цилиндров был меньше толщины скин-слоя в его веществе. При этом цилиндр начинает рассеивать волну как диэлектрическое тело, то есть существенно меньше по сравнению с металлическими образованиями. Поверхностные волны таких цилиндров затухают крайне быстро и в результате можно ожидать, что электроды гораздо меньше по диаметру, чем длина волны облучающего поля, будут значительно меньше искажать падающее поле вблизи себя по сравнению с электродами из металла. Переходы с таких электродов на стандартные металлические провода должны быть вынесены из зоны действия высокочастотного поля. Желательна установка фильтров НЧ между высокоомными соединениями и металлическими проводами для предотвращения попадания на последние высокочастотной энергии. Выполнение этих условий может быть достигнуто путем применения в качестве электродов тонких диэлектрических трубок диаметром 2-3 мм, заполненных раствором Рингера.

Фильтры низших частот образованы этими же трубками, которые играют роль внутренних проводников коаксиальных поглощающих фильтров (сверху трубки устанавливается металлический экран). Величина затухания в таких фильтрах на частотах порядка 10<sup>10</sup> Гц составляет примерно 30 дБ/см.

Конструкция безартефактных электродов. Разработаны несколько типов безартефактных электродов, позволяющих осуществлять отведение биоэлектрической активности как путем наложения их на объект, так и путем имплантации [221]. Общим требованием к конструкциям электродов является соблюдение условия  $\rho < 1$  См/м, где о — электропроводность вещества, используемого для контакта электрода с объектом. Сюда могут быть отнесены раствор Рингера, тонкие металлические пленки на диэлектрической подложке и микропроволока из нихрома. Конструкции электродов, созданные на базе применения тонких силиконовых трубок, заполненных раствором Рингера, являются простейшими. Для предотвращения разрыва жидкости пузырьками воздуха желательно вставить в силиконовую трубку фитиль из хлопчатобумажной ткани. Сама трубка надевается на наконечник, имеющий форму либо оттянутой стеклянной трубочки (электрод-присоска), либо различного рода чашечки, плотно набитой ватой (накладной электрод). Та же конструкция может быть выполнена с микропроволокой. Эти электроды удобны для регистрации биоэлектрической активности с поверхности объекта.

Для имплантируемых электродов больше подходит конструкция, имеющая наконечник в виде тонкого стеклянного или керамического стержня, покрытого тонкой пленкой платины с последующим покрытием диэлектриком. Для действующего электромагнитного поля в полосе частот 10 МГц  $\div$  3 ГГц поверхностное сопротивление металлической пленки должно лежать в пределах  $1 \div 5$  кОм, отнесенное к площади ее поверхности. Для всех конструкций электродов диаметр соедини-

10 Тигранян Р.Э. Вопросы электромагнитобиологии

тельных трубок выбирается порядка 1–3 мм. На рис. 4.02 показаны разрезы описанных конструкций электродов.



Рис. 4.02. Разрезы конструкций безартефактных электродов: а) 1 — фитиль, 2 — электролит, 3 — диэлектрик, 4 — корпус, 5 — вата; б) 1 — микропроволока, 2 — диэлектрик, 3 — корпус, 4 — вата; в) 1 — электролит, 2 — диэлектрик, 3 платинированный стеклянный стержень, 4 — корпус, 5 — защитное покрытие; г) 1 — электролит, 2 — диэлектрик, 3 — металлическая трубка, 4 — экран (ФНЧ); д) электрод-присоска

Система подачи потенциала биоэлектрической активности на регистрирующую аппаратуру. Как уже указывалось, чтобы избежать возможных наводок при облучении объекта электромагнитным полем CBЧ, переход на металлические электроды должен быть вынесен из зоны облучения. В зависимости от типа объекта и условий облучения длина фильтров НЧ может достигать десятков сантиметров. Переходы «жидкость-металл» объединены с системой заполнения трубок жидкостью в один узел, который расположен внутри экрана. Число переходов «жидкость-металл» устанавливается по числу электродов. Металлический электрод выполняется из серебряной или хлор-серебряной проволоки диаметром порядка 0,3 мм и длиной  $15 \div 20$  мм. Внутри экрана устанавливается планка из оргстекла, в теле которой сверлятся отверстия для крепления металлических электродов. На этой же планке на клею крепятся штуцеры для соединения с фильтрами НЧ и насадки для резиновых груш диаметром 40 мм, используемых для заполнения электродной системы проводящей жидкостью. На экране установлен разъем для соединения металлических электродов с регистрирующей аппаратурой посредством кабеля. Сам экран посредством жестких штанг крепится на волноводе пайкой. Как показала практика, наиболее удобно крепить экран против узкой стенки волновода, так как в этом случае вывод трубок с жидкостью вносит минимальные искажения в картину поля и, кроме этого, трубки с жидкостью могут быть заключены в жесткие трубчатые экраны, которые своими торцами припаиваются к стенкам волновода и экрана. На рис. 4.03 показаны разрез узла перехода «жидкость-металл» и блок-схема передачи биоэлектрической активности в целом.



Рис. 4.03. Передача биоэлектрической информации синхронно с облучением объекта ЭМП: *а* — разрез узла перехода «жидкость — металл»; *б* — блок-схема системы передачи биоэлектрической информации

Ввиду невысокого собственного сопротивления электродная система может непосредственно через кабель соединяться с регистрирующей аппаратурой. Однако в случае необходимости внутри экрана могут быть размещены катодные (эмиттерные) повторители для согласования электродной системы с регистрирующей аппаратурой.

Сконструированная система проверялась при записи электрограмм в поле с импульсной ППМ до 2,5 Вт/см<sup>2</sup>. При чувствительности усилителей биопотенциалов (энцефалограф типа 4ЭЭГ-1) до 5 мкВ амплитуда наведенных импульсов СВЧ на записи не превышала амплитуды шумов 4ЭЭГ-1 при любом положении электродов в поле.

# 4.2. Методы фиксации биологических объектов при облучении электромагнитным полем СВЧ

Как указывалось выше, ориентация биологического объекта относительно векторов *E* и *H* облучающего поля играет далеко не последнюю роль в развитии того или иного наблюдаемого эффекта СВЧ. В работе [222] показано, что путем изменения длины участка препарата большеберцового нерва лягушки, параллельного электрическому вектору, можно менять степень выраженности эффекта, заключающегося в изменении скорости распространения волны возбуждения при облучении препарата импульсами СВЧ.

В общем случае могут существовать три основных ориентации: ориентация относительно *E* вектора — Е-ориентация, ориентация относительно *H* вектора — Н-ориентация и ориентация относительно направления распространения энергии — К-ориентация. Здесь будут рассмотрены несколько конкретных методов фиксации различных препаратов.

Фиксация препаратов в виде тонких длинных образований. Большое отношение длины объекта к диаметру особенно наглядно позволяет демонстрировать зависимость величины исследуемых параметров объекта от его ориентации относительно векторов поля. В качестве примера выбран препарат большеберцового нерва лягушки. Для данного объекта исследовались изменения скорости проведения волны возбуждения и амплитуды потенциала действия. На рис. 4.04 показаны три способа фиксации препарата нерва относительно Е-вектора. Было выявлено, что с увеличением суммарной длины участков препарата нерва, параллельных Е-вектору, растет степень выраженности эффекта (рис. 4.05). Вместе с тем, при расположении объекта перпендикулярно Е-вектору изменения исследуемых параметров соизмеримы с изменениями в контроле. На рис. 4.06 приводится чертеж конструкции камеры для препарата нерва. Сама камера и крышка выполнены из органического стекла. Электроды представляют собой оттянутые и запаянные с торца трубочки из молибденового стекла с внешним диаметром 4 мм. На боковой стенке оттянутой части трубочки делается пропил. Электроды крепятся так, чтобы пропилы были обращены кверху. Уплотнением при креплении электродов в камере служат бандажи из силиконовой трубчатой резины. Электроды с помощью силиконовых трубок соединяются с электростимулятором ЭСУ-1 и усилителем биопотенциалов УБП1-02. В связи с тем, что необходимая длина трубок составляет примерно 200 мм, что приводит к появлению дополнительного сопротивления 5 ÷ 10 кОм между выходом стимулятора и объектом, амплитуда импульсов стимуляции повышается до 20 В. В камеру заливается раствор Рингера так, чтобы электроды были покрыты им, и с помощью резиновых груш вся система заполняется раствором. При заполнении системы необходимо все время



Рис. 4.04. Различные способы фиксации препарата относительно Е-линий электромагнитного поля. *А* — препарат расположен перпендикулярно Е-линиям; *Б* — препарат частично расположен перпендикулярно Е-линиям; *B* — препарат почти полностью расположен параллельно Е-линиям



Рис. 4.05. Соответствующие трем способам фиксации препарата нерва лягушки значения скорости проведения волны возбуждения

добавлять в камеру раствор, чтобы в трубки не попал воздух, что приведет к резкому возрастанию сопротивления электродной системы и, как правило, к нарушению работы системы. После заполнения всех



Рис. 4.06. Конструкция камеры для фиксации препарата нерва лягушки

четырех трубок раствор Рингера из камеры удаляется. Остается только тонкий слой — несколько капель на дне для питания препарата. Затем на пропилы на электродах укладывается препарат и проверяется наличие стимуляции и ответа. Камера плотно закрывается крышкой, что обеспечивает увлажнение воздуха внутри камеры. После этого камера с препаратом готова к работе. Камера помещается в прямоугольный волновод с высотой узкой стенки, равной 31 мм, и волной типа H<sub>10</sub>. Методика выделения препарата нерва лягушки и способов обращения с ним описана [223, 224].

Фиксация препаратов с малым отношением длин двух характерных измерений. В качестве примера выбран препарат изолированного сердца лягушки с соотношением продольной оси к поперечной порядка 1,5 ÷ 1,7. Для данного объекта исследовались изменения в ритмике сокращений, в частности, изменение интервала Р-Q и величина кардиоцикла. Эти изменения наблюдались на электрограмме препарата, регистрируемой с помощью электродов-присосок. Конструкция камеры и ее размеры приведены на рис. 4.07. Камера представляет собой открытую ванночку из органического стекла, в утолщениях боковых стенок с помощью уплотняющих втулок из силиконовой резины укреплены электроды-присоски. К донышку камеры приклеиваются четыре ножки из оргстекла, с помощью которых камера удерживается на специальном столике из пенопласта. Столик на втулках из оргстекла крепится к люку, расположенному на боковой стенке волновода (сечение волновода  $150 \times 240$  мм<sup>2</sup>). Через этот же люк проходят резиновые трубки, соединяющие электроды камеры с системой отведения потенциалов. Камера заполняется раствором Рингера, и с помощью груш поочередно заполняются раствором все три канала с постоянной доливкой раствора



Рис. 4.07. Конструкция камеры для фиксации препарата изолированного сердца лягушки

Рингера в камеру во избежание попадания воздуха в систему. Препарат сердца переносится в камеру, аккуратно без травмирования подводится к электродам. Затем слегка надавливается груша и область предсердия препарата вплотную подводится к электроду-присоске. Груша отпускается и препарат оказывается присосан к электроду. Такая же процедура проводится и с двумя другими электродами, к одному из которых присасывается желудочек, к другому, индифферентному, боковая сторона препарата сердца. Излишек раствора Рингера отсасывается из кюветы шприцем. Препарат должен почти полностью находиться в растворе. На рис. 4.08 показан разрез всей системы фиксации и отведения в сборе.



Рис. 4.08. Схематическое изображение системы фиксации препарата и отведения в сборе (облучение препаратов в прямоугольном волноводе)

В проведенных исследованиях по воздействию импульсных полей на препарат сердца лягушки показано, что степень проявления наблюдаемых эффектов зависит от ориентации объекта в поле СВЧ. Если условия эксперимента требуют стабилизации температуры объекта, то через боковую стенку волновода и через медные трубчатые экраны вводятся такие же силиконовые трубки и соединяются с камерой, в которой расположен объект. Вторые концы силиконовых трубок соединяют с термостатом.

Фиксация мелких лабораторных животных. Поскольку диапазон медико-биологических задач при облучении целых животных весьма широк, здесь будут рассмотрены только некоторые методы фиксации животных в СВЧ поле в закрытых облучателях и методы отведения биопотенциалов.

Свободная фиксация теплокровного. Крыса или мышь помещается в перфорированный короб с крышкой, изготовленной из оргстекла. Необходимо, чтобы животное довольно плотно сидело в коробе и не могло менять позы. Для отведения биопотенциалов от животного можно воспользоваться электродами-чашечками и описанной выше системой отведения. При этом животному (крысе) дают наркоз, так как ввиду его высокой активности в результате постоянных движений полезная информация оказывается маскированной паразитным сигналом. Использование электродов-чашечек хотя и обеспечивает надежную запись ЭКГ с животного, тем не менее наложение их на лапки животного и крепление с помощью резиновых поясков не совсем удобно. С целью исключения неудобств в работе с этими электродами была разработана специальная камера для теплокровных с вмонтированными в дно камеры тремя электродами-площадками, изготовленными из фильтров из пористого стекла. В боковые стенки камеры, на уровне электродов монтировались на клею трубочки из оргстекла, на которые надевались резиновые трубочки для подсоединения к системе заполнения. Дно камеры заливается раствором Рингера и с помощью резиновых груш каждый канал последовательно заполняется раствором Рингера, который засасывается в систему через поры в стекле. По окончании этой процедуры излишки раствора Рингера удаляют из камеры, камеру высушивают. Наркотизированное животное кладут в камеру так, чтобы передние и одна задняя лапки поместились на электродах. Такая конструкция для регистрации ЭКГ была проверена в волноводе сечением  $150 \times 270$  мм<sup>2</sup> при облучении животного импульсами мощностью до 500 Вт. Конструкция камеры показана на рис. 4.09.

Жесткая фиксация холоднокровного. При снятии ЭКГ животное необходимо обездвижить. Лягушку можно обездвижить, разрушив спинной мозг. После этого лягушку укладывают на столик из пенопласта брюшком кверху, лапки крепят с помощью П-образных скоб также из пенопласта. Над грудной клеткой устанавливается маленький портал, на котором крепят два отводящих электрода-присоски, третий — индифферентный, крепится над задней лапкой. Участки кожи под электродами осторожно вырезают. После этого электроды и вся система заполняются раствором Рингера и присасываются к телу животного методом, описанным выше. Облучение проводится в прямоугольном волноводе сечением  $150 \times 270 \text{ мм}^2$ . На рис. 4.10 схематично показано расположение животного на столике, на рис. 4.11 — ЭКГ лягушки,



Рис. 4.09. Перфорированный короб с площадками-электродами из пористого стекла для отведения ЭКГ у крыс

регистрируемая описанным способом. Подробно методика регистрации ЭКГ лягушки в условиях облучения СВЧ полем описана в работе [225].



Рис. 4.10. Расположение лягушки на столике из пенопласта при отведении ЭКГ

Фиксация жидких биологических сред. Представляет известный научный и практический интерес воздействие энергии электромагнитных колебаний на клеточные структуры, гомогенаты, водные растворы различных химических соединений. В этом случае облучение можно вести, помещая пробирку с жидкостью (или покровное стекло с тонким слоем жидкости) в прямоугольный волновод. В диаметральной плоскости широкой стенки волновода устанавливается запредельный волно-



вод высотой 60 ÷ 80 мм, в который опускается пробирка (рис. 4.12). Пробирка с жидкостью при этом оказывается параллельна *E*-вектору,



Рис. 4.12. Облучение клеточных суспензий в прямоугольном волноводе (объяснение в тексте)

поле в ней максимально и может быть равным полю в волноводе. Так, при мощности в импульсе 72 Вт и скважности 20 в пробирке с 1 М раствором NaCl объемом 1,5 см<sup>3</sup> скорость роста температуры составила 0,1 град/с. Сечение волновода — 31 × 240 мм<sup>2</sup>. Наружный диаметр пробирки — 9 мм, высота — 120 мм, внутренний диаметр запредельного волновода (медная трубка) — 14 мм.

### Глава 5

### ТЕХНОЛОГИЯ ИЗГОТОВЛЕНИЯ ЭЛЕМЕНТОВ ВОЛНОВОДНОЙ ТЕХНИКИ В УСЛОВИЯХ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИХ ЛАБОРАТОРИЙ

Как видно из рассмотренного выше материала, облучение биологического объекта ЭМП СВЧ представляет собой довольно сложную задачу, если речь идет о регистрации полезной информации во время облучения. Кроме этого, снабжение непосредственно линии передачи всеми перечисленными выше дополнениями с целью создания определенных условий облучения превращает саму линию в измерительный комплекс. Ввиду отсутствия возможности приобретения такого комплекса промышленного образца встает задача его изготовления в условиях исследовательской лаборатории. В этом плане любой опыт по созданию таких комплексов должен рассматриваться только положительно. Поэтому можно считать целесообразным представить здесь небольшой практический материал по созданию облучателей и необходимых к ним дополнений в условиях лаборатории.

