

Р. Э. Тигранян

**ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ
БИОНИЧЕСКОГО КАНАЛА СВЯЗИ
НА СВЧ**

ИЗДАТЕЛЬСКОЕ
ПРЕДПРИЯТИЕ
РадиоСофт
МОСКВА
2012

УДК 621.3
ББК 32.811.3
Т39

Тигранян Р. Э.

Т39 Физические основы бионического канала связи на СВЧ.— М.: ИП РадиоСофт, 2012.— 332 с.: ил.

ISBN 978-5-93037-234-2

В монографии дается теоретическое обоснование и экспериментальное подтверждение возможности приема полезной информации человеком путем непосредственной рецепции импульсного электромагнитного излучения СВЧ (феномен радиозвука). На основе бионики без применения технических средств приема показано, что возникновение слуховых ощущений есть следствие возбуждаемых в костно-тканевых образованиях черепа механических колебаний при поглощении энергии импульсов электромагнитного излучения СВЧ. Определены параметры сложномодулированного электромагнитного излучения СВЧ, обеспечивающие на приемном конце равногромкостную кривую радиозвука, описываемую категориями и терминами теории четырехполюсников. Показана возможность приема-передачи полезной информации в пределах физиологически нормально воспринимаемого диапазона звуковых частот. Создана физическая модель канала связи, показывающая в натурном и модельном экспериментах идентичность возникающих слуховых ощущений. Это впервые позволило отказаться от практики проведения экспериментов на добровольцах и исследовать феномен радиозвука акустическими аналогами. Рассмотрена возможность создания бионического канала связи в водной среде с использованием в качестве несущей ультразвука.

Книга рассчитана на специалистов, работающих в области электромагнитобиологии, акустики, теории костного слуха, бионики, студентов вузов соответствующих специализаций.

УДК 621.3
ББК 32.811.3

ISBN 978-5-93037-234-2

© Р. Э. Тигранян, 2012
© Оформление. Издательское
предприятие РадиоСофт, 2012

*Светлой памяти моей жены и друга
Елены Абрамовны Райковецкой-Тигранян
посвящаю эту книгу.*

ОГЛАВЛЕНИЕ

Предисловие	8
Введение	11
Глава I. История и развитие исследования феномена радиозвука	19
Глава II. Гипотеза об акустической природе механизма биологического действия импульсных СВЧ полей	44
2.1. Основные предпосылки	44
2.2. Аномальные биологические эффекты импульсных ЭМИ СВЧ	48
2.3. Ультразвуковые аналоги аномальных биоэффектов импульсных ЭМИ СВЧ	53
2.4. Краткие выводы	55
Глава III. Физическое моделирование феномена радиозвука	56
3.1. Общие положения и предпосылки выбора моделей	56
3.2. Возбуждение механических колебаний импульсами ЭМИ различной длительности и частоты следования	59
3.3. Методы и приборы для возбуждения и регистрации механических колебаний в жидких средах импульсами СВЧ	60
3.4. Одноконтурные резонансные модели	74
Цилиндрическая модель эффекта радиозвука	74
Сферические модели эффекта радиозвука	83
3.5. Возбуждение механических колебаний импульсами СВЧ в сферических жидкостных моделях с малой добротностью ...	96
3.6. Краткие выводы	107
Глава IV. Механизм радиозвука	109
4.1. Аудиометрия костно-тканевой проводимости в области высоких частот	110
Метод погружения в воду	110
Контактный метод	112
Режим тонального сигнала	113

Режим ударных колебаний	114
Костно-тканевая аудиометрия с помощью вибратора с жесткой мембраной	115
Моделирование натуральных экспериментов по радиозвуку с помощью акустических сигналов	117
4.2. Механизм формирования костно-тканевой аудиограммы человека и животных	118
Зависимость амплитуды отклика слуховой системы от величины межимпульсного интервала как возможное проявление интерференции колебаний от двух единичных функций	119
Изменение амплитуды и формы отклика слуховой системы при изменении частоты стимула как возможное проявление амплитудно-частотных свойств резонансных структур черепа	123
4.3. Голова человека как многомодовый акустический резонатор	127
Зависимость частоты механического резонанса головы от скорости звука в различных анатомических структурах черепа	132
Зависимость частоты механического резонанса головы от размеры головы	134
АЧХ многомодовой резонансной системы при ее возбуждении в различных точках	135
4.4. Концепция двухконтурной резонансной модели радиозвука ..	145
4.5. Краткие выводы	159
Глава V. Физическое моделирование радиозвука методом электронных моделей	161
5.1. Структура электронной модели	162
5.2. Техническая реализация электронной модели	167
5.3. Физическое моделирование натуральных экспериментов по радиозвуку с помощью электронной модели	171
Исследование выходных характеристик двухконтурной резонансной модели	171
Моделирование натуральных экспериментов по радиозвуку на электронной модели	174
5.4. Частотный диапазон радиозвука (натурный эксперимент) ...	179
5.5. Краткие выводы	182
Глава VI. Обоснование возможности создания бионического канала связи на основе импульсного электромагнитного излучения СВЧ	184
6.1. Физические основы бионического канала связи на СВЧ	184
Общие положения	184
Вид модуляции ЭМИ	186

6.2. Обоснование выбора основных параметров бионического канала связи	195
Уровень давления и разборчивость речевого сигнала	196
Коэффициент модуляции и спектр воспринимаемого сигнала в режиме АИМ излучения	201
Индекс модуляции и спектр воспринимаемого сигнала в режиме ЧИМ излучения	205
Частотное разрешение модулирующего сигнала и поднесущей	208
Динамический диапазон коэффициента модуляции	209
Длительность импульсов ЭМИ	212
Мощность импульса ЭМИ	214
Тепловые нагрузки	215
6.3. Помехоустойчивость бионического канала связи	225
6.4. Аудиометрия возрастных изменений костно-тканевой проводимости	237
Методика	238
Результаты	239
6.5. Структура бионического канала связи	244
Структура бионического приемника	245
Структура модулирующего устройства передатчика бионического канала связи	246
6.6. Краткие выводы	255
Глава VII. Физическое моделирование бионического канала связи	257
7.1. Выбор модели бионического канала связи	257
7.2. Техническая разработка моделей бионического канала связи	260
Общие положения	260
Преобразовательно-модулирующий блок	264
Радиочастотная модель бионического канала связи	269
СВЧ модель бионического канала связи	276
7.3. Спектральный анализ выходного сигнала эквивалентного сферического приемника	278
АИМ режим	279
ЧИМ режим	281
7.4. Акустические исследования модели бионического канала связи	283
Методика эксперимента	284
Результаты исследований	286
7.5. Передача-прием полезной информации моделями	287
Передача-прием полезной информации радиочастотной моделью	288

Передача-прием полезной информации сферической моделью	289
7.6. Краткие выводы	294
Глава VIII. Натурный эксперимент по передаче-приему кода Морзе импульсным ЭМИ	295
8.1. Комплекс аппаратуры	295
8.2. Результаты эксперимента	296
Глава IX. Анализ возможностей приема информации в водной среде бионическим путем	297
9.1. Постановка задачи	297
9.2. Общие положения	299
9.3. Возможный механизм формирования частотно-пороговой кривой слуховой системы дельфина	302
9.4. Краткие выводы	312
Заключение	313
Литература	317

ПРЕДИСЛОВИЕ

В предлагаемой вниманию читателей книге впервые в отечественной и зарубежной литературе систематизированы данные о сенсорном акустическом эффекте СВЧ, получившем название «радиозвук». Радиозвук — это явление возникновения слухового ощущения у человека при облучении его головы импульсами электромагнитной энергии СВЧ. На сегодня — это единственный известный науке объективно воспринимаемый человеком эффект биологического действия СВЧ.

Впервые феномен радиозвука, после его случайного наблюдения в зоне действия антенны радиолокационной станции, в лабораторных условиях воспроизвел американский физиолог А. Фрей и им же было предложено название этого явления — «радиозвук». Гипотетическое рассмотрение механизма возникновения слуховых ощущений с физической точки зрения впервые предложил американский физик Дж. Лин в своей одноконтурной концепции радиозвука. Однако эта концепция оказалась не в состоянии объяснить некоторые принципиально важные моменты исследуемого феномена.

Исследование радиозвука как проявления действия импульсного СВЧ поля на целостный организм представляет не только научный интерес. На основе изучения характеристик этого явления могут быть разработаны принципиально новые способы передачи информации человеку или животному. Естественно, основное направление этих исследований было ориентировано на поиск и разработку информационного канала связи на основе бионики. К тому времени уже со всей очевидностью было ясно, что поиск анатомических структур головы способных в ярко выраженном виде играть роль нелинейных элементов или систем преобразования поглощенной энергии импульсов СВЧ в информационный сигнал не имеет смысла. Требовались новые подходы и методы определения функций анатомических структур, позволяющие в конечном итоге описать их с помощью математики. И если акты первичного взаимодействия биологических структур с электро-

магнитным излучением СВЧ хоть в какой-то степени поддавались осмыслению, то вопросы детектирования долгое время оставались огромным белым пятном.

Формализованная функция детектирования была введена автором книги в виде теплового импульса формируемого в костно-тканевых образованиях черепа при поглощении энергии импульса СВЧ и повторяющего огибающую радиоимпульса. При этом тепловой импульс рассматривается как источник механических колебаний, спектральный анализ которых происходит в слуховой системе.

При наличии сложномодулированного излучения СВЧ в слуховом анализаторе будет проводиться одновременное разделение двух сигналов — первой гармоники импульсной последовательности (поднесущая) и полезного сигнала (функция сообщения). Разделение обоих сигналов происходит в разных частотных группах и они должны были бы субъективно восприниматься человеком одновременно. Но благодаря эффекту маскировки человек воспринимает только функцию сообщения. Представлялось перспективным исследовать возможности создания канала связи на основе бионики в водной среде с использованием в качестве несущей ультразвука. Анализ литературные данные по электрофизиологии дельфинов показал, что пороговые кривые слуха дельфинов поддаются расчету методами и подходами применяемыми при исследованиях пороговых кривых радиозвука. Двухконтурная концепция формирования слуховых ощущений у человека, предложенная и развитая автором монографии, оказалась приемлемой при описании пороговых кривых слуха и у дельфинов.

В результате проведенных собственных исследований и анализа литературных данных можно говорить о единых принципах построения бионического канала связи для передачи полезной информации в различных средах человеку и животным без применения технических средств приема.

Автор считает своим приятным долгом выразить искреннюю благодарность сотрудникам службы облучений СВЧ Института биологической физики АН СССР — к.ф.-м.н. В. В. Шорохову, к.ф.-м.н. С. В. Колтуну, инженерам А. Л. Горохову и А. А. Сафрошкиной, техникам И. В. Маркину и С. А. Жеребиной за активное участие в работе и неизменную помощь.

Автор приносит свою глубокую благодарность сотрудникам лаборатории сравнительной физиологии органов чувств Ленинградского Института эволюционной физиологии и биохимии им. И. М. Сеченова — заведующей лабораторией доктору биологических наук И. А. Вартанян, кандидату медицинских наук Е. М. Цирульнику за предоставленную возможность проведения работ по аудиометрии на базе лаборатории и активное участие в этих работах.

Отдельная благодарность Е. М. Цирульнику, теперь уже доктору медицинских наук, за просмотр рукописи и сделавшему ряд ценных замечаний.

И все же эта книга не смогла бы появиться без той неоценимой поддержки и постоянного внимания, которые проявляла жена и друг Елена Абрамовна Райковецкая-Тигранян.

*Доктор физико-математических наук,
действительный член Ассоциации европейских ученых по электромагнито-
биологии*

ТИГРАНЯН Роберт Эдмондович

ВВЕДЕНИЕ

В настоящей монографии представлены материалы по исследованию механизма феномена радиозвука и возможности создания бионического канала связи для передачи человеку информации без применения технических средств приема с помощью импульсного ЭМИ СВЧ излучения.

Развитие современных средств связи для передачи и приема на расстоянии полезной информации связано, в основном, с дальнейшим усложнением технических устройств, составляющих канал связи, с целью повышения их тактико-технических данных. Эти меры влекут за собой увеличение потребляемой энергии, повышают стоимость и требуют разработок новых технологий.

Работа канала связи подвержена влиянию многочисленных внешних «паразитных» факторов, создающих помехи при приеме полезной информации и, тем самым, снижающих эффективность работы всей системы в целом. Повышение помехозащищенности канала связи до текущего момента является одной из актуальных задач и требует привлечения огромных средств для ее реализации.

Одним из необходимых условий, предъявляемых зачастую к каналу связи, является его скрытность — невозможность приема информации другими корреспондентами с одной стороны и глубокая шифровка транслируемой информации с другой.

В современных условиях одним из актуальных моментов становится сохранение работоспособности канала связи в условиях сильного радио- и электромагнитного излучения, например, при атомном взрыве или в условиях действия мощных импульсных электромагнитных полей — при работе радиолокационных станций, а также во время постановки радиозавес или при высоком уровне акустических шумов. Как правило, современные технические средства связи в подобных ситуациях не всегда эффективны. В поисках новых принципов построения систем и каналов связи человек стал изучать некоторые виды животных как наземных, так и морских.

Известна способность летучих мышей не только издавать и принимать ультразвуковые колебания, но и с высокой точностью определять цель. Еще более эффективна локационная система дельфинов, используемая ими для многих целей — охоты, навигации, передачи различной информации. Сравнение локационной системы дельфинов с существующими современными радиолокационными системами по основным параметрам показывает [79], что природа намного обогнала человеческую мысль. При этом живые существа, созданные природой, несмотря на свою сложность по сравнению с любой самой современной технической системой, обладают надежностью неизмеримо большей по сравнению с надежностью технических систем. И в этом плане поиск путей создания канала связи на основе бионики, т. е. на основе изучения функций и принципов организации биологических систем можно считать одним из наиболее перспективных направлений [5].

В настоящее время биологическая бионика особенно активно изучает свойства специализированных рецепторов и элементов нервной системы представителей животного мира, использующих их для ориентации в окружающем пространстве, при осуществлении связи, во время охоты и т. д. Интенсивно изучается механизм восприятия звуков человеком с помощью электронных моделей, воспроизводящих частотные свойства уха. Большой интерес представляют работы по созданию моделей слуховой системы, способных различать слабые сигналы на фоне шумов.

Практический интерес могут представлять системы связи в особых случаях боевого применения военной техники, например самолетов, в условиях повышенного уровня внешнего шума. В подобной ситуации преобразование речевого спектра частот в механические колебания, воспринимаемые кожей человека, могло бы способствовать повышению вероятности правильного распознавания передаваемой информации и скрытности [5]. Таким образом, можно сказать, что бионический аспект в приложении к разработкам новых средств связи состоит в отказе от применения технических средств приема информации, т. е. в принципиально новом подходе к решению этой проблемы.

Очевидно, что для передачи информации на большие расстояния необходим переносчик, воспринимаемый человеком тем или иным образом. Возникает необходимость выбора физического фактора, играющего роль переносчика, исследований возможных путей преобразования энергии переносчика в сигнал, доступный для восприятия и анализа переносимой функции сообщения слуховой системой, т. е. необходимы исследования возможностей человеческого организма при неадекватном механизме восприятия информации.

В данном случае прямого заимствования у живой природы быть не может. Однако изучение известных биологических явлений и эффектов, обладающих потенциальными возможностями для применения их при создании бионического канала связи, может привести к открытию новых принципов передачи и приема.

Одним из таких эффектов может служить возникновение сложного слухового ощущения у человека при облучении его головы импульсами электромагнитного излучения сверхвысокой частоты (ЭМИ СВЧ), получившего в специальной литературе название «радиозвук». Этот феномен впервые был обнаружен в 1947 г. на одном из аэродромов в США, когда лица, обслуживающие радиолокационные станции, случайно оказались в зоне действия излучающей антенны. Было отмечено, что у людей возникают ощущения звука самых различных окрасок. Это единственный известный эффект дистантного действия данного фактора, вызывающий у человека его объективное восприятие в виде слухового ощущения.

Достаточное число работ в этой области как теоретического, так и экспериментального характера достоверно показало существование радиозвука как реального явления.

Впервые попытку объяснить механизм возникновения радиозвука предпринял Дж. Лин. Гипотеза, предложенная Дж. Лином, наиболее значима в истории исследования радиозвука. Впервые феномен радиозвука был рассмотрен с физической точки зрения.

Дж. Лин предложил 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. Предлагаемая им трактовка радиозвука была разработана под влиянием более ранних работ Фостера и Финча, а также Уайта, которые показали, что при облучении некоторых жидкостей импульсами СВЧ в поглощающей среде возникают механические напряжения.

Собственно же задача о температурных напряжениях в упругом полупространстве, возникающих вследствие внезапного нагрева его границы была решена в конце 40-х — начале 50-х годов советским математиком В. И. Даниловской.

В соответствии с термоэластической концепцией Дж. Лина возбуждение механических колебаний в костно-тканевых образованиях черепа происходит благодаря резонансным свойствам головы как акустического резонатора.

Демонстрация энергетических возможностей возбужденных механических колебаний по активации улитки органа слуха [206] позволяет предположить участие механизма костной проводимости при передаче этих колебаний в улитку органа слуха. Работы в этом направлении, однако, не получили своего дальнейшего развития.

Вместе с тем, анализ литературных данных показал, что при действии различных видов неионизирующей радиации (СВЧ, лазеры, ультразвук, вибрация) на однотипные биологические структуры, во всех случаях имеет место один и тот же эффект — преобразование части поглощенной энергии неионизирующей радиации в энергию механических колебаний.

Рассмотренные в книге вопросы позволяют расценивать механизм радиозвука как частное проявление общего свойства биологических объектов. Генерация акустических колебаний в биологических объектах при поглощении импульса электромагнитной энергии СВЧ может играть роль скрытого меха-

низма, приводящего к специфическим эффектам. Поэтому само явление генерации акустических колебаний в биологических объектах представляет собой большой научный и практический интерес. Однако одноконтурная концепция радиозвuka, предложенная Дж. Лином, оказалась не в состоянии объяснить многие вопросы, возникшие при исследовании данного феномена, и главный из них — несоответствие резонансной частоты головы человека области резкого повышения порога на пороговой кривой радиозвuka [234], тогда как должно было бы наблюдаться обратное — именно на частоте следования импульсов СВЧ равной частоте резонанса должен был наблюдаться низкий порог.

Непосредственная рецепция человеком импульсного электромагнитного излучения СВЧ потребовала изучения «физических» связей анатомических структур, участвующих в формировании физиологически нетрадиционного слухового ощущения и количественных оценок костного проведения звука в широком частотном диапазоне.

На основе анализа и обобщения всего объема психофизических, электрофизиологических экспериментов, теоретических работ, посвященных возбуждению механических колебаний, собственных результатов по исследованию параметров возбужденных импульсами СВЧ механических колебаний в цилиндрических и сферических жидкостных резонаторах и аудиометрии слуховых порогов по костному проведению, автором монографии предложена новая концепция формирования слухового ощущения. Суть ее заключается в предположении о существовании сложной колебательной системы, ответственной за восприятие радиозвuka, которая состоит, по крайней мере, из двух низкодобротных контуров с коэффициентом связи между ними выше критического. Такой подход позволил объяснить сложный спектральный состав воспринимаемого слухового ощущения, форму пороговых кривых радиозвuka, 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, име-

ющая функциональные аналоги в оригинале. В модельных экспериментах показана идентичность амплитудно-частотной характеристики (АЧХ) модели в режиме импульсного возбуждения и зеркального отображения пороговых кривых эффекта радиозвука.

Практически все эксперименты по исследованию феномена радиозвука выполнялись на добровольцах и выводы, к которым затем приходили те или иные исследователи, были основаны на субъективных оценках испытуемыми собственных ощущений.

Предположенная автором монографии электронная модель, реализующая новую концепцию формирования слухового ощущения, позволила исключить необходимость проведения экспериментов на людях. Таким образом, впервые феномен радиозвука стал изучаться методом физического моделирования.

Обоснование и подтверждение в модельном эксперименте возможности передачи информации человеку без применения технических средств приема с помощью импульсного СВЧ излучения стало возможным лишь благодаря привлечению методов и принципов бионики и бионического моделирования в категориях и терминах теории четырехполюсников.

Между тем, было очевидно, что возбуждение слухового ощущения в данных условиях вне зависимости от его трактовки уже создает предпосылки для создания принципиально нового канала связи на основе изучения некоторых физиологических особенностей анатомических структур головы человека и физических закономерностей, связывающих эти структуры. Здесь в полной мере можно было бы реализовать информационное действие СВЧ излучения, т. е. попытаться найти закон изменения величины излучаемой электромагнитной энергии, воспринимаемой человеком после декодирования анатомическими структурами в виде полезной информации в физиологически нормальном воспринимаемом диапазоне звуковых частот.

Создание бионического канала связи для передачи человеку информации впервые позволило отказаться от технических средств приема, что в некоторых ситуациях представля-

ло бы собой качественно новое взаимодействие человека с окружающей средой. Однако отсутствие знаний о характеристиках возникающих слуховых ощущений, о самом механизме возникновения этих ощущений, о структурах головы человека, участвующих в той или иной степени в формировании слухового образа, не позволяли говорить о реализации бионического канала связи как такового.

Исследование условий возбуждения механических колебаний в модельном эксперименте, их характеристик и энергетики, а также анализ известных положений теории слуха в приложении к возникновению слуховых ощущений у человека неадекватным путем позволили теоретически обосновать возможность существования бионического канала связи. При этом в прямом эксперименте была показана возможность моделирования радиозвука акустическими аналогами, путем непосредственного возбуждения тканей черепа костным вибратором.

Правильность расчета характеристик бионического канала связи были подтверждены в модельном, а затем и в натурном экспериментах по передаче полезной информации и ее приема человеком без применения технических средств приема.

Возможности реализации бионического канала связи не ограничиваются использованием импульсного ЭМИ СВЧ в воздушной среде. Известно возбуждение механических колебаний в поглощающих средах импульсными лазерным и ультразвуковым излучениями. Анализ данных электрофизиологических исследований слуха дельфинов позволяет говорить о возможности применения двухконтурной концепции радиозвука для объяснения зависимости ВП в слуховой коре дельфина от параметров тонального сигнала [126]. То есть можно говорить об универсальности рассмотренных в монографии методов и подходов для поиска путей коммуникации между живыми существами.

Книга написана таким образом, чтобы дать читателю общую картину развития исследований радиозвука, познакомить его с аппаратурой и методами исследования. Радиозвук — явление уникальное и до некоторого времени исследования его

БЕЛ РАН
отдел в Учреждении РАН
Физическом институте
им. П.Н. Лебедева РАН

механизма лежали в области интересов весьма ограниченного круга специалистов и лабораторий. При узкой направленности темы желание автора сделать книгу доступной для неспециалистов обусловило стиль изложения. Именно поэтому выбранный автором путь — предварительный рассказ на примерах наиболее наглядных и определяющих работ в области исследований механизма радиозвука, можно считать удачным.

Хочется надеяться, что книга будет полезна широкому кругу читателей. Работа рассчитана на специалистов, работающих в области биофизики, электромагнитобиологии, акустики, теории слуха, бионики.

Глава I

ИСТОРИЯ И РАЗВИТИЕ ИССЛЕДОВАНИЯ ФЕНОМЕНА РАДИОЗВУКА

Первое сообщение о том, что импульсно-модулированное электромагнитное излучение может вызвать у человека слуховые ощущения относится к 1956 г. [130]. 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...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 посередине и несколько выше условной линии, соединяющей ухо и глаз. Отмечается, что звук ощущался обогащенным высокими частотами и почти не имел основной частоты, 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 работа А. Фрея [168]. 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⁻². В экспериментах участвовали 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_{ср}) — для генератора с частотой несущей 1,31 ГГц — $0,4 \text{ мВт} \cdot \text{см}^{-2}$, для генератора, работающего на частоте 2,982 ГГц — $2 \text{ мВт} \cdot \text{см}^{-2}$.