### 5.1. Общие принципы технологии изготовления элементов волноводной техники

Как уже говорилось, при передаче энергии СВЧ по внутренним (наружным) поверхностям направляющей структуры текут токи, причем, чем выше частота колебаний электромагнитного поля, тем меньше глубина проникновения тока СВЧ внутрь проводника. Значит, проводимость проводника должна быть очень высокой, чтобы снизить тепловые потери и затухание в линии передачи. С этой точки зрения наиболее приемлемыми материалами являются медь или латунь. Поскольку по рассмотренным выше соображениям в условиях лаборатории оптимальным облучателем можно считать прямоугольный волновод, то изготовление его из меди, особенно для работы в дециметровом диапазоне, приведет к созданию весьма тяжелого устройства, не обладающего достаточной жесткостью. Поэтому предпочтительнее изготовление волновода из латуни. Преимущества — доступность и меньшая по сравнению с медью стоимость, достаточная механическая прочность, большая по сравнению с конструкцией из меди жесткость, что позволяет в процессе эксплуатации сохранять первоначальные размеры и конфигурацию, а соответственно и заданные параметры. Поскольку длина такого облучателя невелика по сравнению с обычной линией передачи, то затухание энергии при ее распространении вдоль волновода ничтожно. Поэтому необходимость серебрения внутренних поверхностей волновода отпадает. Латунные детали волновода крепятся между собой с помощью газопламенной пайки припоями марки ПОС. В качестве флюса наиболее приемлема 30%-я ортофосфорная кислота или активный флюс. Применение этого флюса не требует предварительной подготовки поверхности металла к пайке — механической зачистки, обезжиривания и т.д. Флюс придает хорошую текучесть припою и обеспечивает надежную адгезию. Поскольку с помощью облучателя необходимо решать большой круг биологических задач, целесообразно выполнить его разборным — состоящим из нескольких секций, соединяемых между собой болтами. В случае необходимости одну из секций можно будет заменить на новую. В общем случае прямоугольный волновод можно разбить на три секции — возбудитель, измерительная и нагрузка. С помощью возбудителя осуществляется переход от питающего коаксиального кабеля к прямоугольному волноводу с одновременным согласованием генератора с волноводом. Измерительная секция содержит устройства фиксации объекта в поле СВЧ, устройства съема полезной информации, стимуляции, питания объекта, наблюдения и т. д. Торцы стенок секций вставлены в фланцы и швы пропаяны. Нагрузка используется для поглощения распространяющейся в волноводе энергии с целью создания режима бегущей волны. Нагрузка представляет собой клиновидную коробку, изготовленную из листового органического стекла толщиной 3 ÷ 4 мм, склеенную с помощью дихлорэтана или формалина и заполненную раствором NaCl из расчета 50 г на 1 л дистиллированной воды.

Технология сборки секций следующая: в фланцы, установленные вертикально, вставляются поочередно нижняя широкая стенка, затем две боковые, далее монтируется верхняя широкая стенка. Стенки стягиваются проволочными бандажами. Собранная таким образом секция готова к пайке. Сперва пропаиваются продольные швы, затем секция ставится вертикально и пропаивается стык между фланцем и боковыми стенками. После этого секция ставится на второй фланец и пропаивается второй стык. Если очередность пропайки швов будет нарушена, секцию поведет от нагрева, либо от расширения при нагреве швы будут лопаться. Во время пайки необходимо следить, чтобы олово не затекло внутрь. После пайки необходима тщательная мойка собранной конструкции в проточной теплой воде со щелочью. После мойки с помощью напильников и наждачной бумаги необходимо удалить остатки олова с поверхностей и готовую секцию выдержать в проточной теплой воде в течение 30-40 мин для удаления остатков флюса. Следующая операция — повышение электропроводности стенок волновода за счет снятия окислов с поверхностей деталей с помощью азотной кислоты. Соблюдая все правила техники безопасности при работе с кислотами, каждую секцию обрабатывают в 50%-й азотной кислоте в специальных ваннах в течение 5-10 с. После этого секции промывают в ванне с проточной водой и пассивируют в хромпике. Затем промывка в теплой проточной воде в течение 40-60 мин. Гото-

300

вые секции сушат и красят (кроме внутренних плоскостей и торцов фланцев). При сборке между фланцами секций вставляются прокладки из листового свинца толщиной  $1 \div 1,5$  мм для предотвращения утечки энергии из волновода. Коаксиально-волноводный переход должен быть установлен на волноводе на расстоянии  $\lambda_{\rm B}/4$  от торца волновода, чтобы отраженная от торца волна была бы в фазе с волной, распространяющейся в сторону объекта и нагрузки. Это улучшает согласование волновода с генератором. На практике коаксиально-волноводный переход устанавливается на расстоянии от торца, несколько меньшем  $\lambda_{\rm B}/4$ , ввиду того, что при изготовлении волновода невозможно точно выдержать все размеры, получаемые расчетным путем. Для точной настройки возбудителя в четвертьволновую секцию вводится подстроечная емкость, позволяющая увеличивать эквивалентную длину этой секции и тем самым настраивать ее в резонанс. Вопросы технологии изготовления CBЧ-узлов рассмотрены в работе [206].

#### 5.2. Разработка облучающего комплекса

В понятие «облучающий комплекс» можно условно ввести следующие узлы: 1) облучатель; 2) согласующее устройство; 3) согласованная нагрузка; 4) устройство фиксации объекта; 5) система съема полезной информации.

Рассмотрим практическое решение задачи создания такого комплекса для обеспечения постановки экспериментов по биологическим эффектам СВЧ. Целесообразнее иметь какой-либо один вид облучателя (измерительную секцию), с помощью которого можно было бы проводить облучение различных биологических объектов, то есть решать некоторый круг биологических задач. Поэтому предварительно необходимо определить этот круг задач. Наиболее сложными, с точки зрения технического обеспечения, являются электрофизиологические исследования в условиях облучения ЭМП СВЧ. В качестве примера выделим несколько задач, представляющих интерес для физиологов, занимающихся исследованием биологических эффектов СВЧ:

1. Исследование динамики временных и амплитудных параметров изолированных автоколебательных систем.

2. Исследование условий функционирования возбудимых структур.

3. Исследование ритмики сердечных сокращений целостного организма.

После того, как поставлена биологическая задача, необходимо рассмотреть ряд вопросов, позволяющих перейти к разработке комплекса, а именно:

1. Выбор объекта и условий его переживания.

2. Определение метода фиксации объекта в зоне облучения.

3. Определение вида полезной информации, снимаемой с объекта, и системы съема этой информации.

4. Расчет геометрических размеров облучателя по заданной длине волны в свободном пространстве.

Рассмотрим облучатель на частоту облучения 0,8 ГГц ( $\lambda = 37,5$  см). В качестве объектов выберем препарат изолированного сердца лягушки, препарат большеберцового нерва лягушки, целостную лягушку и целостную крысу. Выбор этих объектов диктуется, в первую очередь, степенью их изученности, что позволит сравнить применимость новых систем съема информации с традиционными. Кроме того, известно, что нервная и сердечно-сосудистая системы наиболее подвержены влиянию ЭМП СВЧ, то есть выбранные объекты представляют и довольно большой интерес с точки зрения получения информации о воздействии на них данного физического фактора. Выше уже рассматривались условия переживания этих объектов и методы их фиксации в прямоугольном волноводе. Поэтому можно перейти к определению геометрических размеров облучателя. Необходимая высота боковой стенки волновода для размещения в нем животного и доступа к нему составляет примерно 150 мм. Для того, чтобы в волноводе распространялся основной тип волны H<sub>10</sub>, необходимо, чтобы широкая стенка волновода составляла величину 0,7 $\lambda$ , то есть примерно 260-270 мм. Тогда  $\lambda_{\rm kp} = 2a = 2 \times$ imes 27 см = 54 см и длина волны в волноводе будет равна

$$\lambda_{\scriptscriptstyle 
m B} = rac{\lambda}{\sqrt{1-(\lambda/\lambda_{\scriptscriptstyle 
m Kp})^2}} = rac{37,5}{1-(37,5/54)^2} = 54\,\,{
m cm},$$

то есть в данном случае  $\lambda_{\rm B} = \lambda_{\rm Kp}$ . Волновое сопротивление прямоугольного волновода сечением  $150 \times 270 \,\,{\rm Mm}^2$  с длиной волны  $\lambda_{\rm B} = 54 \,\,{\rm cm}$  определяем из соотношения:

$$Z = Z_0(\lambda_{\scriptscriptstyle 
m B}/\lambda)$$
 В/А = 377  $\cdot \frac{54}{37,5} \cdot \frac{15}{27} \approx 300$  Ом.

Согласование волновода с таким сопротивлением с выходным сопротивлением генератора (50 или 75 Ом) можно осуществить с помощью трансформатора сопротивлений. На практике его можно выполнить в виде ступенчатого перехода. Решение этой задачи можно найти в [207]. Здесь же приводятся конструктивные размеры рассчитанного ступенчатого перехода, содержащего элементы подстройки (рис. 5.01) и имеющего входное сопротивление 75 Ом.

Измерительная секция волновода содержит два люка. Круглый, расположенный на верхней широкой стенке волновода, предназначен для размещения объекта внутри волновода. Этот люк используется постоянно и поэтому прижимается к волноводу с помощью барашковых гаек. Второй люк — прямоугольный, содержащий столик для фиксации на нем вспомогательных устройств и самого объекта. С внешней стороны этого люка крепится экранированная система съема биоэлектрической информации и фильтры НЧ (см. рис. 4.08, часть II). Этот люк крепится на боковой, узкой стенке волновода и демонтируется



Рис. 5.01. Ступенчатый переход для волновода с большим сечением  $(150 \times 270 \text{ мm}^2)$ 

редко. Например, при работе с крысами столик удаляется, а на дно волновода укладывается пенопластовая пластина толщиной 10–15 мм. Боковой люк прижат на винтах со свинцовой прокладкой.

Чтобы обеспечить режим бегущей волны в волноводе, необходимо создать условия поглощения энергии на конце линии. Для этого в облучатель вводится третья секция — нагрузка, описание которой дано выше. На рис. 5.02 приводятся размеры конструкции нагрузки.



Рис. 5.02. Конструкция нагрузки для волновода сечением  $150 \times 270$  мм<sup>2</sup>

В литературе обычно указывается необходимая длина нагрузки, равная  $3-5 \lambda$ . Однако опыт работы с нагрузками длиной  $\lambda_{\rm B}$  показывает, что в узкой полосе частот ( $\pm 10\%$  от  $f_{\rm pes}$ ) настройка волновода позволяет добиться значения КБВН не хуже 0,8, а на расчетной частоте — 0,9

и выше. На рис. 5.03 показан внешний вид трехсекционного прямоугольного волновода с рабочей длиной волны  $\lambda = 37,5$  см. Совместно



Рис. 5.03. Внешний вид прямоугольного трехсекционного волновода сечением  $150 \times 270~{\rm Mm}^2$ 

с разработанным генератором на базе модели ЛМС-551В с мощностью в импульсе 500 Вт достигнутая ППМ<sub>и</sub> в волноводе составила 2,5 Вт/см<sup>2</sup>. Получение таких мощностей является серьезной технической задачей. Поэтому с целью снижения необходимой величины выходной мощности генератора СВЧ желательно максимально уменьшать рабочее сечение волновода при заданной рабочей частоте. Так, для облучения небольших объектов (высота до 30 мм, в плане — не более  $50 \times 50$  мм<sup>2</sup>) можно предложить вариант прямоугольного волновода с рабочей длиной волны  $\lambda = 37,5$  см с геометрическим сечением  $31 \times 240$  мм<sup>2</sup>. Чтобы обеспечить значение ППМ<sub>ср</sub>, равное 0,1 Вт/см<sup>2</sup>, что, как правило, достаточно для наблюдения многих биологических эффектов СВЧ, мощность на входе волновода ограничивается величиной порядка 4 Вт. Если перейти к импульсному режиму с равной ППМ<sub>ср</sub> при скважности 10, то необходимая величина мощности на входе волновода составит 40 Вт, что может быть получено практически с помощью любого модернизированного СВЧ генератора, работающего на МКЛ типа ГИ-11Б или ГИ-12Б. Плоский волновод не требует согласующего ступенчатого перехода, то есть более прост в изготовлении.

В экран, содержащий систему съема биоэлектрической информации, вмонтирована выносная головка усилителя биопотенциалов УБП1-02, содержащая входной катодный повторитель. Оба облучающих комплекса в течение многих лет использовались в экспериментах с указанными выше объектами и многими другими. Эффективность системы безартефактных электродов можно оценить по виду ЭКГ лягушки (рис. 4.11, часть II).

При облучении больших животных (собака) практический интерес представляет рупорный облучатель, позволяющий получить большую площадь облучения. Установки, содержащие такие облучатели, описаны в [226]. Технология изготовления этих устройств идентична технологии изготовления прямоугольных волноводов. В общем случае при разработке такого облучателя удобно конструировать отдельно возбудитель в виде отрезка прямоугольного волновода с волной типа H<sub>10</sub> и собственно рупора, соединяемых на болтах с прокладкой свинца на фланцевом стыке. Возбудитель может в этом случае иметь Т-образное исполнение. Выход рупора желательно согласовать с объемом, стенки которого выполнены из радиопоглощающего материала (РПМ), внутрь которого помещается объект. Это существенно снизит излучение в свободное пространство. Пример такой конструкции облучателя на частоту 0,8 ГГц показан на рис. 5.04. При использовании в конструкции в качестве РПМ пенобетона достигнутое значение КСВН = 1,15 (КБВН = 0,87). Для работы в диапазоне частот 2000-3000 МГц сечение волновода составляет  $34 \times 72$  мм<sup>2</sup>. Все остальные позиции и условия, описанные для волновода сечением  $150 \times 240$  мм<sup>2</sup>, остаются прежними.