При умножении этих величин на скважность получаем импульсную плотность потока мощности (ППМ_и) — $266,8 \text{ мВт} \cdot \text{см}^{-2}$ и $5 \text{ Вт} \cdot \text{см}^{-2}$, соответственно. Используется параметр, имеющий смысл количества энергии, переносимого за время действия импульса через единичную площадку — плотность потока энергии (ППЭ). В данном случае ППЭ = 1,6 и $5 \text{ мкДж} \cdot \text{см}^{-2}$.

У добровольцев, участвовавших в эксперименте, были сняты аудиограммы воздушной и костной проводимости. При этом отбирались добровольцы с различным характером нарушений функций слуха, с различной патологией.

На рис. 1–4 приведены аудиограммы для отдельных добровольцев.

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 естественным было после этого направить усилия на поиск точки приложения воздействия электромагнитного поля, которая, как следовало из выводов, сделанных в работе [169], наиболее вероятно должна была находиться в области органов слуха. Вместе с этим появлялась прин-

ципиальная возможность рассматривать некоторые другие структуры в качестве возможных преобразователей импульсно-модулированного СВЧ поля в слуховое ощущение.

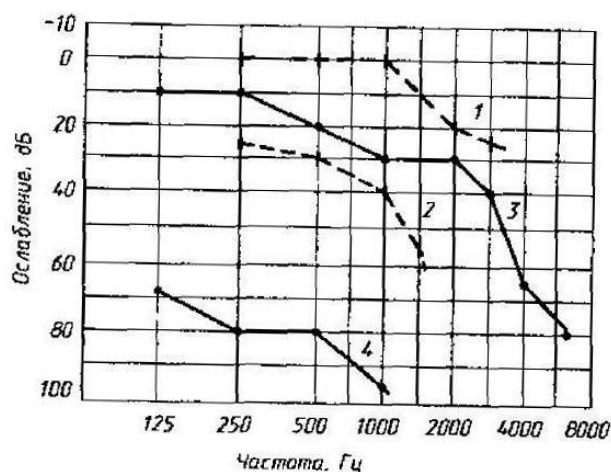


Рис. 1. Аудиограммы испытуемого №1: радиозвук не воспринимался даже при 30-кратном превышении плотности мощности, необходимой для нормального восприятия (удален сосцевидный отросток) (заимствовано из [168]):

1 — костная проводимость (правое ухо); 2 — костная проводимость (левое ухо); 3 — воздушная проводимость (правое ухо); 4 — воздушная проводимость (левое ухо)

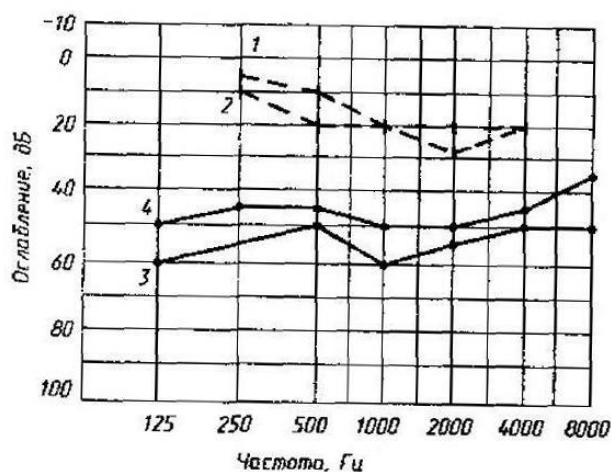


Рис. 2. Аудиограммы испытуемого №2: радиозвук воспринимался так же, как и нормально слышащим (испытуемый страдал отосклерозом) (заимствовано из [168]):

1 — костная проводимость (правое ухо); 2 — костная проводимость (левое ухо); 3 — воздушная проводимость (правое ухо); 4 — воздушная проводимость (левое ухо)

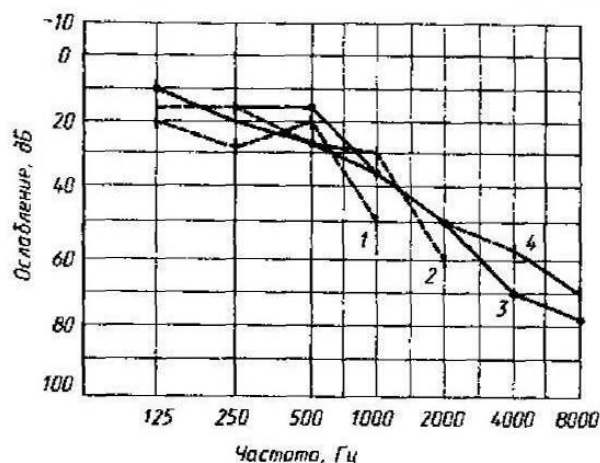


Рис. 3. Аудиограммы испытуемого №3: радиозвук не воспринимался (атрофия слухового нерва) (заимствовано из [168]):

1 — костная проводимость (правое ухо); 2 — костная проводимость (левое ухо); 3 — воздушная проводимость (правое ухо); 4 — воздушная проводимость (левое ухо)

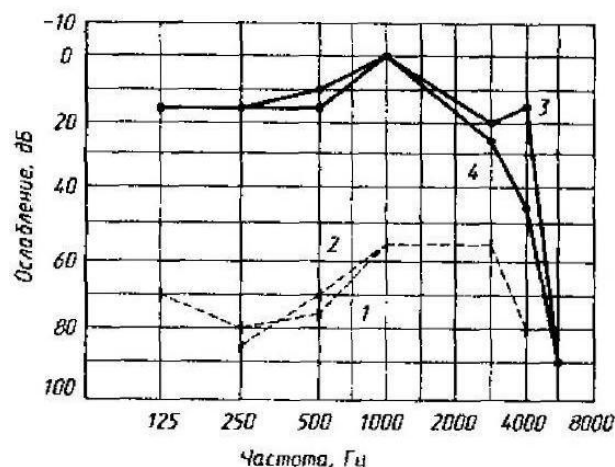


Рис. 4. Аудиограммы испытуемого №4: радиозвук не воспринимался несмотря на нормальный акустический слух (заимствовано из [168]):

1 — костная проводимость (правое ухо); 2 — костная проводимость (левое ухо); 3 — воздушная проводимость (правое ухо); 4 — воздушная проводимость (левое ухо)

В следующих работах [169, 170] А.Фрей установил зависимость восприятия радиозвука от частоты несущей и режима модуляции. Исследования проводились при уровне окружающего шума 70...90 дБ относительно АПС. Определение порогов восприятия радиозвука показало, что ППМ_и является определяющим фактором воздействия, причем порог минимален в диапазоне 425...1300 МГц и имеет величину порядка 250 мВт · см⁻², в импульсе (рис. 5). Методом экраниро-

вания различных участков головы было установлено, что эффект не является следствием действия ЭМП на 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 под сомнение, ввиду отсутствия каких-либо других сенсорных эффектов. Все испытуемые однозначно отмечали, что снижение влияния окружающего шума с помощью специальных заглушек в слуховом канале приводило к усилению эффекта (рис. 6).

Результаты экспериментов показали также, что уровень восприятия коррелирует с пиковой мощностью, а не со средним значением уровня мощности. Зависимости эффекта от типа излучателя и поляризации поля обнаружено не было.

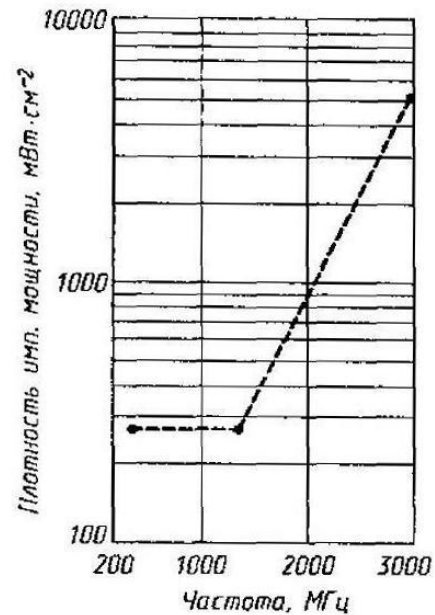


Рис. 5. Зависимость пороговой мощности от несущей ЭМП (уровень окружающего шума 70...90дБ) (заимствовано из [169])

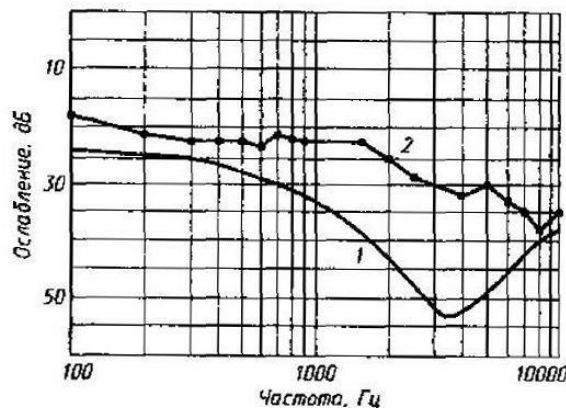


Рис. 6. Понижение порога восприятия радиозвука с помощью противозумных устройств (заимствовано из [169]):
 1 — теоретический предел, ослабленный воздушным протектором;
 2 — противозумы

Таблица 1

Параметры режимов облучения [169]

Генератор	Частота несущей, МГц	Длительность импульса, МГц	Частота следования импульсов, Гц
1	1,310	6	244
2	2,982	1	400
3	425	125	27
4	425	250	27
5	425	500	27
6	425	1000	27
7	425	2000	27
8	8,900	2,5	400

В табл. 1 приводятся параметры режимов облучения.

Экспериментальные данные и построенные расчетные кривые [169] глубины проникновения излучения в ткани мозга

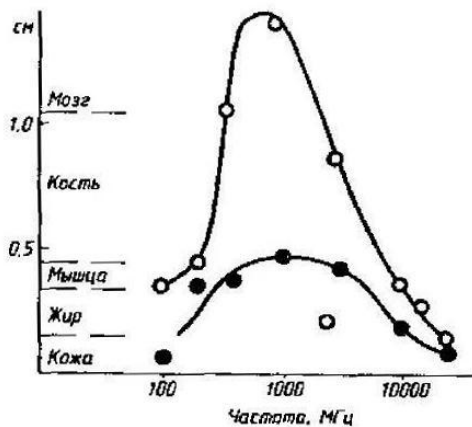


Рис. 7. Расчетная кривая зависимости глубины проникновения (см) внутрь головы ЭМИ от частоты несущей (заимствовано из [169]):

● — 20%; ○ — 10% падающей мощности

в зависимости от частоты несущей (рис. 7) позволили автору 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. В качестве возбудителя слухового ощущения при облучении головы импульсами СВЧ может быть улитка органов 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?»

Таким образом, уже в первых работах в области исследования радиозвука поставлены вопросы, ответы на которые необходимо было искать на довольно удаленных друг от друга уровнях.

В работе [160] исследовалось возбуждение слуховых ощущений при облучении людей ЭМП с частотами 3; 6,5 и 9,5 ГГц, промодулированными прямоугольными импульсами длительности от 0,5 до 2,0 мкс и частотой следования импульсов до 1 кГц при $\text{ППМ}_{\text{ср}} = 5 \text{ мВт} \cdot \text{см}^{-2}$, ($\text{ППМ}_{\text{п}}$ порядка $5 \text{ Вт} \cdot \text{см}^{-2}$). Отмечается, что ни один испытуемый не слышал звука при облучении с частотой несущей 9 ГГц и только один ощущал наличие радиозвука при частотах 3 и 6,5 ГГц при первом облучении. У остальных звуковые ощущения возникали только после 5–8-кратного облучения. По субъективной оценке испытуемых, кажущийся источник звука находился со стороны, противоположной излучению. Существенно, что никто не слышал звука при длительности импульсов, равной 0,5 мкс. 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 другие его работы позволяют высказывать некоторые соображения по этому поводу.

На рис. 7 показано, что с увеличением частоты несущей уменьшается глубина проникновения излучения в ткани мозга, резко возрастает пороговый уровень пиковой мощности, необходимый для формирования радиозвука. Очевидно, что

уровни излучения, используемые в работе [160], оказались недостаточными для формирования 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 указывал в своих работах А. Фрей [169, 170, 176]. 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.