Рис. 5.04. Внешний вид рупорного облучателя с возбудителем и экранированной с помощью РПМ камерой облучения

# 5.3. Методы определения мощности, действующей на биологический объект

Вопросы определения величины действующего поля внутри объекта являются наиболее актуальными и наименее разработанными на современном этапе постановки экспериментов по биоэффектам СВЧ. Существуют расчетные методы определения поля внутри объекта для некоторых объемных геометрических фигур — сферы, эллипсоида, цилиндра и т. д. Однако такой подход не может охватить все реально существующие ситуации в эксперименте. С другой стороны, такое моделирование предполагает наличие структур с наперед заданными параметрами такими, как  $\varepsilon$  и  $\sigma$  — диэлектрическая проницаемость и удельная проводимость, причем сама модель, как правило, изотропна [227]. Данный метод удобен при работе с фантомами и позволяет получить общую картину распределения поля. Существуют также простые расчетные способы определения поля внутри линии передачи; наконец, существуют методы и приборы прямого измерения падающей, отраженной и поглощенной мощностей [206]. Однако все эти методы применимы либо к каким-то постоянным определенным условиям облучения объектов с известными и неизменными во времени параметрами объекта, либо для сугубо технических целей. В условиях постоянной смены объектов, их конфигурации и объемов, частоты поля или параметров импульсов при импульсном облучении, различной их ориентации в поле большинство описанных в литературе методов либо не применимы, либо не обладают необходимой точностью. В зависимости от поставленной задачи в технике СВЧ применяют ваттметры поглощающего типа либо ваттметры проходящей мощности. В основу многих из них положен метод измерений, основанный на преобразовании мощности СВЧ в тепловую энергию. В качестве преобразователей используются проволочные сопротивления, термопары, термисторы. Для измерения больших мощностей используются водяные калориметры. Методы и приборы измерения мощности СВЧ описаны в литературе. При помещении объекта в линию передачи часть падающей на него энергии будет отражаться, часть — поглощаться. В зависимости от соотношения поперечных сечений объекта и действующей зоны облучения часть энергии будет распространяться дальше объекта по линии и поглощаться в нагрузке. Можно записать соотношение, связывающее все четыре составляющих мощности распространяющегося в линии электромагнитного поля, в виде

$$P_{\text{пад}} = P_{\text{отр.}} + P_{\text{погл.}} + P_{\text{прох.}}$$

Таким образом, зная амплитуды и фазы каждой из составляющих этого соотношения, можно с большой точностью определить поглощенную объектом мощность. Однако реализация данного метода довольно сложна и целесообразна лишь для измерения абсолютных значений какого-либо параметра (параметров) конкретного объекта. На практике проще пользоваться методом измерения проходящей мощности. Если СВЧ тракт содержит направленный ответвитель, то мощность в линии можно определить из соотношения

$$P_{\text{пал}} = k \cdot A,$$

где k — коэффициент ослабления направленного ответвителя, A — показания ваттметра, включенного на выходе направленного ответвителя. Зная рабочее сечение зоны облучения, можно определить среднее значение плотности потока мощности как

$$\Pi\Pi\mathsf{M}_{\rm cp} = \frac{k\cdot A}{S_p}.$$

Для прямоугольного волновода  $S_p = \frac{a \times b}{2}$ . В качестве направленного ответвителя можно применять измеритель полных сопротивлений P2-2, включаемый в разрыв между генератором и облучателем. При таком методе определения  $\Pi\Pi M_{cp}$  необходимо обеспечить в линии режим бегущей волны. Рассмотренный метод, кроме этого, не позволяет непосредственно измерять величину поля внутри самого объекта. Поэтому в последнее время распространение получил метод определения удельно-поглощенной мощности (УПМ), заключающийся в определения так как поглощенная объектом мощность ЭМП СВЧ преобразуется в тепло, метод определения УПМ сводится к измерению скорости роста температуры объекта:

$$\Psi\Pi M = \frac{W}{V} = \frac{\mathrm{cm}\frac{\Delta T}{\Delta t}}{V} = |C| \cdot \left|\frac{\Delta T}{\Delta t}\right| \ [\mathrm{Bt/cm}^3],$$

где  $\frac{\Delta T}{\Delta t}$  — численная величина измеренной скорости роста температуры, град/с; *С* — численное значение теплоемкости объекта, Дж/г× × град, *V* — объем объекта, см<sup>3</sup>. Удобнее пользоваться величиной измерения УМП, выраженной в Вт/кг. Это возможно, так как для большинства биологических объектов 1 см<sup>3</sup> ≈ 1 г. Таким образом, для биологических объектов можно записать следующее выражение для УПМ:

так как теплоемкость воды равна 4,2 Дж/г · град, что также может быть принято для большинства биологических объектов. На практике это измерение можно проводить с помощью термисторов. Особенно удобны для этих целей микротермисторы МТ-54 М. Микротермистор включается в одно из плеч моста постоянного тока, питаемого элементом напряжением 1,6 В, включаемого в диагональ моста. В другую диагональ включен ампервольтметр лабораторный. Данный метод грешит, однако, тем, что измерение скорости роста температуры непосредственно во время облучения объекта практически невозможно из-за собственного нагрева термочувствительного элемента в поле СВЧ. Поэтому представляется целесообразным разработка косвенных методов определения температуры объекта при его облучении ЭМП СВЧ.

### Глава б

### ПРИМЕРЫ ФОРМИРОВАНИЯ АППАРАТУРНЫХ КОМПЛЕКСОВ ДЛЯ ИЗУЧЕНИЯ БИОЭФФЕКТОВ СВЧ

Рассмотрим несколько конкретных примеров организации экспериментов по исследованию биологического действия СВЧ на проводящие и автоколебательные системы, причем в рамках настоящего изложения ограничимся чисто технической стороной вопроса.

Очевидно, что для большинства экспериментов необходимы следующие приборы и узлы: генератор СВЧ, модулятор, облучатель, измеритель мощности, система регистрации полезной информации, регистратор для ведения записи, стимулятор (генератор импульсов), осциллограф. В отдельных случаях необходим также синхронизатор.

# 6.1. Регистрация электрограммы препарата сердца лягушки

Цель технического обеспечения эксперимента — регистрация предсердной и желудочковой активности при действии импульсного поля СВЧ. Отпрепарированное сердце лягушки фиксируется в кювете из оргстекла размером в плане 30 × 40 мм (или Ø 30 ÷ 40 мм) и высотой 10 мм на электродах-присосках, расположенных в боковых стенках кюветы. В боковой стенке располагается также индифферентный электрод. Электроды с помощью силиконовых трубок, пропущенных сквозь боковую стенку волновода, соединены с системой заполнения. Кювета заливается раствором Рингера и с помощью резиновых груш трубки заполняются этим раствором. Препарат присасывается к электродам с помощью этих груш. Регистрация активности препарата ведется на кардиографе или электроэнцефалографе.

На рис. 6.01 представлена блок-схема организации эксперимента. Эта схема позволяет варьировать параметрами радиоимпульсов СВЧ, определять падающую на объект и отраженную от него мощность в линии, осуществлять регистрацию биоэлектрической активности синусного узла и желудочка одновременно, наблюдать на экране осциллографа взаимное расположение импульсов СВЧ и различных фаз электрограммы друг относительно друга.



Рис. 6.01. Блок-схема эксперимента по исследованию влияния ЭМП на ритмику сокращений изолированного сердца лягушки: 1 — объект; 2 электрод-присоска; 3 — фильтр; 4 — система заполнения; 5 — электроэнцефалограф; 6 — ФБС-1; 7 — блок формирования синхроимпульса; 8 — блок формирования команды; 9 — осциллограф двухлучевой; 10 — модулятор; 11 — генератор СВЧ; 12 — направленный ответвитель Р2-2; 13 — детекторная секция; 14 — прямоугольный волновод 31/240 мм<sup>2</sup>

### 6.2. Регистрация электрограммы сердца целостной лягушки

Цель технического обеспечения эксперимента — регистрация электрограммы сердца целостной лягушки в условиях облучения импульсами СВЧ поля. Обездвиженная бескровным методом лягушка фиксируется на столике из пенопласта вентрально. Столик вместе с лягушкой располагается внутри прямоугольного волновода. Большинство электрофизиологических исследований сердца амфибий проведено при его изоляции от организма, при вскрытой грудной клетке или путем введения электродов в грудную клетку. При этом в качестве отводящих электродов использовалась проволока из различных металлов. С учетом вышеизложенных требований разработана методика отведения с применением безартефактных электродов [221]. Регистрация ведется на электроэнцефалографе, амплитуда *R*-зубца порядка 150 мкВ. На рис. 6.02 представлена блок-схема эксперимента. Блок-схема позволяет осуществлять управляемый эксперимент с помощью фазового биосинхронизатора ФБС-1 [30].



Рис. 6.02. Блок-схема эксперимента по исследованию влияния ЭМП на параметры кардиоцикла целостной лягушки. Условные обозначения те же, что на рис. 6.01

# 6.3. Регистрация параметров проведения нервного импульса

Цель технического обеспечения эксперимента — регистрация параметров проведения возбуждения по нервному стволу при облучении импульсами СВЧ поля.

Отпрепарированный нерв располагается в прямоугольной кювете из оргстекла. Возможны различные способы ориентации препарата в поле СВЧ — перпендикулярно и параллельно электрическому вектору. В зависимости от этого применяются два варианта кювет: мелкая, при горизонтальном расположении препарата, и глубокая, при вертикальном расположении объекта (петлеобразно). Стимуляция и отведение осуществляются с помощью безартефактных электродов. После заполнения системы раствором Рингера препарат нерва кладется на электроды и через пропилы на электродах осуществляется электрический контакт препарата со стимулятором и регистратором. В качестве стимулятора может быть применен лабораторный электростимулятор ЭСУ-1. Сигнал, снимаемый с электродов, усиливается усилителем биопотенциалов и регистрируется на экране осциллографа. Блок-схема позволяет регистрировать время (скорость) проведения возбуждения путем измерения промежутка «артефакт-отклик» (потенциал действия) на экране осциллографа, амплитуду потенциала действия, относительную и абсолютную рефрактерность, порог возбудимости. Можно, вводя задержку между стимулом и импульсом модуляции, осуществлять различное временное расположение импульса СВЧ относительно латентного периода, определять величину падающей и отраженной мощности, длину волны, ППМ на объекте и т.д. На рис. 6.03 приводится блок-схема эксперимента. Эта же блок-схема применима при организации экспериментов по воздействию СВЧ поля на синаптическую передачу. На фото показан комплекс приборов, обеспечивающих регистрацию параметров проведения нервного импульса.



Рис. 6.03. Блок-схема эксперимента по исследованию влияния ЭМП на препараты нерва и нервно-мышечные препараты лягушки. Условные обозначения: обозначения 1–14 см. на рис. 6.01; 15 — электростимулятор ЭСУ-1; 16 усилитель биопотенциалов УБ1-02; 17 — циркулятор; 18 — нагрузка; 19 выносной катодный повторитель; 20 — высокочастотная приставка; 21 — осциллограф

# 6.4. Многоцелевая установка для исследования подвижных клеток в СВЧ полях

Воздействие СВЧ излучения на клеточные суспензии при условии экранирования зоны облучения от окружающего пространства можно осуществить как в небольших объемах — в пробирках, так и в протоке. Причем, с целью локализации максимального воздействия СВЧ поля на



Фото. Комплекс приборов для исследования параметров проведения нервного импульса при облучении СВЧ. Слева на рисунке на стойке расположены (сверху вниз) аттенюатор с затуханием 30 дБ и измеритель мощности СВЧ, модернизированный генератор ГС-6, волномер и осциллограф. Справа — электростимулятор ЭСУ-1. На заднем плане виден волновод с экраном, в котором расположены груши для заполнения безартефактных электродов раствором Рингера и выносная головка усилителя биопотенциалов УБП, сам усилитель расположен за волноводом

объект последний должен располагаться вдоль электрического вектора поля в той его части, где оно однородно.

Учет перечисленных факторов позволил выработать некоторые технические требования при разработке установки для исследования клеточных популяций в суспензии. Наблюдение за поведением клеток ведется с помощью оптики синхронно с облучением. Наличие короткофокусных оптических систем для наблюдения потребовало увеличения рабочей частоты излучения, т.е. уменьшения поперечных размеров облучателя. С целью экранирования зоны облучения и обеспечения возможности проведения исследований в широком частотном диапазоне в качестве облучателя выбрана экранированная полосковая линия с внутренним сечением  $34 \times 72$  мм<sup>2</sup>. Бегущий режим в линии обеспечивается с помощью внутренней согласованной нагрузки, представляющей собой параллельное соединение десяти резисторов (типа МЛТ) с общим сопротивлением 75 Ом и мощностью рассеяния 20 Вт (рис. 6.04). Отвод выделяющегося тепла осуществляется есте-



Рис. 6.04. Внутренняя согласованная нагрузка (нижний ряд резисторов)

ственной вентиляцией через прямоугольные люки в широких стенках экрана, забранные мелкоячеистой латунной сеткой. Внутренний проводник, представляющий собой латунную ленту с сечением  $2 \times 24 \text{ мм}^2$  и обеспечивающий при заданных размерах экрана волновое сопротивление 75 Ом, одним концом крепится к высокочастотному разъему, расположенному на торцевой части экрана. К другому концу ленты припаиваются резисторы МЛТ-2. Лента внутри экрана поддерживается штырями из оргстекла. Такая конструкция позволяет получить высокое значение коэффициента бегущей волны (КБВ) в широком частотном диапазоне —  $500 \div 2400 \text{ МГц}$ . В диаметральной плоскости такого облучателя электрический вектор направлен перпендикулярно широким стенкам экрана и ленты. В верхней широкой стенке установлен запредельный волновод для установки в облучатель пробирки с суспензией клеток (рис. 6.05).

С целью обеспечения возможности исследования спектральных характеристик самих клеток, а также свойств клеточных мембран с помощью флюоресцентных зондов на боковых стенках экрана расположены специальные посадочные гнезда для монтажа оптических систем,



Рис. 6.05. Расположение пробирки с клеточной суспензией в экранированной полосковой линии



Рис. 6.06. Принципиальная схема СВЧ-облучателя с полосковым волноводом и оптическими средствами контроля подвижных клеток в ЭМП: 1 — Экран волновода; 2 — Полосковый волновод; 3 — Кабель и разъем от СВЧ генератора; 4 — отверстие для установки пробирки с объектами; 5 — Пробирка; 6 — Запредельный волновод; 7 — Микроскоп; 8 — Телевизионная передающая трубка; 9, 10 — Осветители; 11 — Сопротивление нагрузки (вид сверху)

источников света и фотоприемников (рис. 6.06). Гнезда крепятся под углом  $45^{\circ}$  к продольной оси ленты, а их оптические оси образуют между собой угол  $90^{\circ}$  и сходятся в точке, через которую вертикально проходит осевая линия пробирки. Через эту же точку проходит оптическая ось двух других посадочных гнезд, в которых крепятся объективы оптического микроскопа для непосредственного визуального наблюдения за объектом и кино- и фотосъемки и передающей телевизионной трубки для наблюдения на экране монитора (рис. 6.07). Описываемый облучатель может работать с любым генератором СВЧ в диапазоне частот  $500 \div 2500$  МГц с выходным сопротивлением 75 Ом. При работе



Рис. 6.07. Блок-схема многоцелевой установки для клеточных исследований на СВЧ

в импульсном режиме средний уровень выходной мощности не должен превышать 20 Вт, т. е. должно выполняться условие:

$$P_{\rm cp} = \frac{P_{\scriptscriptstyle \rm H}}{Q},$$

где  $P_{\rm и}$  — мощность в импульсе, Q — скважность.

Технические характеристики установки:

1. Значение коэффициента бегущей волны на частоте 2375 МГц — 0,8; 2. Максимальное значение падающей мощности в режиме непрерывного облучения, Вт -20; $-500 \div 2500;$ 3. Диапазон частот несущей, МГц 4. Максимальное среднее значение падающей мощности в импульсном режиме при максимальной длительности 100 мкс, Вт -20:-75:

5. Волновое сопротивление облучателя, Ом

6. Чувствительность пьезоприемника,  $B \cdot duh^{-1} \cdot cm^2$  $-10^{-6}$ .

Особенности и требования к оптической системе. Как было отмечено выше, короткофокусные объективы микроскопа невозможно вводить в полость волновода, а длиннофокусные объективы, помещенные с наружной стороны (за сеткой), не обеспечивают необходимой разрешающей способности и, соответственно, достаточно больших увеличений живых микроорганизмов.

В установке применена система линз в пластиковой оправе, установленных в специальных держателях между объектом — пробиркой с культурой подвижных клеток — и боковой стенкой волновода (рис. 6.08), что соответствует требованиям облучения биообъектов без искажения картины СВЧ поля.



Рис. 6.08. Оптическая система вывода изображения из волновода. 1 — стенка волновода, 2 — пробирка с объектом, 3 — лента, 4 — оптическая система

Применение оптических методов позволяет не просто существенно увеличить суммарный объем информации, но и осуществить решение широкого круга задач. К последним можно отнести изучение спектров возбуждения методом флюориметрии с применением флюоресцентных зондов, энергетических показателей микроорганизмов, кооперативных взаимодействий и т. д.

Сборные объективы установлены в полости волновода симметрично по обе стороны от объекта. Изображение с одного объектива попадает на окуляр микроскопа, выполняющего вспомогательную функцию в процессе подготовки самого эксперимента, т.е. установку объекта и наблюдение за ним до включения генератора СВЧ. Изображение объекта может быть снято на пленку с помощью установленной здесь же фотонасадки (МНФ-8) и аппарата типа «Зоркий».

Изображение объекта с другого сборного объектива проецируется на телевизионную камеру типа «Волна-801» и воспроизводится на экране монитора, а при необходимости записывается на ленту видеомагнитофона.

Использование видеосистемы с записью изображения позволяет выполнять эксперименты по воздействию СВЧ полей большой мощности дистанционно или с автоматическим программатором, не подвергая экспериментатора случайному облучению.

Обеспечение высокого оптического разрешения дает возможность проведения качественных морфологических исследований клеток и их поведения непосредственно «под лучом», проведения инфракрасной спектроскопии пленок с металлсодержащими белками и т. д.

Осветительная система оптического тракта. Освещение подвижных клеток внутри волновода при микроскопии и видеозаписи изображения осуществляется с помощью двух источников света, позволяющих подавать пучок света под углом 45° либо сзади, либо спереди, создавая эффект темного поля. Один источник света (ОИ-18) регулируется по яркости плавным регулятором и оснащен специальным свето-

и теплофильтром, чтобы предупредить возникновение термоконвекции в пробирке с клетками. Второй источник света питается от специального цифрового импульсного генератора, создающего необходимую форму затухающих вспышек. Характер ступенчатого затухания импульсов света дает возможность объективно регистрировать и, с достаточно высокой точностью, измерять скорость и направление движения активно плавающих клеток в процессе их облучения ЭМП. Структура приборного комплекса разработана совместно с к.м.н. Швирстом Э. М.

### 6.5. Микрощелевой облучатель СВЧ для биологических объектов

Появление в последние годы СВЧ-техники нового поколения на микротрактах (микрополосковые линии, щелевые антенны, линии на ферритовых подложках и т. д.) позволяет решить проблему безопасного для исследователя облучения биологического микрообъекта с минимальными энергозатратами в сочетании с простотой изготовления облучателя и возможностью стыковки с целым комплексом исследовательской аппаратуры. В [228] подробно рассмотрены основные принципы построения облучателя в виде двухпроводной полосковой линии, определена структура поля в квазистатическом приближении, намечены основные характеристики излучения линии и поглощения объектом электромагнитной энергии, рассчитан радиус безопасной зоны для экспериментатора. Приводимое здесь теоретические дополнение позволяет более тщательно осветить вопросы согласования облучате-



Рис. 6.09. Двухпроводная микрополосковая линия

ля с питающим устройством и биологическим объектом, затронутые в [228], полностью определить конструктивные размеры облучателя и рассмотреть проблемы стыковки с оптическим микроскопом.

Наиболее оптимальным выполнением такого облучателя может быть конструкция, состоящая из 2-х токопроводящих полосок, напыленных или гальванически осажденных на слой диэлектрика с высоким значением диэлектрической проницаемости и малым углом потерь. Из рис. 6.09 видно, что эта конструкция сходна с щелевой микрополосковой линией. Строгая теория показывает [229], что в щелевой линии существуют области эллиптической поляризации магнитного поля в плоскости, перпендикулярной к поверхности диэлектрической подложки. Силовые линии магнитного поля образуют замкнутые петли с интервалом в полдлины волны в направлении распространения энергии (картина поля и распределение тока в щелевой линии показаны на рис. 6.10). Плотность поверхностного



Рис. 6.10. Силовые линии электромагнитного поля и поверхностного тока в СЩЛ

тока больше на краях щели и быстро уменьшается при удалении от нее. Для минимизации излучения в свободное пространство в качестве подложки применяются материалы с высоким значением диэлектрической проницаемости порядка  $\varepsilon_r = 10 \div 20$ , это приводит к значительному уменьшению длины волны  $\lambda'$  в линии по сравнению с длиной волны  $\lambda$  в свободном пространстве и обеспечивает концентрацию силовых линий поля вблизи щели при незначительных потерях на излучение. Так например, на частоте 3 ГГц при диэлектрической проницаемости подложки  $\varepsilon_r = 16$  отношение  $\lambda'/\lambda \approx 0.38$  и СВЧ поле на расстоянии 25,4 мм от центра щели ослаблено на 28,4 дБ, а на расстоянии 33 мм на 38,6 дБ по сравнению с полем щели, т.е. более чем в тысячу раз. При  $\varepsilon_r = 20$  на частоте 3 ГГц отношение  $\lambda'/\lambda \approx 0.33$ , и СВЧ поле резко затухает на расстоянии 12,7 мм от центра щели. Это позволяет расположить биологический препарат на покровное стекло, поместив его непосредственно на щелевую линию. При малой толщине стекла (0,25 мм) практически все силовые линии электрического поля на этом участке будут пронизывать объект.

Интересны возможности исследования объектов, имеющих некоторую анизотропность. Такая конструкция облучателя позволяет ориентировать произвольно структуры объекта относительно поперечной компоненты вектора напряженности электрического поля  $\overline{E}$ . Продольная компонента вектора  $\overline{E}$  на порядок ниже минимального значения напряженности поперечной компоненты [230].

Для минимальных энергозатрат и облегченного режима работы генератора необходимо обеспечить режим бегущей волны в линии. Это достигается согласованием подводящей и щелевой линий. Проблема согласования усложняется тем, что волна в щелевой линии из-за эллиптической поляризации отлична от плоской волны TEM, следовательно, ее волновое сопротивление  $Z_0$  и фазовая скорость  $V_{\phi}$  не постоянны, а изменяются с частотой. В первом приближении дисперсия квази-TEM-волны щелевой линии определяется соотношением [231]

$$h'_{z} = k[(\varepsilon_{r}+1)/2]^{1/2},$$
 (II.27)

где  $h'_z$  — реальная часть продольного волнового числа;  $k = 2\pi/\lambda_0$ ,  $\lambda_0$  — длина волны в свободном пространстве. Поэтому волновое сопротивление  $Z_0$  определяется формулой:

$$Z_0 = 120\pi / [((\varepsilon_r + 1)/2)^{1/2} C_0], \qquad (II.28)$$

где  $C_0$  — погонная емкость щели линии. Относительная длина волны в щелевой линии [229] с учетом (II.27):

$$\lambda'/\lambda = [2/(\varepsilon_r + 1)]^{1/2}, \qquad (II.29)$$

где  $\varepsilon_r$  — диэлектрическая проницаемость подложки. Из (II.29) можно получить значение эффективной диэлектрической проницаемости однородной среды, замененной двумя различными диэлектрическими полупространствами, исходя из того, что  $\lambda'/\lambda = \varepsilon_{sd}^{-1/2}$ :

$$\varepsilon_{\Rightarrow\varphi\varphi} = (\varepsilon_r + 1)/2.$$
 (II.30)

Компоненты поля на воздушной стороне щели могут быть рассчитаны как функции от  $\lambda$ ,  $\lambda'$  и расстояния от щели r. Если предположить  $\omega/\lambda \ll 1$ , тогда электрическое напряжение поперек щели может быть заменено эквивалентным линейным источником магнитного тока в теории магнитного вибратора [228, 229]

$$\dot{H}_{\theta} = -\frac{2U_{\rm m}e^{-\nu r}l\sin\theta}{j\omega\mu_04\pi r^3} (1+j\dot{\nu}r-\nu^2r^2), \qquad ({\rm II.31})$$

или, принимая  $K_c = (
u_z^2 + k^2)^{1/2}; \ \dot{
u}_z = j 2\pi/\lambda; \ k = 2\pi/\lambda,$ 

$$\dot{H}_z = A \cdot H_0^{(1)}(k_c r),$$
 (II.32)

где  $H_n^{(1)}(x)$  — функция Ганкеля первого рода, *n*-го порядка от аргумента x.

Несложные преобразования приводят к определению отношения напряжения вдоль траектории полуокружности постоянного радиуса к напряжению, непосредственно приложенному к щели [229]:

$$V(r)/V_{\rm III} = k_c r |K_1^{(1)}(k_c r)|, \qquad (\text{II}.33)$$

где  $K_1^{(1)}(x)$  — модифицированная функция Ганкеля первого рода, первого порядка от аргумента x.

Однако пользоваться соотношением (II.33) можно только на расстояниях  $r \ge \lambda$ , в противном случае, величина  $K_1^{(1)}(k_c r)$  стремится к бесконечности и определение отношения  $V(r)/V_{\rm III}$  имеет существенную погрешность.

Для определения величины затухания напряжения с воздушной стороны линии на малых расстояниях  $r < \lambda$  в первом приближении можно воспользоваться статической теорией компонент поля щелевой

линии, описанной в [232]. Изменения величины модуля вектора электрического поля будут иметь вид:

$$E_y^y = (2U_0/\pi\omega)[1 - (2y/\omega)^2]^{-1/2}$$
 по оси  $OY$  (II.34)

$$E_y^z = (2U_0/\pi\omega)[1 + (2z/\omega)^2]^{-1/2}$$
 по оси  $OZ.$  (II.35)

Решение, полученное Коном для формулы (II.28), дает в результате основные параметры щелевой линии в зависимости от ее размеров, диэлектрической проницаемости подложки и частоты подаваемого напряжения [229]. В качестве волнового сопротивления  $Z_0$  принято отношение  $V^2/2P$ , где  $V = \int E_y dy$  — пиковая амплитуда напряжения в щели, а P — средний поток мощности электромагнитной волны. Однако при достаточно большой длине волны будет выполняться условие  $b/\lambda' \ll 1$ , распространение волны в линии можно считать квазиплоским и расчет облучателя вести в квазистатическом приближении [228, 229]. Для ТЕМ-приближения сопротивление щелевой линии можно оценить по формуле [14]:

$$Z_0 = 591,7 \cdot [\varepsilon_{\mathfrak{s}\phi}^{1/2} \ln(8b/\pi\omega)]^{-1} \text{ Ом.}$$
(II.36)

Учитывая формулы (II.29), (II.30), можно записать  $Z_0$  в виде:

$$Z_0 = 591,7(\lambda'/\lambda)/\ln(8b/\pi\omega)$$
 Om. (II.37)

Формулы (II.36), (II.37) достаточно точны при отношениях  $b/\omega > 3$  и  $b/\lambda' \rightarrow 0$  [14].

Также следует отметить, что определение волнового сопротивления через средний поток мощности ЭМИ приводит к некоторым ошибкам при разработке переходов к микрополосковым и коаксиальным линиям. Экспериментальное исследование щелевой линии показывает [233], что для согласования с 50-омной микрополосковой или коаксиальной линией требуется 75-омная щель, рассчитанная по указанной формуле.

Определение конструктивных размеров облучателя. В соответствии с [228] и приведенной выше теорией микрополосковой щелевой линии изготовлена действующая установка микрооблучателя. Учитывая широкий разброс удельных электропроводностей биологических объектов, сильную зависимость проводимости от температуры (так, 0,1 M p-p NaCl при T = 18 °C имеет удельную проводимость 92,0 Сим · г-экв<sup>-1</sup> · см<sup>2</sup>, а при T = 25 °C - 106,74 Сим · г-экв<sup>-1</sup> · см<sup>2</sup> [234]); удельное сопротивление мышечной ткани - 75-79 Ом · см, головного мозга - 670-1200 Ом · см [235]), а также возможность применения различных концентраций, сопротивление щелевой линии было принято равным половине от приведенного в [228] для обязательного шунтирования сопротивлением объекта сопротивления линии, т. е.  $Z_0 = 150$  Ом.

Облучатель изготовлен методом электролитического травления материала  $\Phi$ ЛАН-10, имеющего диэлектрическую проницаемость подложки  $\varepsilon_r = 10.0 \pm 0.5$  и тангенс угла диэлектрических потерь

11 Тигранян Р.Э. Вопросы электромагнитобиологии

 $tg \, \delta = 1,5 \cdot 10^{-3}$ . Толщина пластины равна 2,0 мм, покрытие медное. Облучатель представляет собой конструкцию, состоящую из 2-х токопроводящих полосок.

Исходя из необходимости концентрации СВЧ-энергии вблизи щели, а с другой стороны, величины минимально допустимого окна для достаточной освещенности объекта, ширина щели была выбрана равной  $\omega = 3,6$  мм. По формуле  $b/\omega = \pi \cdot [8 \exp(591,7/\varepsilon_{_{эф}}^{1/2}Z_0)]^{-1}$  найдено значение ширины излучателя b = 7,6 мм. Общий вид изготовленного облучателя показан на рис. 6.11. Широкополосный переход от коаксиального кабеля к облучателю (рис. 6.11) изготовлен по данным [233] и обеспечивает коэффициент стоячей волны (КСВ) (щель при измерениях нагружена на согласованную нагрузку) порядка 1,25 в полосе от 4 до 8 ГГц, потери в этом же диапазоне составляют от 0,8 до 1,2 дБ [233]. Экстраполируя экспериментальные кривые в более низкочастотную область, можно ожидать значительного снижения потерь (до 0,5 дБ) на частотах около 1 ГГц и увеличения КСВ (до 1,75).



Рис. 6.11. Конструктивные размеры облучателя. Способ подвода высокочастотной энергии с помощью полужесткого кабеля

Наиболее распространенным видом исследования функциональных характеристик биообъектов, имеющих малые линейные размеры, является визуальное наблюдение с помощью оптического микроскопа. Таким образом, второй основной задачей настоящей работы является анализ возможности стыковки микрооблучателя с микроскопом. При исследовании широкого круга биологических задач часто применяется оптический микроскоп МБИ-15. Аппарат имеет 4 сменных объектива, устройство для фото- и киносъемки, осветитель для наблюдения объекта в проходящем и отраженном свете. Фокусное расстояние до 15 мм.

На расстоянии l = 1 мм от конца линии находится сквозное отверстие в подложке диаметром 2 мм для наблюдения объекта в микроскоп в проходящем свете. На расстоянии от облучателя по оси OZ, равном ширине щели, величина E-вектора статического поля уменьшится в 2,2 раза, а на расстоянии удвоенной ширины щели — в 4,1 раз. Кроме того, статический анализ не учитывает эффект замедления в 2,3 раза, вызывающий концентрацию силовых линий поля вблизи щели, при высокочастотном сигнале [14]. Рассматривая структуру поля на стороне подложки по результатам [17] (анализ не приведен ввиду своей громоздкости), можно сделать вывод о допустимости крепления облучателя непосредственно на столике микроскопа (фото).

Объект в виде капли объемом  $V = 10 \div 50$  мкл наносится на покровное стекло и помещается на облучатель с воздушной стороны над отверстием. При необходимости наблюдения тонкого слоя объект прижимается сверху вторым покровным стеклом.

Экспериментальные результаты. Измерены основные рабочие характеристики линии — волновое сопротивление, коэффициент бегущей волны (КБВ) в режимах согласованной нагрузки и эквивалента биологического объекта, величина ППМ в рабочей зоне исследователя, определено соответствие этих характеристик расчетным данным, полученным выше, а также в [13].

Блок-схема установки для измерения рабочих характеристик приводится на рис. 6.12. В качестве источника СВЧ колебаний использован генератор Г4-5, частота несущей равна 915 МГц. Источником прямоугольных импульсов для модуляции СВЧ излучения служит генератор Г5-54. Параметры модуляции: длительность импульсов 100 мкс, скважность Q = 2, частота следования 1,65 кГц. Измеритель КСВ в линии типа Р3-35. Оценка КСВ производилась по показаниям милливольтметра Б3-33, напряжение на вход которого подается с выхода детектора измерителя. Контроль формы огибающей высокочастотного сигнала осуществлялся с помощью осциллографа С1-55. Длина коаксиального кабеля, подводящего мощность к облучателю, выбрана равной длине волны в свободном пространстве ( $l_{\kappa} = 328$  мм).

Экспериментальное определение волнового сопротивления линии проводилось в непрерывном режиме работы генератора СВЧ. В качестве нагрузки линии использованы резисторы в диапазоне сопротивления от 100 до 200 Ом. Методом половинного деления из резонансной зависимости КБВ от величины сопротивления резисторов было найдено оптимальное сопротивление нагрузки R = 143 Ом, которое отличается от расчетного на 4,6%. КБВ в ненагруженной щелевой линии, укрепленной на столике микроскопа, порядка 0,33. Эксперимент подтвердил вывод, сделанный в результате анализа поля на стороне подложки, о независимости режима работы линии от высоты положения облучателя над столиком микроскопа. Из эксперимента следует также вывод



Фото. Микроскоп МБИ-15 с установленным микрооблучателем и термодатчиком

о гораздо большем затухании поля на воздушной стороне облучателя при наличии объекта. На расстоянии 4 мм от щели поле ослабляется более чем в 10 раз. Это расстояние принято минимально допустимым для объектива.

ППМ в свободном пространстве определялась методом наведенного тока в рамке из бронзового провода диаметром 4 мм; площадь, ограниченная контуром рамки, составляет 10 см<sup>2</sup>. Рамка через высокочастотный делитель мощности подключена к термисторному измерителю мощности Я2М-64. Измерение проводилось для реальных ситуаций, т.е. при наличии капли 0,15 М раствора NaCl объемом 10 мкл, помещенной на покровном стекле над отверстием в подложке.


Рис. 6.12. Блок-схема установки для измерения рабочих характеристик биологических объектов

При мощности на выходе генератора  $P_{\text{вых}} = 1,2$  Вт измеренное значение KBB = 0,46. ППМ на уровне глаз исследователя у бинокуляра микроскопа (зона A, фото) не более 3 мкВт · см<sup>-2</sup>, в районе предметного столика в радиусе r = 8 см от облучателя (зона Б, фото) не более 10 мкВт · см<sup>-2</sup>. В дальнем районе (зона В, фото) поле убывает пропорционально квадрату расстояния. Таким образом, можно сделать вывод о допустимых уровнях ППМ в зоне работы исследователя.