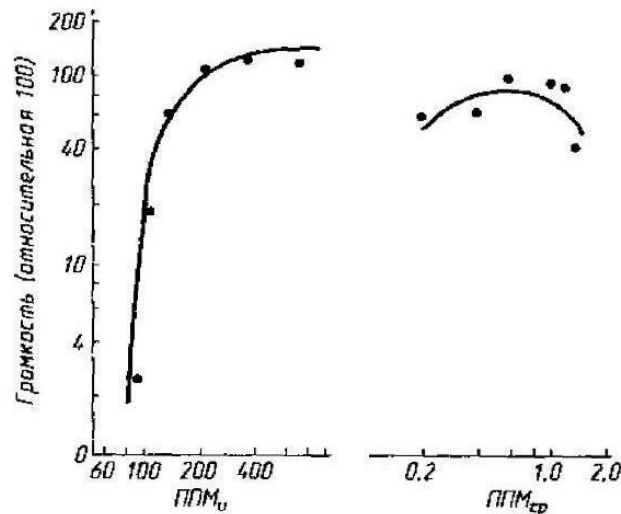


Рис. 8. *а* — субъективная оценка громкости радиозвука как функция импульсной плотности энергии СВЧ; *б* — субъективная оценка громкости радиозвука как функция средней плотности энергии СВЧ. По оси ординат отложены уровни громкости радиозвука относительно уровня громкости при ППМ_и, равной 100 мВт·см⁻² (заимствовано из [176])

В работе [176] представляет интерес экспериментальная зависимость уровня возбуждаемого радиозвука от импульсной мощности. В табл. 2. приводятся данные использованных значений импульсной и средней плотностей потока мощности при различных длительностях импульсов СВЧ, а на рис. 8 — зависимость уровня «слышимости» радиозвука от этих параметров СВЧ излучения. В экспериментах участвовали четыре специально натренированных наблюдателя с клинически нормальным слухом. Во время облучения они находились

в безэховой камере. Испытуемым вначале предъявлялся акустический сигнал, громкость которого условно принималась за 100 единиц, а громкость радиозвука оценивалась относительно этой величины (метод шкалирования). Фиксируя один из параметров излучения и меняя другие, экспериментаторы получили от наблюдателей качественные характеристики ощущаемого звука. Авторы отмечают, что ощущаемая громкость радиозвука в поставленных экспериментах зависит от $ППМ_{и}$ и в большей степени, чем от $ППМ_{ср}$. Оценка минимальной $ППМ_{и}$, необходимой для возникновения звукового ощущения, дала величину $80 \text{ мВт} \cdot \text{см}^{-2}$. При постоянной $ППЭ = 6,3 \text{ мкДж} \cdot \text{см}^{-2}$ громкость уменьшалась при увеличении длительности импульсов выше 30 мкс. Для длительностей 10...30 мкс громкость оставалась одинаковой. Всеми испытуемыми отмечалось, что радиозвук имеет как тональную, так и тембральную окраску. Обе эти характеристики зависели от частоты следования импульсов.

Таблица 2

Значения средней и импульсной мощности при различных длительностях импульса (заимствовано из [176])

№ эксперимента	Импульсная мощность, $\text{мВт} \cdot \text{см}^{-2}$	Средняя мощность, $\text{мВт} \cdot \text{см}^{-2}$	Длительность импульса, мкс
<i>Изменение импульсной мощности</i>			
1	90	0,32	70
2	105	0,32	60
3	125	0,32	50
4	210	0,32	30
5	315	0,32	20
6	630	0,32	10
6а	630	1,26	40
<i>Изменение средней мощности</i>			
1	370	0,19	10
2	370	0,37	20
3	370	0,55	30
4	370	0,93	50
5	370	1,11	60
6	370	1,29	70

Психофизические эксперименты по восприятию людьми радиозвука проводились также А. Гаем с сотр. [183] на частоте несущей 2450 МГц при длительности импульсов от 0,5 до 32 мкс.

Основной задачей экспериментов было определение значений пороговой энергии эффекта для различных длительностей импульсов. Эксперименты проводилось с участием двух наблюдателей, которые располагались в экранированной камере. Уровень окружающего шума составлял 45 дБ относительно АПС. Один из испытуемых обладал клинически нормальным слухом, а у второго отмечалось снижение на 55 дБ чувствительности в районе 3,5 кГц. Подобными были и аудиограммы костной проводимости. Было найдено, что для первого наблюдателя, независимо от пиковой мощности и длительности импульсов, порог находился в районе $40 \text{ мкДж} \cdot \text{см}^{-2}$ в импульсе или $16 \text{ мДж} \cdot \text{кг}^{-1}$ удельной поглощенной энергии (УПЭ) при расчете по сферической модели, предложенной в работе [187]. Применение специальных противозумных заглушек приводило к снижению пороговой ППЭ с 35 до $28 \text{ мкДж} \cdot \text{см}^{-2}$. Порог второго испытуемого вблизи 3,5 кГц был около $135 \text{ мкДж} \cdot \text{см}^{-2}$. Для очень низкой частоты повторения ($\sim 3 \text{ Гц}$) каждый импульс воспринимался в виде отдельного щелчка, а короткая серия импульсов воспринималась как тональный сигнал, соответствующий частоте повторения. Порог для одиночного импульса был таким же, как и для парных импульсов, отстоящих друг от друга на несколько сотен микросекунд, если они несли одинаковое общее количество энергии.

Кайн и Рисман [143, 144] определяли пороговые характеристики восприятия радиозвука у восьми испытуемых-добровольцев, для которых предварительно были сняты аудиограммы как по воздушной, так и по костной проводимости. Облучение велось на частоте несущей 3 ГГц. Уровень окружающего шума составлял 45 дБ над АПС. Пятеро испытуемых слышали щелчки того же характера, что и в работах [168, 183]. Трое других испытуемых смогли услышать радиозвук только при максимальной мощности генератора и увеличении длительности импульсов до 20 мкс. Пороги определялись только для первых пятерых испытуемых. Оказалось, что ППЭ

варьирует от 2,3 до 20 мкДж · см⁻² (ППМ_и от 225 до 2500 мВт · см⁻²) в зависимости от конкретного человека. Поскольку аудиограммы воздушной и костной проводимости для обычного звука определялись только до частоты 8 и 4 кГц, соответственно, невозможно соотнести факт отсутствия слуховых ощущений у троих испытуемых с чувствительностью их органов слуха к более высоким частотам.

В работе [234] приводятся результаты исследований пороговых кривых радиозвука в большом диапазоне значений параметров импульсов СВЧ.

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 звука такой модуляции. Все, слышавшие радиозвук при длительности импульсов 10...30 мкс (при этом ППМ_и на поверхности головы превышала 0,5 Вт · см⁻²), 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 ППМ_и (~1 Вт · см⁻²), в то время как наблюдатели с ВЧГС ≥ 17 кГц имели в этой области лишь незначительный подъем порога (~0,3 Вт · см⁻²) (рис. 9).

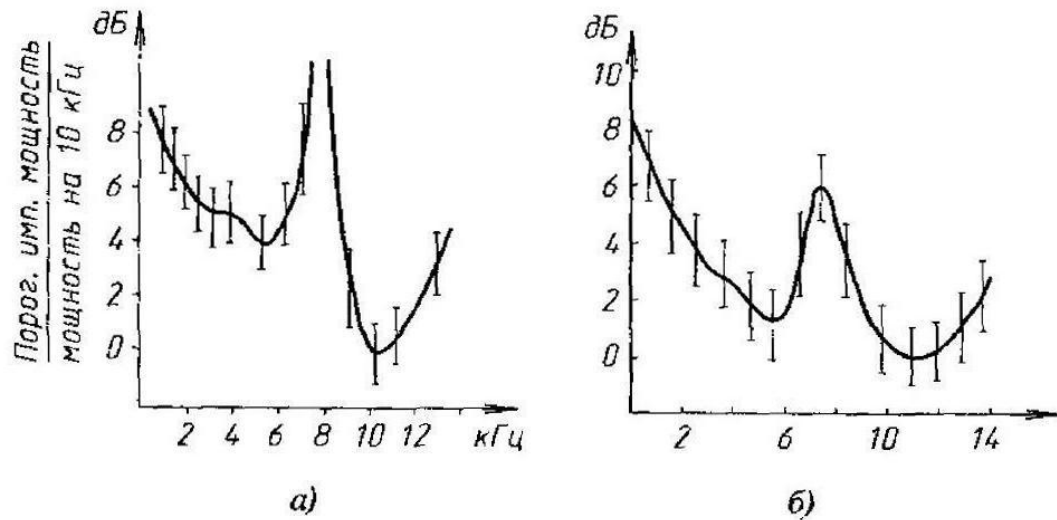


Рис. 9. Пороговые кривые эффекта радиозвука в зависимости от частоты следования импульсов при длительности 10...40 мкс:

a — ВЧГС 14 кГц; *b* — ВЧГС 17 кГц [234]

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 · см⁻² и в основном до 10 мкДж · см⁻². Одиночные импульсы начинают прослушиваться при ППЭ ≈ 45 мкДж · см⁻².

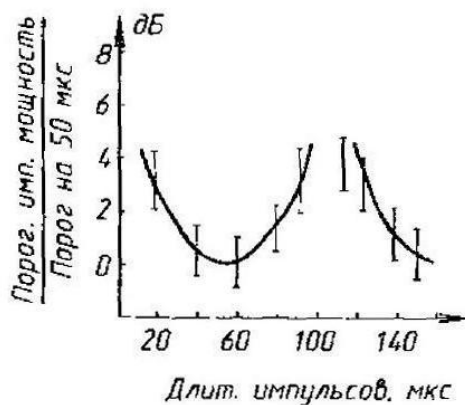


Рис. 10. Пороговая кривая эффекта радиозвука в зависимости от длительности импульса при частоте 800 Гц

Сложная пороговая характеристика была обнаружена и для зависимости от длительности импульсов при постоянной их пиковой амплитуде (рис. 10). 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 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, слышали его при больших. Для других наблюдателей при плавном уменьшении длительности импульсов от 100 к 60 мкс наблюдался своего рода «эффект захвата частоты» [105, 113, 233], 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...4 с также приводил к исчезновению в восприятии низкочастотного радиозвука. «Эффект захвата частоты» объясняется известным в психоакустике феноменом, проявляющим себя в существовании так называемого «интервала неопределенности» в аудиограммах, снятых аудиометром Бекеша или подобным методом [12, 107, 243–346].

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 [96], в которой методом нулевых биений удалось определить границы частотного диапазона воспринимаемого радиозвука в тех экспериментальных условиях, в которых он обычно исследовался.

Одновременно с облучением головы испытуемого импульсами СВЧ 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 слышать 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 обертому частоты следования импульсов СВЧ.

Таблица 3

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														+

В табл. 3 приводятся значения частот следования импульсов СВЧ и частот акустического сигнала, на которых были зафиксированы нулевые биения.

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.

В работе [140] авторы предприняли попытку воспроизвести результаты психоакустических исследований [177, 224] по субъективному сравнению двух импульсных последовательностей с разным режимом модуляции, заменив тестовый звуковой сигнал на сигнал СВЧ. Однако получить тот же результат авторы не смогли. В работе имели место методические просчеты, что и могло стать причиной неудачи.

Психофизические исследования радиозвука дали, в основном, материал, подтверждающий наличие эффекта и описывающий формы его проявления в зависимости от параметров импульсной ЭМИ.

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 [169], проявились бы четко и однозначно. Однако к моменту выполнения работы [234] 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.

Термоэластическая гипотеза, предложенная К. Фостером и Е. Финчем [166] и развитая Дж. Лином [54, 201–204, 206] опирается на теоретические и экспериментальные работы по генерации импульсами ЭМИ механических напряжений и смещений в поглощающих средах [141, 179, 181, 183, 225, 227, 237] и на работы по регистрации МПУ у различных животных при облучении их ИМ ЭМП [148–150, 152, 219]. Рассматривая три возможных причины, могущих вызвать вибрации черепа и привести к появлению МПУ, Дж. Лин вслед за авторами работы [141] приходит к выводу, что наиболее вероятной из них является термоупругое расширение тканей мозга вследствие поглощения энергии ЭМП, поскольку оно может генерировать механические напряжения, не менее чем на три порядка превышающие таковые от давления излучения и более чем на два порядка порожденные электрострикцией.