Энергетические характеристики облучения объекта. В качестве основной энергетической характеристики облучения объекта принята удельная поглощаемая мощность (УПМ), определяемая по скорости роста температуры облучаемого материала. При заданной скорости роста температуры УПМ можно найти из формулы [235]:

$$\forall \Pi \mathbf{M} = 4, 2 \cdot \Delta T / \Delta t \quad [\mathsf{B}_{\mathsf{T}} \cdot \mathsf{r}^{-1}], \tag{II.38}$$

где  $\Delta T$  — абсолютное изменение температуры за время наблюдения  $\Delta t$ . В качестве объекта выбран 0,15 M раствор NaCl, имеющий высокую удельную проводимость. Мгновенная температура определяется термодатчиком MMT-54, сопряженным с цифровым вольтметром Щ-4313. Датчик крепится на объективе микроскопа (фото). Минимально допустимое расстояние датчика от линии можно определить из формул модуля вектора электрического поля, учитывая, что сопротивление датчика в пределах от 18 °C до 90 °C варьирует от 250 до 1700 Ом. Зная напряженность поля в точке помещения датчика, можно определить мощность, выделяемую в датчике протекающим током. При мощности генератора 1,2 Вт на расстоянии 3,5 мм от линии температура нагрева датчика не превышает 0,2 °C, точность измерения 0,1 °C. Это расстояние принято минимально допустимым при мощности генератора до 1 Вт.

Калибровка осуществлялась путем параллельного термостатического нагрева датчика и образцового термометра в пределах от 18 °C до 90 °C через 0,5 °C. Полученная зависимость показаний прибора, сопряженного с датчиком, рассечена на три монотонные области и аппрок-



Фото. Установка облучателя на столике микроскопа и возможный способ крепления термодатчика

симирована в каждой многочленом 5-й степени. Аппроксимированная зависимость приведена на рис. 6.13. Под рисунком даны коэффициенты при многочлене и погрешности аппроксимации для каждой части.



Рис. 6.13. Аппроксимированная характеристика термодатчика

Зависимость роста температуры от времени облучения, как видно из рис. 6.14, носит линейный характер только на начальном участке, в интервале времени до 10 с. На этом участке наиболее достоверно соответствие УПМ скорости роста температуры.

Определение температурных зависимостей для различных объемов объекта проводилось путем синхронного считывания показаний термодатчика и интервалов времени облучения. Термодатчик погружен в полусферическую каплю раствора. Облучение объекта начиналось с определенной температуры и продолжалось до 2 мин. Интервалы времени фиксировались электронным секундомером, используемые объемы 10, 20, 30, 40 и 50 мкл набирали пипеткой типа ПЛ-01-20. Измерения



Рис. 6.14. Графики зависимости роста температуры модели биологического объекта от времени облучения

проводились при различных уровнях мощности генератора в пределах 0,1 ÷ 1,2 Вт.

При изменении объема объекта меняется его электрическая проводимость и степень перекрытия силовых линий электрического и магнитного полей. Следствием этих изменений является вариация согласования линии с нагрузкой (объектом), коэффициент передачи мощности к нагрузке и поглощаемая объектом мощность. Так, при увеличении объема раствора увеличивается КБВ в линии и меняется фаза отраженного сигнала. В связи с этим мощность, получаемая объектом (без учета потерь на излучение) оценивалась через коэффициент отражения по мощности [236]:

$$K_{\text{orp}_p} = \left[\frac{1 - \text{KBB}}{1 + \text{KBB}}\right]^2. \tag{II.39}$$

Откуда мощность в объекте:

$$P_0 = P_{\rm r} (1 - K_{\rm orp_n}), \tag{II.40}$$

где  $P_{\rm r}$  — мощность, отдаваемая генератором.

Графики снятых зависимостей абсолютной температуры объекта от времени облучения при различных мощности в объекте и объеме приведены на рис. 6.14. В скобках, после значений УПМ, рассчитанной по формуле (II.38), для каждой зависимости приведена мощность в объекте.

Экспериментальное исследование работы облучателя с реальным биологическим объектом. Проверка работоспособности микрощелевого облучателя проводилась в эксперименте по облучению простейших микроорганизмов вида Тетрахимен.

Облучение вели по описанной выше методике, частота несущей 915 КГц, частота следования импульсов 1,65 кГц, длительность импульсов 100 мкс. Наблюдение за реакцией тетрахимен вели визуально через бинокуляр оптического микроскопа МБИ-15 при различных уровнях мощности и в 2-х режимах облучения — непрерывном и импульсно-модулированном. Объем капли препарата — 10 мкл.

Величина удельной электрической проводимости суспензии тетрахимен больше проводимости 0,15 M раствора NaCl, вследствие этого УПМ в суспензии при равных мощности и объеме гораздо больше нежели в растворе NaCl. Поэтому определение величины нагрева суспензии встретило некоторые сложности, т.к. суспензия достаточно гетерогенна, ее суммарная электрическая проводимость меняется от пробы к пробе, поэтому меняется и выделяемая в объекте мощность. Контроль мощности, поступаемой к облучателю, осуществлялся по уровню выходной мощности генератора.

Обычное поведение тетрахимен проявляется в хаотическом движении в жидкости без соблюдения какого-либо преимущественного направления. При облучении ЭМИ, начиная с уровня мощности 100 мВт в импульсном режиме и 70 мВт в непрерывном режиме, некоторые крупные инфузории совершают прецессионное движение вокруг сократительной вакуоли. Частота прецессии около 0,5 Гц. Дальнейшее повышение мощности приводит к необратимой денатурации белка клеток в результате нагрева. Качественное исследование механизма прецессии (являлся ли причиной этого движения нагрев инфузорий или имел место специфический «нетепловой» эффект СВЧ) не проводилось. Результатом эксперимента является успешное визуальное наблюдение реального биологического объекта при облучении ЭМП и характерное изменение поведения инфузорий, свидетельствующее о поступлении мощности СВЧ в суспензию.

Заключение. Разработанный микрощелевой облучатель может быть использован при исследовании воздействия ЭМИ на различные биологические объекты — клеточные суспензии, гели, волокна, культуры ткани. Особенно удобным такой облучатель может оказаться

при исследовании влияния ЭМИ на объект с ярко выраженной электрической или магнитной анизотропией, т.к. объект можно легко ориентировать относительно векторов поля. Кроме того, сопряжение облучателя с микроскопом позволяет наблюдать функциональные изменения состояния объекта синхронно с облучением, как это было показано в эксперименте с тетрахименами. Большим преимуществом рассмотренного метода облучения является отсутствие необходимости использования различных экранирующих устройств для защиты исследователя от воздействия неионизирующего излучения. В то же время, в объекте достигается большая концентрация поля и, как следствие этого, уменьшаются энергетические затраты для достижения необходимой величины УПМ. Если воспользоваться условным коэффициентом использования микрощелевого излучателя и применяющихся в настоящее время волноводных облучателей по соотношению УПМ к импульсной мощности (10 кВт · кг<sup>-1</sup>/2 Вт для микрощелевого облучателя и 5,6 кВт·кг<sup>-1</sup>/75 Вт для волноводного облучателя), то микрощелевой облучатель оказывается эффективней более чем в 100 раз.

## 6.6. Микрооблучатели цилиндрические со спиральными антеннами

В качестве антенн вращающейся поляризации широкое применение в диапазонах сантиметровых, дециметровых и метровых волн нашли спиральные антенны, излучающие поле примерно круговой поляризации в направлении своей оси.

Спиральные антенны разделяют на цилиндрические, конические и плоские.

Цилиндрическая спиральная антенна состоит из нескольких витков проволочной спирали. Токи в спирали возбуждаются с помощью коаксиальной линии, для чего один из концов спирали присоединяют к центральному проводнику линии. Внешний проводник коаксиальной линии (оплетка, если это коаксиальный высокочастотный кабель) присоединяют к металлическому экрану, препятствующему возбуждению электрических токов на внешней поверхности коаксиальной линии питания и в значительной степени подавляющему задний лепесток антенны, а также служащему противовесом по отношению к спирали (рис. 6.15).

При подключении линии к высокочастотному генератору в спирали возбуждается бегущая волна электрического тока. Поэтому спиральную антенну можно отнести к классу антенн бегущих волн.



Рис. 6.15. Цилиндрическая спиральная антенна: 1 спираль; 2 экран

Выбором соответствующих диаметра витков  $D \simeq \lambda_0/3$  и шага намотки  $S \approx \lambda_0/4$  можно обеспечить излучение энергии вдоль оси спирали (перпендикулярно экрану) в направлении движения бегущей волны тока, причем в этом направлении поляризация электромагнитной волны в дальней зоне антенны близка к круговой.

Коэффициент направленного действия спиральной антенны приближенно можно определить по формуле

$$D \approx 15 (L/\lambda_0)^2 n S/\lambda_0,$$

где L — длина витка спирали; n — число витков спирали;  $\lambda_0$  — длина волны в свободном пространстве.

Входное сопротивление спирали определяется по формуле, Ом:

$$R_{\scriptscriptstyle \rm BX} \approx 140 (L/\lambda_0).$$

Спиральная антенна сохраняет свои направленные свойства в диапазоне длин волн  $0,7\lambda_{\text{опт}}$  ...  $1,2\lambda_{\text{опт}}$ , где  $\lambda_{\text{опт}}$  — длина волны, для которой размеры антенны являются оптимальными.

Применение вместо цилиндрических спиралей конических может обеспечить широкополосность примерно в двукратном диапазоне волн. При одинаковом с цилиндрической спиралью числе витков коническая спиральная антенна формирует более широкую диаграмму направленности, чем цилиндрическая. Это объясняется тем, что при возбуждении токов вдоль провода спирали эффективно излучает только часть витков конической спирали, длина которых близка к длине волны. С уменьшением длины волны активная область спирали перемещается в сторону витков с меньшим диаметром.

В плоских спиральных антеннах также возбуждается бегущая волна тока. В отличие от цилиндрических и конических спиралей, они при отсутствии экрана излучают волны круговой поляризации в двух направлениях, а именно в направлениях, перпендикулярных плоскостям спирали. Для получения однонаправленного излучения плоскую спираль размещают на одной стороне диэлектрической пластины, другая сторона которой металлизирована. Окружив спираль закрытым экраном и соединив его с экраном 2 спирали (рис. 6.15), получим коаксиальную линию со спиральным внутренним проводником. Для сохранения режима бегущей волны свободный конец спирали выведен наружу через ВЧ разъем и нагружен на резистор с сопротивлением, равным волновому. Внутрь спирали помещается пробирка с объектом. При этом входное сопротивление спиральной коаксиальной линии увеличится за счет уменьшения длины волны  $\lambda_{\rm B} = \frac{\lambda_0}{\sqrt{arepsilon}}$  и составляет величину, близкую к 100 при D = 0,6-0,7 см, S = 0,2-0,3 см и  $L \approx 2$  см. В такой ситуации вместо резистора желательно установить небольшой подстроечный конденсатор с воздушным диэлектриком.

Выбор величин *D* и *d* определяется по формулам [78]. На рис. 6.16 показана конструкция цилиндрического микрооблучателя на частоту 915 МГц для облучения жидких сред в протоке.



Рис. 6.16. Цилиндрический микрооблучатель для облучения жидкостей в протоке

Спираль выполнена из посеребренной медной проволоки диаметром 0,8 мм и с натягом навита на корпус из оргстекла. Шаг спирали 2–2,5 мм. Стеклянная трубка пропускается через корпус спирали и фиксируется в цангах зажимными гайками (на рисунке не показаны). Цанги использованы от подстроечных потенциометров СП-1 (СП-2). Экран и крышки выполнены из латуни. Все стыки выполнены пайкой.

На рис. 6.17 показана конструкция цилиндрического микрооблучателя для облучения жидких сред в пробирке (частота 915 МГц). Для регистрации возбуждаемых механических колебаний микрооблучатель дополнен пьезоприемником, состоящим из корпуса с накидной гайкой для стыковки с экраном, пьезодатчиком из титаната бария с диаметром 20 мм и толщиной 0,5 мм и разъемом для вывода переменного электрического сигнала с пьезодатчика.

На рис. 6.18 показана конструкция точечного микрооблучателя с конической спиральной антенной.

Размеры микрооблучателей: D=2 см; l=5 см;  $\Delta S=0,2$  см; d=0,9 см; L=2 см.



Рис. 6.17. Цилиндрический микрооблучатель для облучения жидких сред в пробирке



Рис. 6.18. Точечный микрооблучатель с конической антенной

#### Глава 7

### УСЛОВИЯ ПРОВЕДЕНИЯ ЭКСПЕРИМЕНТОВ ПО БИОЭФФЕКТАМ СВЧ

# 7.1. Нормы допускаемых излучений и стандарты частот

Как было показано выше, для проведения экспериментов по биоэффектам высокочастотных электромагнитных полей часто требуются мощности порядка десятков и сотен ватт. Применяемые экспериментаторами высокочастотные установки работают на разных частотах, что объясняется возможностями технического характера. В то же время многие технические службы используют частотные диапазоны, находящиеся вблизи частот (или их гармоник), на которых ведутся исследовательские работы по действию высокочастотных электромагнитных полей на биологические объекты. Естественно, встает вопрос о допустимых уровнях излучения исследовательских высокочастотных установок с целью исключения возникновения помех для работы технических служб, а также о выборе частот, на которых работают эти установки. Поэтому, прежде чем приступить к работе на высокочастотной установке, необходимо ознакомиться с соответствующими документами о нормировании излучения в свободное пространство, а также о выборе разрешенных для работы частот. Эти положения касаются как стандартной серийной аппаратуры, так и модернизации имеющейся или вновь создаваемой. В СССР (и в России) введены нормы допускаемых индустриальных радиопомех [237] для каждого диапазона частот для всех высокочастотных установок, утвержденные Государственной комиссией по радиочастотам СССР (ГКРЧ). В этом документе регламентированы все виды возможных излучений, в том числе и от высокочастотных установок для научных исследований. Кроме этого, введен в действие ГОСТ 23450-79 от 29.01.1979 на радиопомехи, в том числе и от научных высокочастотных установок [238]. Выделенные для научных работ частоты указаны в [239]. Порядок регистрации высокочастотных установок, выдача разрешений на приобретение, строительство и эксплуатацию радиоэлектронных средств и высокочастотных установок приведены в [239].

#### 7.2. Вопросы построения экранированных помещений

Экранирование некоторого объема свободного пространства при проведении исследований биоэффектов высокочастотных электромагнитных полей ставит своей целью исключение распространения этих полей во всем пространстве, а точнее, снижение уровня высокочастотного электромагнитного излучения до величины, предусмотренной действующими нормами. Отсюда при проектировании и сооружении экранированных помещений необходимо руководствоваться определенными требованиями, реализация которых обеспечит в дальнейшем выполнение этих норм.

Рассмотрим требования, которым должны отвечать экранированные помещения (ЭП). При этом автор не стремился дать конструкцию конкретного экранированного помещения, позволяющего проводить в нем определенные биофизические или электрофизиологические эксперименты, а лишь ограничился рассмотрением необходимых общих соображений. Проведение большинства исследований не требует непосредственного присутствия экспериментатора вблизи объекта. Однако в ходе эксперимента требуется постоянный контроль за параметрами поля, как мощностными, так и временными, корректировка этих параметров, изменение режима облучения, изменение параметров среды, в которой находится объект, контроль и регистрация параметров функционального состояния самого объекта, то есть необходимо управление экспериментом. Следовательно, для большинства экспериментов можно предложить следующую схему ЭП: высокочастотная установка, включающая генератор высокочастотных колебаний, кабель связи и облучатель, система безартефактных электродов для отведения биоэлектрической активности (в отдельных случаях и для стимуляции объекта), сам объект и система жизнеобеспечения объекта находятся в экране. Управление экспериментом осуществляется извне с помощью системы дистанционного управления. Экранированный объем и система дистанционного управления соединяются через заградительные устройства, исключающие просачивание электромагнитной энергии из экранированного объема в свободное пространство. Экранированное помещение должно быть снабжено люком, через который в экранированном помещении размещается аппаратура и объект. Во время эксперимента люк должен быть плотно закрыт. Все необходимые коммуникации (энергопитание, приток и вытяжка воздуха, газ, вода) должны быть введены в экранированное помещение также через заградительные устройства. Размеры такого экранированного помещения определяются, в первую очередь, размерами аппаратуры и используемой длиной волны излучения. В диапазоне длин волн  $10 \div 50$  см с использованием вышеописанных генераторов и облучателей ориентировочные размеры следующие: высота — 150 см, глубина — 100 см, длина — 200 см.

В экспериментах, где объектом исследования является человек, требования к экранированному помещению могут быть дополнены наличием двусторонней проводной связи и телевизионной установкой для видеоконтроля за состоянием человека. Необходимо также наличие второго, запасного люка для экстренной эвакуации из экранированного помещения в случае необходимости. Ориентировочные размеры экранированного помещения могут быть следующими: длина — 3 м, ширина — 2 м, высота — 2,5 м. Существенным моментом является расположение экранированного помещения внутри лабораторного таким образом, чтобы минимальный просвет между стенами лабораторного помещения и экранированного помещения был больше 1 м. Просвет между полом лабораторного помещения и дном экранированного помещения должен быть также не менее 1 м. Эта величина установлена нормами техники безопасности и, кроме того, позволяет в случае необходимости проводить ремонт экранированного помещения. Вентиляция экранированного помещения должна обеспечивать трехкратную смену объема воздуха внутри помещения за 1 ч. Наиболее сложным (по объему работ) является конструкция экранированного помещения, в котором, по условиям эксперимента, необходимо присутствие экспериментатора. Такое экранированное помещение должно удовлетворять всем требованиям вышеописанных экранированных помещений и дополнительно иметь внутренний экран, отделяющий экспериментатора, контрольную и регистрирующую аппаратуру от высокочастотной установки. Оба отсека соединяются дверью, обеспечивающей на рабочем месте экспериментатора допустимый уровень облучения не более 10 мкВт/см<sup>2</sup>. При проведении экспериментов с использованием открытого облучателя внутри экранированного помещения также необходимо предусмотреть дистанционное управление экспериментом. Ориентировочно размеры такого экранированного помещения могут быть следующими: длина — 5 м, ширина — 3 м, высота — 3 м. Приводимые здесь размеры экранированных помещений взяты из опыта работ автора и, естественно, не являются определяющими. Они лишь позволяют получить общее представление о габаритах этих сооружений и могут быть скорректированы исследователями, в работе которых возникнет необходимость использования тех или иных экранированных помещений. Таким образом, экранированные помещения можно условно разделить на три класса:

— экранированные помещения нестационарные с дистанционным управлением экспериментом;

— малые экранированные помещения стационарные с дистанционным управлением экспериментом;

— большие экранированные помещения стационарные с двойной экранировкой с местным и дистанционным управлением экспериментом.

### 7.3. Применяемые материалы и элементы конструкции экранирующих помещений

Для экранирования помещения может использоваться листовая медь, латунь, сталь. Жесткие требования к величине допустимого уровня излучения высокочастотной энергии в свободное пространство исключают стыковку листов между собой с помощью разборных или неразборных соединений типа винтов, болтов, заклепок и т.д. Единственным способом, обеспечивающим необходимое затухание, является пайка или сварка. Каркасом экранированных помещений первых двух классов может служить сварной каркас из стального уголка с последующей обшивкой сталью толщиной 1-2 мм и проваркой стыков в среде аргона или углекислого газа. Газовая сварка ацетиленом приводит к короблению листа, не обеспечивает абсолютной надежности сварного шва, в металле после остывания возникают напряжения, приводящие к разрыву шва. С внутренней стороны экранированного помещения к полкам стальных уголков, образующих каркас, на болтах крепятся деревянные бруски, к которым на гвоздях пришиваются доски (желательно неструганные), образующие сплошные стенки. К доскам на клею КН-2 или «88» крепится радиопоглощающий материал, обязательно негорючий. Эта мера необходима, так как экранированное помещение представляет собой большой резонатор, что будет способствовать, особенно на дециметровом диапазоне, образованию стоячих волн, а это, в свою очередь, приведет к сильной неоднородности поля внутри объема и потере информации о величине падающей на объект мощности. Каркас экранированного помещения может быть собран также целиком из дощатых щитов. Снаружи доски обшиваются листовой латунью или медью на гвоздях. Листы укладываются внахлест, швы пропаиваются припоем марок ПОС, в качестве флюса наиболее подходит 30-40% ортофосфорная кислота. Шов получается надежным, шлака практически нет, что обеспечивает отсутствие свищей, адгезия сильная. Необходима также тщательная пропайка шляпок крепежных гвоздей с поверхностью листа. В случае применения стальных или стальных оцинкованных гвоздей следует применять в качестве флюса хлористый цинк. Изнутри доски также оклеиваются РПМ. Снаружи желательна окраска в 2-3 слоя токопроводящей краской ВЧ.

Каркасы экранированных помещений третьего класса следует выполнять только из металла (стальной уголок 60 × 60 или 60 × 90) и обшивать стальным листом толщиной 2-2,5 мм с помощью сварки. При больших размерах этих помещений и загрузке большим количеством оборудования деревянные балки могут дать небольшой прогиб, что поведет за собой разрыв обшивки и утечку высокочастотной электромагнитной энергии в окружающее пространство. Стационарные экранированные помещения устанавливаются на сварной пояс из стального швеллера № 12—16 на таких же стойках. Снизу к торцам стоек привариваются опорные стальные площадки размером  $200 \times 200$  мм толщиной 8-10 мм. Наиболее ответственным моментом при сооружении экранированных помещений является уплотнение дверей и люков многоразового пользования. Люк или дверь должны плотно прилегать по всему периметру к основному экрану. Это достигается применением петель с эксцентрично расположенными осями. Уплотнения применяются стандартного типа — ножевые, лепестковые, с применением токопроводящей резины (см., например, Харвей). Поскольку входная дверь экранированного помещения может иметь только наружное управление (дополнительное уплотнение за счет прижима винтовыми или другими силовыми элементами), то необходимо наличие запасного выхода в случае экстренной эвакуации. Эта задача может быть решена довольно просто применением люка одноразового пользования. В экране оставляется проем в удобном для выхода из экранированного помещения месте, по периметру этого проема с помощью пайки крепится лист тонкой металлической фольги. В случае необходимости фольга легко рвется и человек беспрепятственно покидает помещение. После ликвидации аварийной ситуации проем закрывается новым листом фольги. Во всех случаях экранированное помещение должно вентилироваться. В нестационарном экранированном помещении эта задача наиболее просто решается за счет естественной приточно-вытяжной вентиляционной системы. Для предотвращения утечки высокочастотной электромагнитной энергии из экранированного помещения через вентиляционную систему последняя выполнена в виде необходимого количества металлических трубок достаточно малого внутреннего диаметра и необходимой длины, приваренных или припаянных к наружной обшивке. Для того, чтобы эти трубки не пропускали высокочастотную электромагнитную энергию, другими словами, обеспечивали бы большое затухание, необходимо, чтобы внутренний радиус трубки R был в 10-15 раз меньше рабочей длины волны [40]. В этом случае трубка будет представлять собой запредельный волновод и ее погонное затухание (в децибелах на сантиметр) на низшем типе волны H<sub>11</sub> может быть приблизительно оценено по формуле

$$L = \frac{16}{R}$$
дБ/см,

а общее затухание при длине трубки l становится равным 16l/R дБ. Рассмотрим численный пример. По нормам, приводимым в документах, указанных в п. 7.1 настоящей главы, экранированное помещение должно обеспечивать затухание не хуже 120 дБ. При длине волны излучения 10 см и внутреннем радиусе трубки 0,8 см длина трубки будет равна

$$l = \frac{LR}{16} = \frac{120 \cdot 0.8}{16} = 6$$
 см.

Для обеспечения расчетного живого сечения приточного и вытяжного вентиляционных отверстий необходимое количество трубок собирается в блок. Трубки с обеих сторон привариваются к коллекторам. К одному из коллекторов подсоединяется вентилятор, второй коллектор приваривается к экрану. В качестве фильтрирующего высокочастотную электромагнитную энергию элемента может служить также металлическая сетка. Подвод воды и газа в экранированное помещение осуществляется с помощью металлических труб, вваренных в экран. Поскольку длина подводки обычно составляет несколько метров, эти коммуникации сильно поглощают высокочастотную электромагнитную энергию и не могут являться источником помех. Наиболее трудоемким и ответственным моментом можно считать ввод в экранированное помещение электроэнергии, проводной связи, сигнализации и т.д., а также обеспечение требуемой величины фильтрации высокочастотной электромагнитной энергии промежуточным экраном, разделяющим внутри экранированное помещение на два отсека. В качестве фильтрирующего элемента наиболее удобно использовать объемный поглотитель, внутри которого размещен электрический провод той или иной электрической цепи. Конструкция фильтра представляет собой коаксиальную систему двух труб: наружная выполнена из стали, внутренняя — из фарфора или стекла. Пространство между трубами заполняется объемным поглотителем, состоящим из смеси цемента, песка и графита с соотношением частей 3:9:1 соответственно. Фарфоровая трубка крепится внутри стальной на распорках из диэлектрика. Стальная труба приваривается к экрану помещения. Необходимое затухание обеспечивается выбором системы определенной длины. Проводник пропускается через фарфоровую трубку. Число таких фильтров устанавливается по числу проводников, которые необходимо ввести в экранированное помещение. Подробное описание всех вопросов, касающихся строительства, монтажа и эксплуатации экранированных помещений можно найти в [240].

#### Литература

- Тигранян Р. Э., Парсаданян А. Ш. Действие низкоинтенсивного импульсного СВЧ ЭМП на ритмику сокращений сердца лягушки. Биологическое действие электромагнитных полей. Тезисы докладов Всесоюзного симпозиума. Пущино, ОНТИ НЦБИ АН СССР, 1982.
- Тигранян Р.Э., Тяжелов В.В. Действие импульсного СВЧ ЭМП на параметры проведения возбуждения по нерву. Биологическое действие электромагнитных полей. Тезисы докладов Всесоюзного симпозиума. Пущино. ОНТИ НЦБИ АН СССР. 1982.
- 3. Тяжелов В.В., Алексеев С.И., Григорьев П.А. Изменение проводимости фосфолипидных мембран, модифицированных аламетицином, под действием высокочастотного электромагнитного поля // Биофизика, **23**, 732–733, 1978.
- 4. Черски П. // ТИИЭР, 1975, т. 63, № 11, с. 4-10.
- Tyashelov V. V., Tigranian R. E., Khizhniak E. P., Akoev I. G. Some peculiarities of auditory sensation evoked by pulsed microwave fields // Radio Sci., 1979, v. 14, 6S, p. 259–63.
- Corelli J. C., Gutmann R. J., Kohazi S., Levy J. // J. Microwave Power, v. 12, No 2, p. 141–144, 1977.
- 7. Гай А. // В мире науки. 1986, № 11.
- Биологические эффекты ЭМП. Вопросы их использования и нормировки. Сб. научных трудов. Пущино ОНТИ НЦБИ АН СССР, 1986.
- 9. Шван Х. П., Форстер К. Р. // ТИИЭР, 1980, т. 68, № 1.
- Тигранян Р. Э., Парсаданян А. Ш. Биологическое действие электромагнитных полей. — В сб.: Тезисы докладов Всесоюзного симпозиума. Пущино, ОНТИ НЦБИ АН СССР, 1982.
- Тигранян Р.Э., Хафизов Р.З., Тяжелов В.В. Биологическое действие электромагнитных полей. — В сб.: Тезисы докладов Всесоюзного симпозиума. Пущино, ОНТИ НЦБИ АН СССР, 1982.
- 12. James C., Lin. Ph. D. Microwave auditory effects and application (USA).
- 13. Эйди У.Р. // ТИИЭР, 1980, т. 68, № 1.
- Тигранян Р. Э., Шорохов В. В. Частотный диапазон слухового эффекта СВЧ // Биофизика, 1988. Т. 33. Вып. 2. С. 349–350.
- 15. Tyazhelov V. V., Tigranian R. E., Khizhniak E. P., Akoev I. G. Science, 1979, v. 14, No 6S, p. 259–263.
- 16. Мэзон У. Физическая акустика. Т. V. М.: Мир, 1973.
- 17. Andrews J. M., Strankberg M. W. P. // Proc. IEEE, 1966, No. 54, p. 523.
- Тульский С. В. и др. В. сб.: Молекулярная биофизика. М.: Наука, 1965, с. 41-43.
- 19. Foster K. R., Finch E. D. // Science, 1974, v. 185, p. 256-258.
- 20. Joseph C., Sharp, H. Mark Grove, and OM P. Gaudhi. // IEEE trans., 1974, v. 22, p. 583–584.
- 21. White R. M. // J. Appl. Phys., 1963, v. 34, p. 3559-3567.

- 22. Тигранян Р. Э., Тяжелов В. В. Биологическое действие электромагнитных полей. В сб.: Тезисы докладов Всесоюзного симпозиума. Пущино, ОНТИ НЦБИ АН СССР, 1982.
- Вепринцев Б. Н. Дис. на соиск. уч. степ. канд. биол. наук. М.: МГУ, 1960.
- 24. Каменский Ю.И. // Биофизика, 1964, т. IX, вып. 6.
- 25. Donald S., Mc Ree and Howard Wachtel. // Radiation Research 82, 1980, p. 536-546.
- 26. Тигранян Р.Э. Вопросы курортологии, физиотерапии и лечебной физкультуры // Медицина, № 6, 1986, с. 11–14.
- Heintzen P. // Pflügers Archiv, ges. Physiol., 1954, v. 259, No 5, p. 381– 399.
- Trautwein W. U., Gottstein and Pederschmidt K. // Pflüg. Arch. ges. Physiol., 1954, v. 258, No 3, p. 242.
- 29. Тигранян Р.Э., Парсаданян А.Ш. Биологическое действие электромагнитных полей. — В сб.: Тезисы докладов Всесоюзного симпозиума. Пущино, ОНТИ НЦБИ АН СССР, 1982. С. 13–14.
- 30. Тяжелов В.В., Тигранян Р.Э. Фазовый биосинхронизатор. Авт. свид. № 497011. Опубл. 30.12.1975. Бюллетень № 48.
- 31. Fry W.J., Tucker D. // Acoust. Soc. Amer., 1951, v. 23, p. 627.
- 32. Fry W. J., Tucker D., Fry E. J. // Acoust. Soc. Amer., 1951, v. 23, p. 364.
- 33. Fry W.J., Wulff V.J. // Acoust. Soc. Amer., 1950, v. 22, p. 682.
- 34. Fry W.J., Wulff V.J., Tucker D. // Acoust. Soc. Amer., 1950, v. 22, p. 867.
- Wall P. D., Tucker D., Fry F. I., Mosberg W. H. // Acoust. Soc. Amer., 1953, v. 25, p. 281.
- Coronini C., Lassmann G. Kongressbericht der Erlauger Ultraschalltagung. 1149, S. 72.
- 37. Coronini C., Lassmann G., Skudrzyk E. // Act. neuroveg., 1950, No 1, p. 342.
- 38. Lehmann J., Becker G., Jaenicke W. // Strahlentherapie, 1950, v. 83, p. 311.
- 39. Sarvazyan A. P., Pashovkin T. N. // Proc. of UBIOMED-IV, v. 1, Visegrad, Hyngary, 1979, p. 103–105.
- Пчельников Ю. Н., Свиридов В. Т. Электроника сверхвысоких частот. М.: Радио и связь, 1981.
- 41. Jung P. // Klin. Wschr., 1942, v. 21, p. 917.
- 42. Barth G., Erlhof H., Streibl P. // Strahlentherapie, 1950, No 81, p. 129.
- 43. Theismann H., Wallhaüser K.H. // Naturwissenschaften, 1950, v. 37, p. 185.
- 44. Haussmann H. G., Kehler H. // Optik, 1950, v. 7, p. 321.
- 45. Haussmann H. G., Kehler H., Koch A. // Zs. Hygiene, 1952, v. 134, p. 565.
- 46. Гаврилов Л.Р. // Акустич. журн., 1974, т. 20, с. 27-32.
- 47. Carstensen E. L., Miller M. W., Linke C. A. // J. Biol. Phys., 1974, v. 2, p. 173-192.
- 48. Казаринов К. Д., Шаров В. С., Путвинский А. В. Биологическое действие электромагнитных полей. В сб.: Тезисы докладов Всесоюзного симпозиума. Пущино, ОНТИ НЦБИ АН СССР, 1982.
- 49. Schmitz W., Hoffmann D. // Acta Neurovegetatica, 1952, v. 4, p. 99.
- 50. Холодов Ю.А. // Усп. физиол. наук, 1982, № 2.
- 51. Валитов Р.А., Хижняк Н.А., Жидков В.С. и др. Пондеромоторное действие электромагнитного поля. М.: Советское радио, 1975.