В модели, предложенной Дж. Лином, предполагалось, что голова имеет сферическую форму и содержит только мозговое вещество. Картина распределения поглощенной электро-

магнитной энергии аппроксимировалась сферически-симметричной функцией с максимумом в центре головы

$$W = W_0 \frac{\sin N\pi r/a}{N\pi r/a},$$

где W_0 — пиковый уровень поглощенной энергии на единицу объема; r — радиальная переменная; a — радиус головы [202].

Используя принцип Дюамеля, автор находит решение уравнения движения для такой системы в виде линейной комбинации гармонических сферически-симметричных функций с бесконечным набором кратных частот. Основная частота полагалась равной $c/2a$ — для свободной и $1,43c/2a$ — для закрепленной поверхности, где c — скорость звука в тканях мозга ($1460 \text{ м} \cdot \text{с}^{-1}$). Отсюда следует, что основная частота резонанса для головы морской свинки ($a = 0,5 \dots 2 \text{ см}$) должна быть в пределах $40 \dots 70 \text{ кГц}$, а для кошки ($a = 2,5 \dots 3,5 \text{ см}$) — от 30 до 40 кГц , что удовлетворительно согласуется с частотами микрофонного потенциала улитки (МПУ), зарегистрированными у этих животных: 50 и 38 кГц , соответственно [148–150, 152]. Резонансную частоту головы человека авторы оценивают величиной примерно 8 кГц [201].

Анализируя результаты количественного расчета, авторы приходят к чрезвычайно важному выводу, который состоит в том, что при поглощении энергии одиночного прямоугольного импульса ЭМИ сферой, заполненной материалом с электрическими и механическими свойствами, характерными для вещества мозга, должна генерироваться упругая волна, величина давления и смещения в которой достаточны для регистрации рецепторами органа слуха посредством костной проводимости. Все расчеты производились для длительности импульса, равной 10 мкс , и удельно-поглощенной мощности (УПМ), равной $1 \text{ Вт} \cdot \text{см}^{-3}$, при которой нагрев от одного импульса составляет $2,6 \cdot 10^{-6} \text{ }^\circ\text{C}$, а уровень генерируемого давления — $70 \dots 90 \text{ дБ}$ над АПС. Такое давление на $10 \dots 30 \text{ дБ}$ превышает пороговое для костной проводимости [203, 205, 206], а по другим данным [210, 211] даже на $30 \dots 50 \text{ дБ}$. Расчетные величины смещений также имеют порядок экспериментально зарегистрированных — $10^{-10} \dots 10^{-11} \text{ см}$ [215, 218]. То, что термоэластика может приводить к давлениям и сме-

щениям внутри черепа, достаточным для регистрации их органом слуха — единственный, но чрезвычайно важный позитивный вывод, который можно сделать из теории Дж. Лина. Весь остальной материал, касающийся частоты возбужденных колебаний или характера зависимости амплитуды колебаний от длительности импульса, не только не согласуется с данными экспериментов, но и внутренне противоречив. К примеру, утверждение, что воспринимаемый звук монотонален, а частота его определяется исключительно радиусом и акустическими свойствами сферического мозга, не соответствует действительности, поскольку во многих работах отмечается существенная зависимость качества воспринимаемого звука от частоты следования импульсов [133, 160, 173, 176], а в работе [234] даже приводятся экспериментальные данные на этот счет. Утверждение о монотональности вступает в противоречие как с психофизическими [104, 168, 234], так и с электрофизиологическими [226, 240, 241] экспериментами по определению спектрального состава возбуждающегося радиозвука.

В работах [195, 196] рассматривался вопрос о возможности существования двух типов радиозвука — «высокочастотного» и «низкочастотного» на основе полученных ранее [234] результатов, 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 одноконтурной 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 [231] регистрировались отклики на импульсную микроволновую и акустическую стимуляцию в трех точках восходящих путей слуховой системы: в VIII черепно-мозговом нерве, внутреннем коленчатом теле и первичной слуховой коре. Во всех этих точках зарегистрированы ВП одинаковые при обоих видах стимуляции. ВП не возникали после раз-

рушения улитки. Все эксперименты были проведены на кошках при следующих параметрах стимуляции: акустические импульсы имели длительность 10 мкс и частоту 1 Гц, микроволновое излучение 2450 МГц модулировалось импульсами длительности 32 мкс с частотой 1 Гц. Авторы интерпретируют свои данные в поддержку утверждения, что радиозвук возникает на периферии слуховой системы подобно эффекту от обычного акустического стимула, несмотря на то, что им не удалось зарегистрировать МПУ. Возможной причиной отсутствия регистрируемых МПУ, считают авторы, является малая амплитуда механических смещений. Действительно, в работах [235, 236] было показано, что величина акустического стимула, необходимая для появления МПУ, регистрируемых обычной аппаратурой, должна быть на 40 дБ выше, чем та, на которую возникает поведенческий отклик животного.

В 1974 г. появилась первая отечественная работа по исследованию эффекта радиозвука [82]. Авторы регистрировали изменения в ВП слуховой зоны коры головного мозга кроликов и белых крыс на звуковой щелчок в зависимости от параметров одновременно предъявлявшегося ИМ СВЧ излучения.

В 1973 г. вышла первая [182], а затем с 1975 по 1979 гг. еще около десяти методически очень близких работ лаборатории А. Гая, посвященных электрофизиологическим исследованиям эффекта радиозвука [148–151, 153–156, 183].

В работах [182, 183] регистрировались ВП во внутреннем коленчатом теле и в круглом окне улитки кошек в ответ на воздействие импульсных СВЧ и акустических стимулов и определялись пороговые интенсивности ЭМИ. Были записаны отклики в обеих точках при частоте несущей 918 и 2450 МГц. Для этих несущих в пределах длительности импульсов 0,5...32 мкс пороги отличаются незначительно и имеют величину порядка $20 \text{ мкДж} \cdot \text{см}^{-2}$ на импульс. На акустический щелчок так же, как и в работе [231], были получены отклики, идентичные откликам на импульс ЭМИ (рис. 11).

Из других феноменологических исследований следует отметить работу [242], суть которой состояла в определении интенсивности метаболических процессов в ядрах слухового пути по количеству утилизированной [^{14}C]2deoxy-D-glucose.

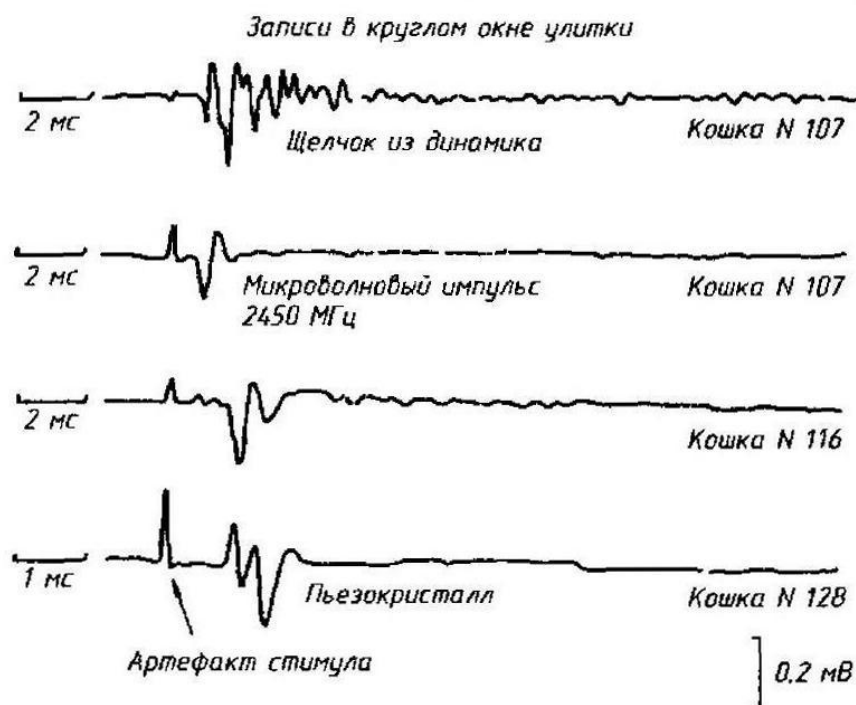


Рис. 11. Отклики, записанные в слуховом нерве кошек, в ответ на акустические и микроволновые импульсы (заимствовано из [231])

Таким образом, наряду с обилием феноменологического материала по исследованию радиозвука не существует достаточно полного и непротиворечивого объяснения преобразования энергии ИМ ЭМИ в слуховое ощущение со всеми его особенностями, конкретными проявлениями и закономерностями. Термоэластическая модель может быть лишь отправной точкой для дальнейших исследований, поскольку в ней показана необходимость преобразования электромагнитной энергии в акустическую и достаточная интенсивность последней для восприятия органом слуха через костную проводимость.

Таким образом, можно утверждать, что модель Дж. Лина выдвинула на первое место, в ряду наиболее вероятных механизмов радиозвука, термоэластическую концепцию, однако в силу своей ограниченности, не смогла объяснить многих известных фактов по спектральному составу и «качеству» воспринимаемого звукового ощущения, зависимости его от частоты следования импульсов ЭМИ и их длительности. Причина ограниченности данной модели заключается, по крайней мере, в двух существенных упрощениях реальной ситуации. Для расчетов использовался идеализированный контур с неопре-

деленной добротностью, а в качестве внешнего воздействующего фактора рассматривался одиночный импульс, а не импульсная последовательность некоторой частоты. При такой постановке задачи ни о каких частотных характеристиках модели не могло быть и речи, не говоря уж о некоторых специфических особенностях радиозвука. Более того, в работе [234] показано, что в натурном эксперименте при значениях частоты следования импульсов СВЧ, близкой к указанному Дж. Лином диапазону резонансной частоты головы человека (7...10 кГц), наблюдается резкое повышение порога. Между тем из одноконтурной резонансной модели должно было бы следовать резкое понижение порога, как это следует из работы [206].

Важно отметить, что рассмотрение резонатора с конечной добротностью, а также временных параметров модуляции с необходимостью привело бы к снижению расчетных пороговых уровней интенсивности для некоторых комбинаций частот и длительностей.

Фактически, первая экспериментальная работа, посвященная объективной оценке одного из параметров радиозвука — воспринимаемого частотного диапазона — появилась лишь в конце 70-х годов [96].

Существует еще одна гипотеза о возможном механизме радиозвука, основанная на термоэластике. Отличие ее от обсуждавшейся состоит в предположении, что преобразование электромагнитной энергии в механическую, существенное для слухового восприятия, происходит непосредственно в улитке органа слуха. Впервые эта идея была высказана А. Фреем [175], а позже была использована для объяснения зарегистрированных на животных спектральных характеристик вызванного слухового отклика [226, 241–243]. Спектр отклика был идентичен спектру прямоугольного импульса той же длительности, что и импульс СВЧ. Поскольку преобразование энергии ЭМП в механическую где-то в тканях головы и передача последней посредством костной проводимости к органу слуха связаны, по мнению авторов, с искажением первоначального сигнала, то и возникло предположение о преобразовании непосредственно в жидкостях улитки, что должно обеспечивать минимум отклонения сигнала от первичного при трансляции на кортиева орган. Такой подход, однако, не в состоянии объяс-

нить ряд экспериментальных фактов. На степень проявления эффекта должно влиять положение испытуемых относительно излучателя, поскольку будет существенным фактор экранирования структуры улитки. В экспериментах отмечается отсутствие такого влияния [152, 168–170, 176]. Кроме того, исходя из этой концепции, трудно объяснить частотно-зависимый характер эффекта, показанный в работах [104, 234]. Равенство спектральных компонент должно было бы приводить к восприятию радиозвука низкой частоты при полной маскировке высоких частот [107, 115, 125], тогда как происходит обратное [130, 168, 234].