- 52. Александер Р. Биомеханика. М.: Мир, 1970.
- 53. Красильников В. А. Звуковые и ультразвуковые волны. М.: Физматгиз, 1960.
- 54. Эльпинер И.Е. Ультразвук. М.: Гос. издат. физ.-мат. лит., 1963.
- 55. Мэзон У. Физическая акустика. Т. I, ч. Б. М.: Мир, 1973.
- 56. Сарвазян А. П. Дис. на соиск. уч. степ. д-ра физ.-мат. наук. Пущино: ИБФ, 1983.
- 57. Hughes D. E., Nyborg W. L. // Science, 1962, v. 138, p. 108.
- 58. Tyashelov V. V., Alekseev S. A., Faizova L.Kh., Chertishchev V. V. Symposium URSI "Oudes Electromagnetiques et Biologie", Jong-en-Josas, Juillet, 1980.
- 59. Gournay L. S. Conversion of Electromagnetic to Acoustic Energy by Surface Heating // J. Acoust. Soc. Amer. 1966. V. 40. No 6. P. 1322–1330.
- Даниловская В. И. // Прикладная математика и механика. 1950. Т. XIV. С. 316–344.
- 61. Даниловская В. И. // Прикладная математика и механика. 1952. Т. XIV. С. 341-344.
- Guo T. C., Guo W. W., Larsen L. E. Microwave-Induced Thermoacoustic Effect in Dielektrics and its Coupling to External Medium. // IEEE Trans. Microw. Theory Tech. 1984. V. 32. No 8. P. 835–843.
- Lin J. C. Theoretical Analysis of Microwave-Generated Auditory Effects in Animals and Man. — Biological Effects of Electromagnetic Waves. Selected Papers of the USNC/URSI Annual Mecting // Boulder, CO. 1975. V. 1. P. 36–47.
- 64. Ахадов Я.Ю. Диэлектрические свойства бинарных растворов. М.: Наука, 1977.
- 65. Тюрин А. М., Сташкевич А. П., Таранов Э. С. Основы гидроакустики. Л.: Судостроение, 1966.
- 66. Тигранян Р.Э. Гипотеза об акустической природе механизма биологического действия импульсных СВЧ-полей. Препринт, Пущино, ОНТИ НЦБИ АН СССР, 1984.
- 67. Бражников Н. И. Ультразвуковые методы. М.-Л.: Энергия, 1965.
- Бергман Л. Ультразвук и его применение в науке и технике. М.: Мир, 1957.
- 69. Сарвазян А. П. Некоторые общие вопросы биологического действия ультразвука. Препринт. Пущино, ОНТИ НЦБИ АН СССР, 1981.
- 70. Аккерман Ю. Биофизика. М.: Мир, 1964.
- 71. Романов С. Н. Биологическое действие механических колебаний. Л.: Наука, 1983.
- 72. Эйди У.Р. // ТИИЭР, 1980, 68 № 1 140-147.
- 73. Ким Ю. А., Касимбеков И. К., Фоменко Б. С., Тигранян Р. Э. // Биологические науки, № 11, 37–40, 1986.
- 74. Döring H. I., Frey A. Changes in the Mechanical Activity of Heart, Skeletal and Smooth Muscle Induced by Hydrodynamic Pressure Pulses. // J. of Low Frequency Noise and Vibration, 1982, vol. 1, No 3, p. 135–148.
- 75. Лямшев Л. М. Лазеры в акустике // Вестник АН СССР, № 8, 97–107, 1984.
- 76. Лебедев И.В. Техника и приборы СВЧ. // Высшая школа, 1973.
- Андрушко Л. М., Федоров Н. Д. Электронные и квантовые приборы. М.: Радио и связь, 1981.

- Вамберский М. В., Казанцев А. И., Шелухин С. А. Передающие устройства СВЧ. — М.: Высшая школа, 1984.
- 79. Тигранян Р.Э., Шорохов В.В. Физические основы слухового эффекта СВЧ. Пущино, ОНТИ ПНЦ, 1991 г.
- Chou C.-K., Galambos R., Guy A. W., Lovely R. H. Cochlear Microphonics Generated by Microwave Pulses // J. Microwave Power. 1975. V. 10, No 4. P. 361–367.
- 81. Guy A. W., Taylor E. M., Ahleman B. T., Lin I. C. Microwave Interaction with the Auditory Systems of Humans and Cats. Proc. Int. Microwave Symposium, Boulder, CO. 1973. P. 321–323.
- 82. Guy A. W., Chou C.-K., Lin J. C., Christeusen D. Microwave-Induced Acoustic Effects in Mammalian Auditory Systems and Physical Materials // Annals of the New York Academy of Sciences, 1975. V. 247. P. 194–218.
- Ландау Л. Д., Лившиц Е. В. Теоретическая физика, т., Гидродинамика. — М.: Наука, 1986.
- Кроуфорд Ф. Берклеевский курс физики, т. З. Волны. М.: Наука, 1984.
- 85. Ивенс И., Скейлак Р. Механика и термодинамика биологических мембран. — М.: Мир, 1982.
- Зинин П. В., Левин В. М., Маев Р. Г. // Биофизика, 32, № 1, 185–191, 1987.
- 87. Двайт Г.Б. Таблица интегралов. М.: Наука, 1977.
- 88. Ashmore J. F. A fast motile response in guinea-pig outer hair cell: the cellular basis of the cochlear amplifier / Ibid. 1987. 388. P. 323-347.
- Пасечник В. И. Механизмы улитки органа слуха. Итоги науки и техники. Физиология человека и животных. Т. 39. — М.: 1988.
- Левенштейн В. Возбуждение и инактивация в рецепторной мембране. Современные проблемы электробиологии. — М.: Мир, 1964. — С. 181– 210.
- 91. Большаков М. А., Хижняк Е. П., Тяжелов В. В. Изменение проводимости модифицированных фосфолипидных мембран, вызываемое электромагнитными полями дециметрового диапазона. — В сб.: Тезисы докладов Всесоюзного симпозиума «Биологическое действие электромагнитных полей». Пущино, ОНТИ НЦБИ АН СССР, 1982, с. 7–8.
- 92. Тигранян Р.Э. Усиление неионизирующего излучения периодическими биологическими структурами. Тезисы докладов. Пущино, 1987, с. 28–29. Симпозиум «Механизмы действия электромагнитных излучений».
- 93. Frey A. H. Auditory System Response to Radiofrequency Energy // Aerospace Medicine. 1961. V. 32. No 12. P. 1140–1142.
- 94. Airborne Instruments Laboratory. An Observation on the Detection by the Ear of Microwave Signals // Proc. IRE. 1956. V. 44, No 10. P. 2A.
- Frey A. H. Human Auditory System Response to Modulated Electromagnetic Energy // J. Appl. Physiol. 1962. V. 17. No 4. P. 689.
- 96. Frey A. H. Some Effects on Human Subjects of Ultra-High-Frequency Radiation // Amer. J. of Medical Elecronics. 1963. V. 2. P. 28-31.
- 97. Frey A. H. Human Perception of Illumination with Pulsed Ultra-Frequency Electromagnetic Energy // Science. 1973. V. 181. P. 356–358.
- 98. Тяжелов В.В., Тигранян Р.Э., Хижняк Е.П. Исследование звуковых эффектов высокочастотного электромагнитного импульсно-модулированного поля // ВИНИТИ, Деп. № 2049 — 77. 1977.

- 99. Тяжелов В.В., Алексеев С.Н. Проблемы формирования представлений о первичных механизмах биологического действия высокочастотных электромагнитных полей // Проблемы экспериментальной и практической электромагнитобиологии. Пущино: ОНТИ НЦБИ АН СССР, 1983.
- 100. Хижняк Е.П., Тяжелов В.В. Слуховые эффекты при действии импульсных ЭМИ // Биологические эффекты электромагнитных полей. Вопросы их использования и нормирования. Пущино: ОНТИ НЦБИ АН СССР, 1986. С. 49–68.
- 101. Khizhniak E. P., Tyazhelov V. V., Shorokhov V. V. Some Peculiarities and Possible Mechanisms of Auditory Sensation Evoked by Pulsed Electromagnetic Irradiation // Activ. Nerv. Sup. (Praha), 1979. V. 21. No 4. P. 247–251.
- 102. Khizhniak E. P., Shorokhov V. V., Tyazhelov V. V. Two types of Microwave Auditory Sensation and their Possible Mechanisms // Symposium URSI "Ondes Electromagnetiques et Biologie". Joui-en-Josas. Paris, Juillet, 1980.
- 103. Bilsen F. A., Ritsma R. J. Some Parameters influencing the Perceptibility of Pitch // J. Acoust. Soc. Amer. 1970. V. 47. P. 469–475.
- 104. Frey A. H., Eichert E. S. Psichophysical Analysis of Microwave Sound Perception // J. Bioelectricity. 1985. V. 4. No 1. P. 1–14.
- 105. Schouten J. F., Ritsma R. J., Cardozo B. L. Pitch of the Residue // J. Acoust. Soc. Amer. 1962. V. 34. P. 1418–1424.
- 106. Кицовская И.А. Исследование взаимоотношений между основными нервными процессами у крыс при воздействии СВЧ разной интенсивности. О биологическом действии сверхвысоких частот. — М.: Наука, 1960. С. 75.
- 107. Frey A. H. A Restraint Device for Cats in a UHF Electromagnetic Energy Field // Psico-Physiology. 1966. V. 2. P. 381–383.
- 108. Frey A. H. Biological Function as Influenced by Low-Power Modulated RF Energy // IEEE Trans. MTT. 1971. V. MTT-19. No 2. P. 153.
- 109. Frey A. H., Feld S. R. Avoidance by Rate of Illumination with Low Power Nonionizing Electromagnetic Energy // J. Comparative and Physiological Psichology: 1975. V. 89. No 2. P. 183–188.
- 110. Hjersen D. L., Phillips R. D., Lovely R. H. Perseption and Response to Pulsed Microwave Radiation by Rats // Abstracts Annual Meeting URSI. Amherst, Mas., 1976.
- 111. Jonson R. B., Myers D. I., Guy A. W., Lovely R. H., Galambos R. Discriminative Control of Appetitive Behavior by Pulse Microwave Radiation in Rats // Biological Effect of Electromagnetic Waves. Selected Papers of the USNC/URSI Annual Meetings, Boulder, CO, Oct., 20–30; NEW Publication (FDA) 77 –8010. 1976. V. 1. P. 238–247.
- 112. King N. W., Juste D. R., Clarke R. L. Behavioral Sensitivity to Microwave Radiation // Science. 1971. V. 172. P. 398-401.
- 113. Stverak I., Marha K., Pafkova G. Some Effects of Various Pulsed Fields on Animals with Audiogenic Epilepsy // Biologic Effects and Health Hazards of microwave Radiation. Ed. P. Czersky et al., Polish Medical Publishers. Warsaw 1974. P. 141–144.
- 114. Лэмб Г. Динамическая теория звука. М.: Физматгиз, 1960.
- 115. Романенко Е.В. Физические основы биоакустики. М.: Наука, 1974.
- 116. Тигранян Р.Э. Физико-техническая практика биологического эксперимента с СВЧ-излучением. Пущино: ОНТИ НЦБИ АН СССР, 1985, 130 с.

- 117. Тигранян Р. Э. Генераторы СВЧ с широкополосной импульсной модуляцией для биологических исследований на базе медицинских приборов микроволновой терапии // Приборы и лабораторное оборудование для научных исследований по новым направлениям биологии и биотехнологии. Пущино, ОНТИ НЦБИ АН СССР, 1986. С. 66–70.
- 118. Тигранян Р.Э., Машкин П.В. Там же. Ламповые СВЧ-генераторы для биологических исследований. С. 70–76.
- 119. Тигранян Р.Э., Шорохов В.В. К вопросу о физическом моделировании акустических эффектов при действии СВЧ-полей на биологические системы // Биофизика. 1985. Т. 30. Вып. 5. С. 894–899.
- 120. Шорохов В. В., Тигранян Р.Э., Машкин И.В. Исследование особенностей эффекта радиозвука с помощью сферической модели // Биофизика. 1986. Т. 31. Вып. 4. С. 695–700.
- 121. Lin J. C. Microwave Auditory Effects and Applications. Springfield, Illinois: Charles C. Thomas, 1978.
- 122. Constant P. C. Hearing EM Waves. Digest of the 7th International Conference on Medical and Biological Engineering. Stockholm, Sweden, August, 14–19. 1967. P. 349.
- 123. Atsuko M., Masao S. Microwave Auditory Effects // J. Acoust. Soc. Jap. 1983. V. 39. No 4. P. 262-265.
- 124. Физиология сенсорных систем. Руководство по физиологии Ч. 2. Л.: Наука, 1972.
- 125. Chou C.-K., Guy A. W. Microwave-Induced Auditory Response: Cochlear Microphonics // Biological Effects of Electromagnetic Waves, edited by C. C. Johnson and M. J. Shore, Bureau of Radiological Health FDA (77-8010). Rochville, Maryland, 1977.
- 126. Seaman R. L., Lebovitz R. M. Auditory Unit Responses to Single-Pulse Microwave Stimuli // Hearing Research. 1987. V. 26. P. 105–116.
- 127. Wilson B. S., Zook J.M., Joines W. T., Casseday J. H. Alterations in Activity at Auditory Nuclei of the Rat Induced by Exposure to Microwave Radiation: Autoradiographic Evidence Using [I4C]-2-deoxy-D-Glucose // Brain Research. 1980. V. 187. P. 291–306.
- 128. Wilson B. S., Kobler J. B., Casseday J. H., Joines W. T. Spectral Content of Microwave-Induced Auditory Stimuli as Demonstrated by [14C]-2-deoxy-D-Glukose Uptake at the Inferior Colliculus // Bioelectromagnetics Abstracts, 1983, v. 5, p. 46.
- 129. Wilson B. S., Joiness H. T. Mechanism and Physiologic Significance of Microwave action on the Auditory System // J. Bioelectricity. 1985. V. 4. No 2. P. 495-525.
- 130. Young I. M., Lowry L. D., Menduke H. A Bekesy Descenting-Only Procedure: Effects of Attenuation Rate and Step Size, and Starting Level // J. Auditory Res. 1985. V. 25. P. 201–208.
- 131. Engin A. E., King L. J. Axisymmetric Response of a Fluid-Filled Spherical Shell in Free Vibrations // J. Biomechanics. 1970. V. 3, No 1. P. 11–22.
- 132. Chou C.-K., Guy A. W., Galambos R. Characteristics of Microwave-Induced Cochlear Microphonics // Radio Science. 1977. V. 12, No 6(S). P. 221-227.
- Lin J. C. On Microwave-Induced Hearing Sensation // IEEE Trans. Microw. Theory Tech. 1977. V. MTT-25. No 7. P. 605–613.
- 134. Сагалович Б. М., Мелкумова Г. Г. Изучение действия электромагнитных волн сверхвысокой частоты на вызванные потенциалы слуховых центров

в связи с перспективами использования неадекватной слуховой стимуляции // Вестн. оторинолар. 1974. Т. 4. С. 3–8.