Эти же авторы, поддержав идею о возможном существовании двух или более механизмов «преобразования» энергии ЭМП в слуховое ощущение, высказанную в работах [195, 196], для объяснения появления аномально коротких латентных периодов откликов на СВЧ импульс в одиночных элементах слухового нерва [242] предположили возможность прямого действия ЭМП на волосковые клетки кортиева органа. В качестве механизма такого действия было предложено рассматривать генерацию максвелловских натяжений между текториальной мембраной и ретикулярной пластиной [240, 241]. К этим работам примыкает статья [177], в которой также делается предположение о возможности прямого действия ЭМП на волосковые клетки кортиева органа.

В это же время были опубликованы работы по результатам электрофизиологических исследований радиозвука на лабораторных животных в попытке проследить возможные пути воздействия ЭМИ от периферии слухового анализатора до первичной слуховой коры. 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 [42, 171, 173–175, 184, 190, 192, 230].

МПУ на микроволновой стимул авторам зарегистрировать не удалось, однако разрушение улитки посредством аспирации приводило к исчезновению ВП в обеих точках регистрации. Интересно, что отклики возникали и для частот несущей 8,67 и 9,16 ГГц, но при этом порог для $\tau_{и} = 32$ мкс имел величину от 472 до 1240 мкДж · см⁻².

Первое сообщение о регистрации МПУ в ответ на импульсы ЭМП СВЧ появилось в 1975 г. [149]. Принципиальное значение этого факта заключается в том, что наличие вызванных МПУ непосредственно и однозначно свидетельствует о детектировании ЭМП на периферии слуховой системы, поскольку МПУ возникает при механической деформации волосковых клеток органа Корти вследствие динамических процессов на базилярной мембране [107, 186, 191, 220]. Для уверенной регистрации МПУ был сконструирован специальный цилиндрический волновод, в котором при введении объекта достигался режим бегущей волны. По оценке авторов, УПЭ была на порядок больше, чем при других способах облучения. Расшире-

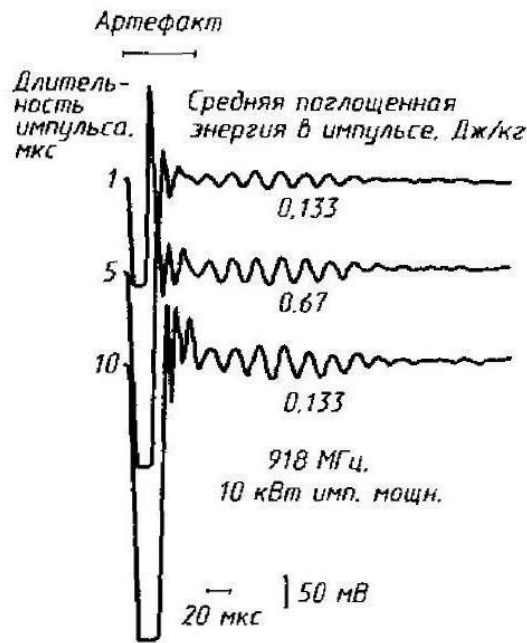


Рис. 12. Записи МПУ в круглом окне улитки морской свинки в ответ на микроволновые импульсы длительности 1, 5 и 10 мкс (рис. из [49]).

В работе [150] было также показано, что микроволновый акустический (с закрепленного на черепе пьезокристалла и игромкоговорителя) и лазерный импульсы приводят к появлению МПУ идентичных характеристик при соответствующих параметрах стимулов.

ние частотного диапазона и цепи регистрации до 80 кГц и снижение амплитуды на водок, приводящих к артефактам, позволило уверенно зарегистрировать (при накоплении порядка 400 откликов) МПУ в круглом окне морских свинок при частоте несущей ЭМИ, равной 918 МГц, длительности импульсов 1...10 мкс, частоте следования импульсов 100 Гц и импульсной мощности 10 кВт (рис. 12). Зарегистрированный сигнал имел частоту порядка 50 кГц, амплитуду около 50 мкВ и протяженность 200 мкс. Отклик на акустический щелчок 10 мкс характеризовался теми же параметрами.

В работах [154, 155] делается заключение, что при длительности импульса меньше 30 мкс порог зависит только от удельно поглощенной энергии (УПЭ) (пропорциональной ППЭ). Минимально необходимая УПЭ — $5 \text{ мДж} \cdot \text{кг}^{-1}$ в импульсе.

МПУ у кошек регистрировались в работах [148, 152]. Они имели частоту порядка 38 кГц независимо от ориентации, длительности импульсов (до 30 мкс), частоты несущей (918 и 2450 МГц), поляризации поля и типа излучателя. Авторами исследовалась корреляция частоты МПУ с десятью анатомическими параметрами животных. Оказалось, что таковая имеет место только для величины, большей оси внутренней полости черепа, хотя количественная оценка этой корреляции не приводится. На основе полученных результатов, авторы оценивают частоту МПУ человека величиной 7...10 кГц.

Дж. Лин с сотрудниками регистрировали вызванные потенциалы в стволе мозга и на коже головы кошек [205]. Здесь также было показано, что СВЧ импульс и акустический щелчок приводят к откликам, аналогичным по форме.

В работах [151, 156] показано, что система косточек среднего уха практически не играет никакой роли при восприятии радиозвука. В частности, их демпфирование заполнением полости среднего уха минеральным маслом не приводило к изменениям в откликах, регистрировавшихся в ядрах ствола мозга.

В работах на лабораторных животных было показано возбуждение механических колебаний в тканях головы путем их непосредственной регистрации с помощью вводимого внутрь тканей пьезокерамического датчика [221]. В этих работах на экспериментальных животных было показано, что частота колебаний микрофонного потенциала возбуждаемого импульсами СВЧ соответствует расчетному значению, полученному из представлений об одноконтурной модели Лина. Тем самым было показано, что в тканях головы возбуждаются резонансные колебания с частотой, определяемой радиусом сферического мозга и скоростью распространения звука в тканях.

Таким образом, можно предположить, что при облучении импульсами СВЧ радиозвук сопровождается механической деформацией волосковых клеток и возникает в результате электромеханического взаимодействия, инициируемого на периферии улитки.

В то же время появились публикации, посвященные возбуждению механических колебаний в различных средах, в том числе и жидких, при облучении этих сред импульсами электромагнитной энергии СВЧ.

Из приведенного обзора литературы можно сделать несколько существенных обобщающих выводов:

1. Не вызывает сомнения наличие эффекта как объективно существующего и имеющего место при ППМ_и, начиная с нескольких десятков мВт · см⁻².

2. Качество воспринимаемого радиозвука связано с особенностями слуховой системы воспринимающего.

3. Очевидна связь качества воспринимаемого радиозвука с параметрами импульсной последовательности.

4. Субъективная громкость радиозвука зависит:

а) от интенсивности окружающего шума;

б) от частоты несущей;

в) от плотности потока энергии (ППЭ) при длительностях импульсов до 30 мкс;

г) от частоты следования импульсов при их постоянной длительности и ППМ_и;

д) от длительности импульсов при постоянной частоте следования и ППМ_и.

5. Первичным элементом, где регистрируются отклики на ИМ ЭМИ и при разрушении которого отклики не регистрируются нигде в других отделах слуховой системы, является улитка органа слуха.

6. По своим характерным признакам отклики на импульсное ЭМИ не отличаются от таковых для импульсного акустического воздействия.

7. Наличие МПУ в ответ на импульсное ЭМИ указывает на преобразование электромагнитной энергии в механическую как первичный акт взаимодействия ЭМИ с анатомическими структурами головы.

8. Корреляция частоты МПУ с геометрическими размерами головы позволяет рассматривать голову в процессе преобразования энергии ЭМП в механическую как акустический резонатор.

9. Одноконтурная теоретическая модель Дж. Лина продемонстрировала энергетическую возможность возбуждения

рецепторных структур улитки органа слуха механическими колебаниями при термоэластическом преобразовании энергии ЭМИ, но не смогла объяснить экспериментальных данных по спектральному составу радиозвука.

10. Попытки объяснить эффект радиозвука прямым воздействием ЭМИ на нейронные структуры лишены экспериментального подтверждения.

Подробно история развития исследований феномена радиозвука представлена в работе [121].

Глава II

ГИПОТЕЗА ОБ АКУСТИЧЕСКОЙ ПРИРОДЕ МЕХАНИЗМА БИОЛОГИЧЕСКОГО ДЕЙСТВИЯ ИМПУЛЬСНЫХ СВЧ ПОЛЕЙ

2.1. Основные предпосылки

В течение десятилетий к СВЧ излучению сложилось вполне определенное отношение как к продуценту тепла. В основном, это явилось результатом использования энергии СВЧ в промышленности и медицине как воздействующего фактора при прогреве глубинных слоев того или иного объекта.

Развитие электроники и разработки мощных импульсных приборов и систем СВЧ вызвали необходимость изучения воздействия импульсного режима излучения на биологические объекты.

Исследования в этой области показали, что при достаточно больших мощностях в импульсе стали отмечаться эффекты, ранее неизвестные при воздействии непрерывного излучения, несмотря на существенно более низкий уровень среднего значения излучаемой мощности СВЧ в импульсном режиме, не приводящего к сколько-нибудь заметному нагреву объекта [89, 91, 171]. Многими авторами высказываются предположения о существовании тонких механизмов преобразования поглощенной биологическим объектом энергии импульсного ЭМИ СВЧ. Причем речь идет не только о воздействии сильных импульсных полей, но и весьма слабых [100, 119, 122, 217]

С точки зрения поиска механизмов биологического действия импульсных ЭМИ СВЧ по наблюдаемым биоэффектам большой интерес представляет собой феномен радиозвука.

Факт наличия нулевых биений между акустическим сигналом и гармониками частоты повторения импульсов полн

СВЧ [96] позволяет выдвинуть в качестве рабочей гипотезы предположение о механической природе наблюдаемых тепловых эффектов 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 тепловой теорией.

Анализ литературных данных позволяет прийти к выводу о том, что наблюдаемые специфические эффекты СВЧ имеют много общего с результатами работ по воздействию ультразвука (УЗ) на биологические объекты [9, 163, 217]. 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 ЭМИ СВЧ, т. е. 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 [105].

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 [67]. На использование в качестве теплового источника импульсов СВЧ мощности указывается также в работе [131]. 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 число биологических объектов имеют упорядоченную структуру, т. е. фронт теплового импульса в подобных объектах может быть достаточно мал.

Рассмотрение качественно адекватных наблюдаемых эффектов при действии на биологический объект импульсами ЭМИ СВЧ и УЗ позволяет выявить действующие на исследуемый объект физические силы, численные значения которых позволяют перейти к оценке вклада механических колебаний, возбуждаемых импульсами ЭМИ СВЧ, в формирование специфических эффектов.

История работ, посвященных возбуждению механических колебаний в средах тепловыми импульсами, насчитывает почти сто лет, однако первые работы, посвященные серьезному анализу происходящих при этом процессов появились лишь спустя несколько десятилетий [32, 33].

Много позже появилась работа [167], также посвященная воздействию электромагнитного излучения СВЧ на жидкие среды с целью возбуждения в них механических колебаний. В качестве объекта использовался 0,15М раствор KCl. Жидкость, находясь в контейнере (0,3×0,3×0,3 м³), облучалась сверху с помощью открытого торца прямоугольного волновода с частотой несущей 2450 МГц. Интенсивность излучения находилась в пределах 5,3 Вт · см⁻². В качестве приемника механических колебаний авторы использовали специальный гидрофон с высокой чувствительностью. При длительности импульсов СВЧ, равной 27 мкс, амплитуда давления возбужденных механических колебаний в водном растворе KCl при температуре +4 °С, при которой коэффициент линейного теплового расширения воды равен нулю, снижается до нуля. Отсюда был сделан вывод о прямой зависимости процесса возбуждения механических колебаний при импульсно-СВЧ облучении жидкостей от их тепловых характеристик.

Диапазон сред, в которых регистрировались возбужденные механические колебания, достаточно широк — электролиты, чистые жидкости, металлы, уголь [181, 237].

Теоретические вопросы процессов возбуждения механических колебаний в жидких средах импульсами ЭМИ СВЧ рассмотрены в работах [141, 179, 183, 207].

Наряду с описанными работами появились публикации по действию импульсного лазерного излучения на жидкость. В работе [56] описывается упрощенная термодинамическая модель воздействия скачка давления в жидкости. Показано, что эта модель согласуется с экспериментальными данными в широком диапазоне скачков давления (соответственно, в широком диапазоне мощности в импульсе лазерного излучения) и при широком варьировании свойств жидкости.

Результаты работ по исследованию условий возбуждения механических колебаний в жидких средах создали предпосылки для качественно нового подхода к изучению эффекта радиозвука и выявлению его природы. Вместе с тем анализ этих работ показал, что необходимо определить сами условия возбуждения механических колебаний, с одной стороны, от параметров среды и ее геометрии, а с другой стороны — от параметров воздействующего импульса СВЧ.

Выявление механизма радиозвука, как нам представляется, связано с определением амплитудно-частотных характеристик возбужденных механических колебаний в ограниченных объемах. Для этого необходимо решение следующих задач:

1. Выяснение зависимости параметров возбужденных механических колебаний от параметров импульсов СВЧ.

2. Выяснение условий возбуждения различных мод механических колебаний и возможности фокусировки энергии электромагнитного поля в жидких сферических моделях.

3. Выяснение природы радиозвука в воспринимаемой полосе частот.

Это позволит ответить на следующие вопросы:

1. Почему при облучении головы человека импульсами СВЧ частота возбужденных колебаний (или слуховое ощущение) не равна частоте следования импульсов?

2. Что является источником возбуждения механических колебаний и зависит ли частота возбужденных механических

колебаний от параметров поглощающей электромагнитную энергию области, являющейся частью общего объема тела

3. Как объяснить резкое изменение порога восприятия радиозвука на определенных частотах и существование нескольких «типов» радиозвука?

Предполагалось, что развитие подобных работ должно привести и к выявлению неясных пока сторон феномена радиозвука путем его моделирования.

2.2. Аномальные биологические эффекты импульсных ЭМИ СВЧ

Анализируя литературные данные можно отметить, что кинетика исследуемых параметров биологических объектов при термическом действии и при действии импульсами ЭМИ СВЧ нетепловых интенсивностей взаимно инверсна. В работе [90] показано, что при облучении препарата большеберцового нерва лягушки импульсами ЭМИ 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 [17] и воздействии непрерывным ЭМИ СВЧ [40]

По данным [17], при нагреве препарата нерва лягушки от 0 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. В работе [40] показано влияние непрерывного излучения СВЧ на скорость распространения волны возбуждения и амплитуду ПД препарата нерва лягушки. При средней плотности потока мощности ($\text{ППМ}_{\text{ср}}$) равной 11 мВт · см⁻² прирост скорости распространения волны возбуждения составил +16% за 30 мин, нагрев препарата к 30-й минуте составил 2 °С. По данным [17] при нагреве таких препаратов на 2 °С прирост скорости распространения волны возбуждения находится в пределах +6...+19%. Сопоставление результатов в данном случае говорит о тепло

вом действии ЭМИ СВЧ. В работе [90] при частоте следования импульсов поля, равной 20 Гц и $\text{ППМ}_{\text{ср}} = 100 \text{ мВт} \cdot \text{см}^{-2}$ в течение 60 мин нагрев препарата нерва составил 1°C , скорость распространения волны возбуждения уменьшилась на 35...46%, амплитуда ПД уменьшилась на 93...95%.

Необходимо подчеркнуть, что эти данные получены при облучении объекта во время латентного периода в течение всего времени облучения. При облучении препарата импульсами ЭМИ СВЧ с прежними параметрами в постлатентный период наблюдаемые эффекты пропадают.

Этот результат никак не может быть объяснен с позиции тепловой теории, так как в обоих случаях количество поглощенной энергии было одним и тем же. На незначительный нагрев препарата нерва лягушки при близких к описанным условиям эксперимента указывается также в работе [162]. Можно предположить, что часть поглощенной энергии импульсов ЭМИ 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 ЭМИ СВЧ должен вызвать локальные нарушения или повреждения (микроразрушения), которые, накапливаясь, приводят в результате к эффектам, противоположным при термическом действии. Очевидно, что при определенном значении $\text{ППМ}_{\text{ср}}$ можно компенсировать рост скорости распространения волны возбуждения накоплением микроразрушений. Если при этом выделяющееся тепло не нарушает нормального функционирования объекта, то такое состояние объекта можно было бы считать граничным для разделения наблюдаемых эффектов на нетепловые (аномальные) и комбинированные, в отличие от чисто тепловых. Приводимые данные позволяют сделать весьма важные выводы:

1. Функциональное состояние объекта, определяемое температурой при термическом нагреве, не соответствует таковому при его нагреве импульсами ЭМИ СВЧ.

2. Поглощаемая объектом энергия импульсов ЭМИ СВЧ приводит к изменениям регистрируемых параметров, противоположным при термическом воздействии.

Выявленные противоречия между величиной поглощенной энергии импульсов ЭМИ СВЧ и наблюдаемыми сдвигами в функционировании объекта позволяют выдвинуть основные тезисы для поиска доказательства предлагаемой гипотезы механизма действия импульсных ЭМИ СВЧ.

1. Поглощаемая объектом энергия импульсов ЭМИ СВЧ частично преобразуется в тепло, частично трансформируется в другой, не выявленный 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 ЭМИ СВЧ, ход температурных зависимостей основных параметров объекта меняет 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 ЭМИ СВЧ (предположительно — механические колебания).

Перечисленные пункты, естественно, не могут полностью охарактеризовать реально существующий механизм специфического импульсного воздействия ЭМИ 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, направления в постановке экспериментов по его выявлению.

Прежде чем переходить к поиску возможных видов преобразований поглощенной объектом энергии импульсов СВЧ, рассмотрим еще несколько экспериментальных примеров, что очевидно, позволит в дальнейшем более убежденно говорить

в пользу того или иного механизма воздействия импульсных ЭМИ СВЧ.

Известно, что с ростом температуры растет скорость распространения волны возбуждения в сердечной мышце [232]. В работе [89] показано, что при облучении препарата целостной лягушки импульсами СВЧ с $\text{ППМ}_{\text{СР}} = 10 \text{ мВт} \cdot \text{см}^{-2}$ наблюдается урежение ритма сокращений сердца и рост интервала P-Q. Облучение велось в фазу Q-зубца. При прежних параметрах импульсов ЭМИ СВЧ смещение во времени этих импульсов в фазы кардиоцикла, характеризующиеся изолинией, не приводило к видимым изменениям. Таким образом, количество поглощенной объектом энергии оставалось постоянным, как и в экспериментах на препарате нерва, однако во втором случае эффект отсутствовал, что также невозможно объяснить с позиций тепловой теории. Если облучение велось без синхронизации с кардиоциклом, то попадание импульса ЭМИ СВЧ в фазы P-, R- и T-зубцов вызывало мгновенное кратковременное скачкообразное увеличение кардиоцикла. И, наконец, облучение непрерывными ЭМИ СВЧ с таким же значением $\text{ППМ}_{\text{СР}}$ не приводило к сколько-нибудь заметным сдвигам в сердечной деятельности. По данным [49] при увеличении температуры на 10°C скорость распространения волны возбуждения в сердечной мышце увеличивается в 1,8–1,9 раза.

Схожие результаты [91] были получены и на нервно-мышечном препарате лягушки. Синхронизация импульсов ЭМИ СВЧ с активным состоянием препарата, включающим распространения волны возбуждения по нерву, передачу сигнала через синаптические образования и частичное распространение волны возбуждения по мышечным волокнам, снимала блок передачи возбуждения с нерва на мышцу. В контроле блок наступал на 7 ± 1 минуте. Сдвиг импульса ЭМИ СВЧ на 50% относительно стимула отодвигал блок, по сравнению с контролем, к 40-й минуте. Эти результаты также не объясняются тепловой теорией.

На рис. 13 показаны зависимости изменения скорости проведения волны возбуждения при термическом нагреве и при облучении непрерывным и импульсным СВЧ полями различной интенсивности в препаратах изолированного большеберцового седалищного нерва и сердца лягушки.

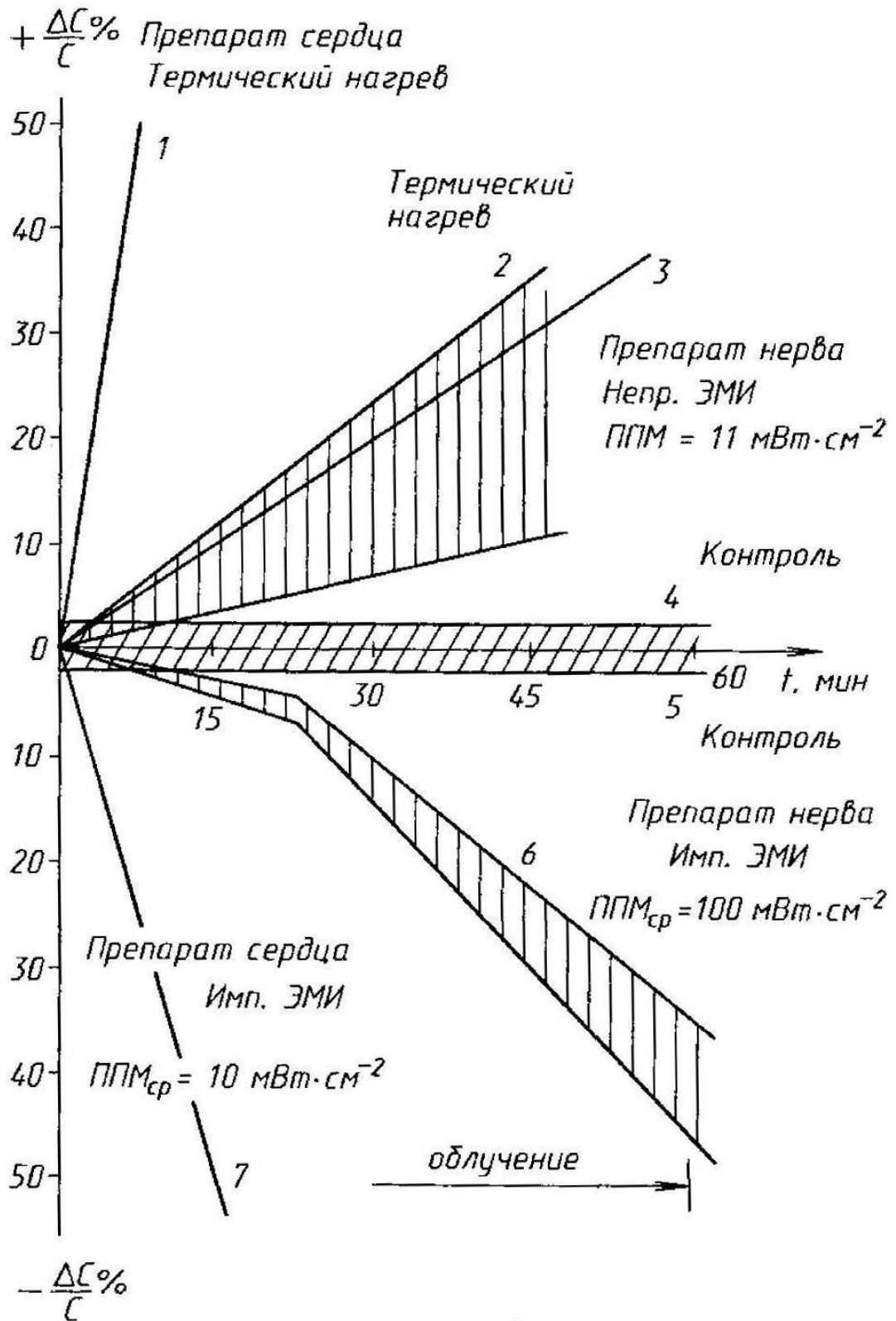


Рис. 13. Зависимости изменения скорости проведения волны возбуждения при термическом нагреве и при облучении непрерывным и импульсным СВЧ полями различной интенсивности в препаратах изолированного большеберцового седалищного нерва и сердца лягушки

2.3. Ультразвуковые аналоги аномальных биоэффектов импульсных ЭМИ СВЧ

Сравнение результатов экспериментов по воздействию импульсного ЭМИ СВЧ и УЗ колебаний на препарат нерва приводит к выводу о возможности сопоставления этих результатов и, следовательно, до известной степени адекватности механизмов биологического действия. По данным [8] несколькими работами показано, что воздействие ряда очень слабых доз УЗ, следующих с интервалами в несколько минут, приводит к параличу конечностей лягушки. Это значит, что аккумуляция нарушений при воздействии УЗ, вызывающих в отдельности обратимый биологический эффект, приводит к необратимым повреждениям. По данным [90, 162] в течение первых 20...30 мин облучения импульсами ЭМИ 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 ЭМИ СВЧ [89]. 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. В работе [163] отмечено, что при попадании импульса УЗ в систолу, величина кардиоцикла скачкообразно увеличивается.