- 135. Anne A., Saito M., Salti O. M., Shvan H. P. Relative Microwave Absorption Cross Sections of Biological Significance. In: Biological Effect of Microwave Radiation. V. 1. N. Y., Plenum Press, 1961. P. 153–176.
- 136. Ho H. S., Hagan G. J., Foster M. R. Microwave Irradiation Design Using Dielectric Lenses // IEEE Trans. Microw. Theory Tech., 1975. V. MTT-12. P 1058-1061.
- 137. Kritikos H. N., Schwan H. P. Hot Spots Generated in Conducting Spheres by Electromagnetic Waves and Biological Implications // IEEE Trans. Biomed. Eng. 1972. V. BME-19(1). P. 53–58.
- 138. Лин Дж.Ч. Слуховой эффект на СВЧ // ТИИЭР. 1980. Т. 68, № 1.
- Шутилов В. А. Основы физики ультразвука. Л.: Изд-во Ленинградского университета, 1980.
- Chou C.-K., Guy A. W., Galambos R. Microwave-Induced Cochlear Microphonics in Cats // J. Microwave Power. 1976. V. 11. No 2. P. 171–173.
- 141. Маликова С.И., Малышев В.Л., Балакирева В.Н., Горбань Л.Г. Влияние дециметровых волн на температуру головного мозга и прилегающих тканей. // Вопросы курортологии, физиотерапии и легочной физической культуры. 1982. Т. 2. С. 18–22.
- 142. Olsen R.G., Lin J.C. Microwave Pulse Induced Acoustic Resonances in Spherical Head Models // IEEE Trans. Microw. Theory Tech. 1981. V. MTT-29. No 10. P. 1114–1117.
- 143. Wilson J. J., Johustone J. R. Basilar membrane and middle ear vibration in guinea-pig measured by capasitive probe // J. Acoust Soc. Amer. 1975. V. 57. P. 705–715.
- 144. Anzelus A. The Effect of an Impact on a Spherical Liquid Mass // Acta Pathology Microbiology Scandinavica. 1943. V. 488. P. 153–159.
- 145. Hu C.-L. Spherical Model of an Acoustical Wave Generated by Rapid Laser Heating in a Liquid // J. Acoust. Soc. Amer. 1969. V. 4. No 3 (part 2). P. 728-736.
- 146. Mc Ivor I.K., Sonstegard D. A. Axisymmetric Response of a Closed Spherical Shell to a Nearly Radial Impulse // J. Acoust. Soc. Amer. 1966. V. 40 No 6. P. 1540–1547.
- Wilkinson J. P. Natural Frequencies of Closed Spherical Shells // J. Acoust. Soc. Amer. 1965. V. 38. P. 367–368.
- 148. Khalil T. B., Viano D. C., Smith D. L. Experimental Analysis of the Vibrational Haracteristics of the Human Skull // J. Sound and Vibrations. 1979. V. 63. No 3. P. 251–376.
- 149. Khalit T.B., Viano D.C. Comparison of Human Skull and Spherical Shell Vibrations Implication for Head Injury Modeling // J. Sound and Vibrations. 1982. V. 82. No 1. P. 95–110.
- 150. Tondorf J., Jahn A. F. Velosity of Propagation of Bone-Conducted Sound in a Human Head // J. Acoust. Soc. America. 1981. V. 70. No 5. P. 1294–1297.
- Zwisloski J. J. Acoustic Attenuation between Ears // J. Acoust. Soc. Amer. 1963. V. 25. P. 752–759.
- 152. Olsen R. G., Lin J. C. Microwave-Induced Pressure Waves in Mammalian Brains // IEEE Trans. Biomed. Eng. 1983. V. BME-30. No 5. P. 289–293.

- 153. Коломийченко А.И., Шейман Н.С. Атлас тональных аудиометрических исследований. (Пособие для практических врачей и студентов). Киев: ГМИ УССР, 1962.
- 154. Carhart K. Clinical Application of Bone Conduction Audiometry // Archives of Otolaringology. 1950. V. 51. P. 797–808.
- 155. Dirks D. D., Libarger S. F., Olsen W. O., Billings B. L. Bone Conduction Calibration: Currents Status // J. Speech and Hear. Disord. 1979. V. 44. No 2. P. 143–155.
- 156. Queller J. E., Khanna S. M. Changes in Bone Conduction Thresholds with Vibrator Contact Area // J. Acoust. Soc. Amer. 1982. V. 71. No 6. P. 1519– 1526.
- 157. Whittle L. S. A Determination of the Normal Threshold of Hearing by Bone Conduction // J. Sound and Vibration. 1965. V. 2. No 3. P. 227–248.
- 158. Сагалович Б. М., Мелкумова Г. Г. Соотношение порогов слышимости при воздушном и костном проведении звуков у людей в норме // Вестник оториноларингологии. 1967. Т. 2. С. 78–83.
- 159. Shunichi K., Suzuki K., Sone T. Some Consideration on the Auditory Perseption of Ultrasonic and its Effects on Hearing // J. Acoust. Soc Jap. 1985. E6. No 1. P. 3–8.
- 160. Беднин Ф.В., Сагалович Б. М. Эквивалентные пороги слышимости человека при костном проведении звуков, замеренные с помощью прибора «искусственный мастоид» в расширенном диапазоне частот // Акустический журн. 1975. Т. 21, вып. 5. С. 673–678.
- 161. Беднин Ф.В., Сагалович Б. М. Соотношение порогов слышимости человека при воздушном и костном проведении звуков в расширенном диапазоне частот // Акустический журн. 1984. Т. 30, вып. 5. С. 589–593.
- 162. Сагалович Б. М.. Симбирцева О. И. Возрастная характеристика эквивалентных порогов слышимости человека при костном проведении звуков в расширенном диапазоне частот // Акуст. журн. 1978. Т. 24, вып. 2. С. 307-309.
- 163. Brinkman K., Richter U. Die Bestimmung der Normal-Horschwelle für Knochenleitung mit versciedenartigen Knochenleitungshorern // Audiol. Acoust. 1983. V. 22. No 4. P. 114–118.
- 164. Corso J. F. Bone-Conduction Thresholds for Sonic and Ultrasonic Frequencies // J. Acoust. Soc. Amer. 1963. V. 35. No 11. P. 1738.
- 165. Fenstein S. N., Hollien H., Hollien R. Diver Auditory Sensitivity: Another Look at Bone Conduction // J. Acoust. Soc. Amer. 1972. V. 52. No 1 (part 1). P. 170.
- 166. Nixon C. M., von Gierke H. E. Experiments on the Bone-Conduction Threshold in a Free Sound Field // J. Acoust. Soc. Amer. 1959. V. 31. No 8. P. 1121–1125.
- 167. Young I. M., Lowry L. D. Ascending and Descending Thresholds of Pure Tones // J. Acoust. Soc. Amer. 1986. V. 80, Suppl. 1, p. 123.
- 168. Zwislocki J. In Search of the Bone-Conduction Threshold in a Free Sound Field // J. Acoust. Soc. Amer. 1957. V. 29. No 7. P. 795.
- 169. Сагалович Б. М., Беднин Ф. В., Горшков В. Г., Стамов-Витковский А. В. Костный телефон для исследования остроты слуха и слухопротезирования // БИ. 1974. № 42, Авт. св. № 449713.
- 170. Справочник по радиотехнике / Под ред. Б. А. Смиренина. М.-Л.: ГЭИ, 1950.

- 171. Сагалович Б. М., Беднин Ф. В. Прибор «искусственный мастоид» для калибровки костных телефонов в расширенном диапазоне частот // Мед. техника. 1981. № 1. С. 28–31.
- 172. Молчанов А. П., Бабкина Л. В. Электрические модели механизмов улитки органа слуха. — Л.: Наука, 1978.
- 173. Анатомия человека / Под ред. С. С. Михайлова. М.: Медицина, 1984.
- 174. Goss S. A., Johnston R. L., Dunn F. Complication of Empirical Ultrasonic Properties of Mammalian Tissues. II // J. Acoust. Soc. Amer. 1980. V. 68. No 1. P. 93–108.
- 175. Ludvig G. D. The Velocity of Sound through Tissues and Acoustic Impedance of Tissues // J. Acoust. Soc. Amer. 1950. V. 22. No 6. P. 862–866.
- 176. Лагутин В.В., Молчанов А.П. Модели механизмов слуха. М.: Энергия, 1973.
- 177. Белоцерковский Г.Б. Основы радиотехники и антенны. Ч. І. М.: Советское радио, 1969.
- 178. Механизмы слуха // Проблемы физиологической акустики. Т. VI. Л.: Наука, 1967.
- 179. Глинский Б. А., Грязнов Б.С., Дынин В. С., Никитин Е. П. Моделирование как метод научного исследования. — М.: Изд-во МГУ, 1965.
- 180. Прагер В. Введение в механику сплошных сред. М.: ИЛ, 1963.
- Holmes M. H., Cole J. D. Cochlear mechanics: Analysis for a pure tone // J. Acoust. Soc. Amer. 1984. V. 70. No 3. P. 767–768.
- 182. Robles L., Ruggero M. A., Rich N. C. Basilar Membrane Mechanics at the Base of the Chinchilla Cochlea. I. Input-Output Function, Tunning Curves, and Response Phases // J. Acoust. Soc. Amer. 1986. V. 80. No 5. P. 1364– 1374.
- 183. Johnstone B. M., Yates G. K. Basilar membrane tuning curves in the guineapig // J. Acoust. Soc. America. 1974. V. 55. P. 389–390.
- 184. Rhode W. S., Diesler C. D. Measurement of the amplitude and phase of vibration of the basilar membrane using the Mosbauer effect // J. Acoust. Soc. America. 1970. V. 47. P. 60.
- 185. Лабутин В. К., Молчанов А. П. Слух и анализ сигналов. М.: Энергия, 1967.
- 186. Тигранян Р. Э., Шорохов В. В., Горохов А. Л. Двухконтурная резонансная модель слухового эффекта импульсных полей СВЧ. Аннот. // Биофизика. 1988. Т. 33. Вып. 3. С. 536. ВИНИТИ. Деп. № 2506—В88.
- Schouten J. F. // Proc. of Koninklijke Nederlandsch Akademie van Wetenschappen. 1940. V. 43. No 3. P. 356.
- Schouten J. F. // Proc. of Koninklijke Nederlandsche Akademie van Wetenshappen. 1940. V. 43. No 3. P. 991.
- 189. Shouten J. F. // Philips. Techn. Rev. 1940. V. 5. P. 286.
- 190. Экспериментальная психология // Под ред. С.С. Стивенса. М.: ИЛ, 1963.
- Цвикер Э.: Фельдкеллер Р. Ухо как приемник информации. М.: Связь, 1971.
- 192. Шахпаронов М.И. Методы исследования теплового движения молекул и строения жидкости. М.: Изд-во МГУ, 1963.
- 193. Вартанян И.А., Цирульников. Коснуться невидимого, услышать неслышимое. — Л.: Наука, 1985.

194.	Шкурин	Г. П.	Справочник	ПО	измерител	ьным	И	радиоиз	мери	тельным
	приборам	1. Ради	иоизмеритель	ные	приборы.	Альбо	М	схем. —	М.:	Военное
	изд-во М	инист	ерства оборо	ны (	Союза ССР	, 1960	).			

- 195. Шкурин Г. П. Справочник по электроизмерительным и радиоизмерительным приборам. Радиоизмерительные приборы. — М.: Военное изд-во Министерства обороны Союза ССР, 1960.
- 196. Тигранян Р.Э. Физико-техническая практика биологического эксперимента с СВЧ-излучением. Пущино: ОНТИ НЦБИ, 1985.
- 197. Харвей А. Ф. Техника СВЧ. Т. 2. М.: Сов. радио, 1965, с. 422-440.
- 198. Крылова В.А., Юченкова Т.В. Зашита от электромагнитных излучений. — М.: Советское радио, 1972.
- 199. Нефедов Е.И., Фиалковский А.Т. Полосковые линии передачи. М.: Наука, 1980.
- 200. Колтун С.В., Тигранян Р.Э. В сб.: Приборы и лабораторное оборудование для научных исследований по новым направлениям биологии и биотехнологии. Пущино: ОНТИ НЦБИ АН СССР, 1987, с. 56–64.
- 201. Валитов Р. А., Попов И. А. Радиопередающие устройства на полупроводниковых диодах. Проектирование и расчет. — М.: Советское радио, 1973.
- 202. Гвоздев В. И., Нефедов Е. И. Объемные интегральные схемы СВЧ. М.: Наука, 1985.
- 203. Mariani E. A., Heizman C. P., Agrios J.P., Cohn S. B. // IEEE Trans. Microwave Theory and Techn., 1969, v. 17, No 12, p. 1091–1096.
- 204. Атабеков Г. И. Линейные электрические цепи. Ч. І. М.: Энергия, 1978; ч. II, III, 1979, 592, 432 с.
- 205. Айзенберг Г.З. Антенны ультракоротких волн. М.: Гос. изд-во литературы по вопросам связи и радио, 1957.
- 206. Харвей А.Ф. Техника сверхвысоких частот. Т. І, ІІ. М.: Советское радио, 1963.
- 207. Фельдштейн А. Л., Явич Л. Р., Смирнов В. П. Справочник по элементам волноводной техники. М.: Советское радио, 1967.
- 208. Нейман М. С. Курс радиопередающих устройств. М.: Советское радио, 1958.
- 209. Аппарат для ДЦВ-терапии передвижной «Волна-2». Паспорт.
- 210. Иванов А.Б., Сосновкин Л.Н. Импульсные передатчики СВЧ. М.: Советское радио, 1956.
- Андреевский М. Н. Конструкции генераторов дециметровых и метровых волн. — М.: Оборонгиз, 1956.
- 212. Frey A. M. Biological Function as Influenced by Low-Power Modulated RF Energy. Microwave theory and techniques, vol. MTT -19, 2, 1971.
- 213. Влияние СВЧ-излучений на организм человека и животных. Под ред. акад. АМН СССР проф. И. Р. Петрова. — Медицина, Ленинградское отделение, 1970.
- 214. Электровакуумные приборы. Справочник. М.-Л.: Госэнергоиздат, 1956.
- 215. Верещагин Е. М. Модуляция в генераторах СВЧ. М.: Советское радио, 1972.
- 216. Аппарат для микроволновой терапии «Луч-3». Паспорт.
- 217. Аппарат для микроволновой терапии «Луч-58-1». Паспорт.
- 218. Аппарат переносной СВЧ-терапии «Ромашка». Паспорт.

- 219. Ливенцев Н. М. Электромедицинская аппаратура. М.: Медицина, 1964.
- 220. Стариков В. Д. Методы измерения на СВЧ с применением измерительных линий. — М.: Советское радио, 1972.
- 221. Tyashelov V. V., Tigranian R. E., Khizhniak E. P. New artifact free electrodes for recording of biological potentions in strong electromagnetic fields. // Radio Sci., 1977, v. 12/6S.
- 222. Тигранян Р.Э., Тяжелов В.В. Действие импульсного СВЧ ЭМП на параметры проведения возбуждения по нерву. Биологическое действие электромагнитных полей. Тезисы докладов Всесоюзного симпозиума. Пущино, ОНТИ НЦБИ АН СССР, 1982.
- 223. Буреш Я., Петрань М., Захар И. Электрофизиологические методы исследования. — М.: ИЛ, 1962.
- 224. Тасаки И. Проведение нервного импульса. М.: ИЛ, 1957.
- 225. Парсаданян А.Ш., Хафизов Р.З., Тигранян Р.Э. Методика отведения электрограммы сердца целостной лягушки в условиях облучения СВЧ. // Биологический журнал Армении, АН АрмССР, т. ХХХ, № 7, Ереван, 1977.
- 226. Пресман А.С.. Электромагнитные поля и живая природа. М.: Наука, 1968.
- 227. Давид Р. Введение в биофизику. М.: Мир, 1982.
- 228. Колтун С. В., Тигранян Р. Э. Основы теории расчета и конструирования микрогенераторов СВЧ для биофизических исследований. Препринт, Пущино, 1989.
- 229. Cohn S. B. IEEE Trans. Microwave Theory and Techniques, v. MTT-17, No 10, p. 768, 1969.
- 230. Справочник по расчету и конструированию СВЧ-полосковых устройств. Под ред. Вольмана В.И. М.: Радио и связь, 1982.
- 231. Комарь Г. И., Шестопалов В. П. // Радиотехника и электроника, т. XXXII, вып. 7, с. 1345, 1987.
- 232. Cohn S. B. // IEEE Trans. Microwave Theory and Techniques, v. MTT-20, No 2, p. 172, 1972.
- 233. Mariani E. A., Heinzman C. P., Agrios J. P., Cohn S. B. // IEEE Trans. Microwave Theory and Techniques, v. MTT-17, No 12, p. 1091, 1969.
- 234. Справочник химика, т. 3. Л.: Химия, 1965, с. 664.
- 235. Джонсон К., Гай А. // ТИИЭР, 1972, т. 60, с. 49.
- 236. Лавров А.С., Резников Г.Б. Антенно-фидерные устройства. М.: Советское радио, 1974.
- 237. Общесоюзные нормы допускаемых индустриальных радиопомех. М.: Связь, 1973.
- 238. Радиопомехи индустриальные от промышленных, научных и медицинских высокочастотных установок. ГОСТ 23450—79. Гос. комитет СССР по стандартам. — М.: Изд-во стандартов, 1979.
- 239. Инструкция о порядке выдачи разрешений на приобретение, строительство (установку) и эксплуатацию радиоэлектронных средств и ВЧ установок. — М.: Связь, 1977.
- 240. Рекомендации по применению, устройству и монтажу экранированных помещений и кабин. М.: Связь, 1966.