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 Р, Q, Т — для препарата сердца), т. е. в моменты, характеризующиеся перераспределением ионных токов через мембраны.

Исключительно интересным является сравнение результатов воздействия на ткани мозга УЗ и импульсного ЭМИ СВЧ. В работе [8] показано разрушение ткани мозга одиночными импульсами мощного УЗ. Начиная с некоторого момента времени (меньше 1 с) в наблюдаемый эффект начинает приноситься кавитационное действие УЗ, т. е. механическое повреждение.

Так, при длительности импульса УЗ равной 10^{-3} с, необходимая для разрушения ткани мозга интенсивность составляет величину порядка 10^4 Вт · см⁻². По данным Фрезера [110] для инактивации мозга мелких животных им применялось облучение ЭМП с удельно-поглощенной мощностью в импульсе (УПМ_и) 1 МВт · кг⁻¹, что приводило к скорости роста температуры порядка 100 °С · с⁻¹.

На изменение функционирования нервно-мышечного препарата указывается в [39]. При действии импульсов ЭМИ СВЧ мощностью 1 МВт длительностью 10 нс в миллиметровом диапазоне было показано возбуждение нервно-мышечного препарата без заметного нагрева. Необходимо отметить также интересные результаты реакции биологических объектов на включение и выключение ЭМИ СВЧ [114].

Более подробно рассматриваемая гипотеза изложена в работе [92]. Возбуждение механических колебаний, как фактора, способного играть ведущую роль в формировании специфических эффектов ЭМИ СВЧ могло бы объяснить многие наблюдаемые эффекты, в том числе и радиозвук. Действительно, наличие биений при облучении головы человека импульсами ЭМИ с одновременной подачей тонального акустического сигнала, уже говорит в пользу механизма восприятия слухового ощущения, схожего с физиологически нормальным.

С другой стороны, расчетные данные величины амплитуды звукового давления [206] и прямые измерения в эксперименте с помощью пьезодатчиков, проведенные Ролсеном и Дж. Лином [219], показали, что для возбуждения волны давления в 1 дин · см⁻² необходима УПМ_и порядка 100 мВт · см⁻³, т. е. при этом эффект должен быть отнесен к тепловому. Однако, если не учитывать затухания звуковой волны в тканях, то амплитуда давления на два порядка превышающая порог слышимости, может считаться достаточной для восприя-

тия звука. При этом эффект радиозвуча может быть отнесен к нетепловым, так как УМП не будет превышать $1 \text{ мВт} \cdot \text{см}^{-3}$ и рассматривать его можно как возможное проявление действия механических колебаний.

Таким образом, изложенные здесь соображения, наряду с существующей термоэластической концепцией радиозвуча, обуславливают необходимость широкой постановки экспериментов по исследованию условий и процессов возбуждения механических колебаний в биологических средах импульсами СВЧ.

2.4. Краткие выводы

Анализируя приводимые здесь данные, можно прийти к следующим выводам:

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

2. Динамика развития наблюдаемых эффектов при действии на объект импульсов ЭМИ СВЧ и кавитационного УЗ имеет схожий характер.

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

Глава III

ФИЗИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ФЕНОМЕНА РАДИОЗВУКА

3.1. Общие положения и предпосылки выбора моделей

Анализ литературы показывает, что в исследованиях эффекта радиозвуча преобладают эмпирические методы. Это привело к тому, что располагая довольно большим объемом всякого рода конкретных экспериментальных фактов, характеризующих изучаемое явление, мы не имеем целостной картины его механизма. Кроме того, результаты психофизических исследований, связанных с изучением характеристик возникающего слухового образа при облучении головы человека импульсами ЭМИ, всегда зависят от субъективной оценки конкретного индивидуума. Учитывая то обстоятельство, что, как правило, в натуральных экспериментах участвует ограниченное число испытуемых, ожидать от них точных количественных данных, стабильной повторяемости в условиях различных лабораторий, практически невозможно. Немаловажно также и то, что натуральный эксперимент при необходимых для проявления эффекта уровнях мощности ЭМИ нельзя проводить продолжительно, поскольку это небезразлично для здоровья испытуемых и, следовательно, систематическое изучение характеристик радиозвуча таким путем небезопасно. По-видимому, для построения целостной концепции механизма радиозвуча нужны исследования другого характера, которые позволяли бы сделать известные обобщения на основе накопления материала.

В условиях, когда в рамках натурального эксперимента изучение механизмов, формирующих эффект радиозвуча, практически невозможно или крайне трудоемко, единственно при-

емлемым направлением более глубоких исследований этого явления представляется использование метода моделирования [25]. Исследование эффекта радиозвука методом моделирования дает возможность в широких пределах анализировать те или иные экспериментальные данные для понимания всего механизма этого явления в целом. Существенно также, что в модельных исследованиях отсутствуют ограничения, связанные с выполнением требований безопасности в рамках, ограниченных только свойствами самой модели.

Вместе с тем, несмотря на достоинства модельного метода исследований, позволяющего целенаправленно выделять из множества фактов наиболее существенные для той проблемы, ради решения которой строится модель, исходный набор данных, формулирующих требования к модели, неизбежно субъективен.

Постулируя общий алгоритм выполнения натурой определенных функций, можно в принципе определить, каким набором свойств должен обладать предполагаемый механизм явления. Причем, чем сложнее исследуемый эффект, тем менее определенной становится задача членения его на обособленные механизмы и тем более неопределенными становятся требования к характеристикам моделей этих механизмов. Возникает вопрос: какую из моделей — физическую или математическую, — наиболее целесообразно привлекать в каждом конкретном случае для моделирования исследуемого механизма?

Первый шаг в моделировании эффекта радиозвука был сделан Дж. Лином [54, 201–203]. Предложенная и развитая им математическая модель существенно продвинула понимание механизма исследуемого явления, однако, как отмечалось выше, оказалась не в состоянии объяснить некоторые существенные его особенности. Причиной этому был неполный учет автором при построении модели экспериментальных данных и неправомерное упрощение реальной картины явления. Однако важно отметить, что более полное соответствие модели прототипу неизбежно привело бы к значительному усложнению математических уравнений и, соответственно, методов их решения, либо к невозможности их решения без формального наложения на них определенных условий, неадекватных натуре. Вне зависимости от степени адекватности математи-

ческой модели натуре, в конце концов, потребовался бы эксперимент, подтверждающий эту модель. Однако чисто математический метод моделирования не учитывает его физической осуществимости. Подобная картина наглядно проиллюстрирована в работе [65], посвященной изучению механизмов улитки органа слуха методом электрических моделей. Математические модели улитки органа слуха строились, как правило, с целью познания процессов частотного анализа сигналов в слуховой системе. По мере развития методов вычислительной техники сложность уравнений, с помощью которых авторы представляли колебательные процессы в улитке, существенно возрастала. В работах, посвященных математическим моделям гидродинамической системы улитки, последняя рассматривалась как многомерная колебательная структура, описываемая линейным, а иногда и нелинейным дифференциальным уравнением высокого порядка в частных производных с переменными производными [65]. Это положение в конечном итоге заставило исследователей в этой области перейти к физически осуществимым моделям. В математических моделях, используемых для решения биофизических задач, не всегда удается ввести в виде соответствующих коэффициентов или границ применимости условия, характеризующие состояние этой системы. Это приводит к привнесению дополнительного фактора неопределенности при ее изучении. Физическое моделирование в данном случае представляется более целесообразным. В известном смысле это более доступный метод моделирования, чем математический, не требующий детальной проработки отдельных составляющих каждого из промежуточных механизмов всего явления в целом. Фактически достаточно знаний о передаточной функции каждого из таких механизмов, чтобы можно было бы построить физическую модель, подобную натуре. При этом функциональное состояние биологических структур, являющихся звеньями целого механизма, оказывается автоматически учтенным. Возможность реализации отдельных механизмов в виде функциональных физических блоков также решается непосредственно в ходе выбора конкретной физической модели, естественно, при наличии принципиальной возможности создания физического аналога.

Интересно отметить, что метод физического моделирования широко используется в исследовании биоакустики дельфинов. Одной из главных проблем этого направления исследований является гидролокация дельфинов. Одну из гипотез, касающихся излучения звука дельфинами, предложил Лилли [200], который считал, что эхолокационные щелчки вызываются «ударным возбуждением резонансных частот и гармоник в наполненных воздухом полостях головы» [79]. И хотя гипотеза Лилли оспаривается, а само направление преследует иные цели, чем изучение радиозвука, тем не менее некоторые методические вопросы с успехом могут быть заимствованы для исследования эффекта радиозвука методом физического моделирования. Особый интерес в этом плане представляет модельный эксперимент по ударному возбуждению акустических колебаний в сферических объемах. На рис. 14 приводится фотография излученных механических колебаний, зарегистрированных в небольшом ($200 \times 50 \times 50$ см³) аквариуме с водой при скачке давления внутри резиновой сферы диаметром 3 см. При излучении подчеркиваются две частоты: примерно 250 Гц и 4...6 кГц. Первая частота соответствует излучению шарика как резонансной системы с сосредоточенными параметрами, вторая — колебаниям воздуха внутри шарика как в жесткой сфере [79].

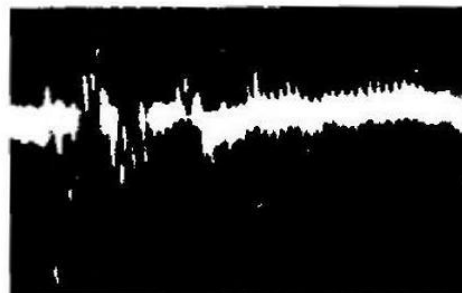


Рис. 14. Излученные акустические колебания (заимствовано из [79])

Принципиальная возможность физического моделирования радиозвука опирается в первую очередь на экспериментальные данные по возбуждению механических колебаний в различных средах — электролитах, чистых жидкостях, металлах [13, 92, 166, 227].

3.2. Возбуждение механических колебаний импульсами ЭМИ различной длительности и частоты следования

Исследования характеристик возбужденных механических колебаний и их взаимосвязи с параметрами импульсов СВЧ

и свойствами жидкости преследовали своей целью, в первую очередь, изучение общих закономерностей возбуждения механических колебаний в жидкостях и выяснение возможности интерпретации полученных результатов в приложении к радиозвуку, т. е. возможности использования метода физического моделирования радиозвука как метода исследования для поиска механизма этого явления. Это позволило бы отказаться от натуральных исследований, связанных не только с необходимостью проведения исследований на людях, но и субъективной оценкой самих результатов исследования. Во-вторых, принципиально важным для понимания механизма радиозвука являлось объяснение пороговой кривой радиозвука [234] (рис. 9). В соответствии с концепцией Лина [206] диапазон значений частоты механического резонанса головы охватывает область 7...10 кГц, в работах других исследователей эта область достигает 18 кГц [145].

На приводимой пороговой кривой радиозвука (рис. 9) эта область частот захватывает на своих границах два качественно разных участка — область 7...8 кГц, характеризующаяся высокими значениями порога и область 10...12 кГц, которой соответствует наиболее низкие значения порогов чувствительности восприятия радиозвука. Это обстоятельство не позволяет делать однозначных выводов относительно возможности трактовки области минимальных порогов как области, соответствующей частоте резонанса одноконтурной системы и, соответственно, рассматривать на основе этой концепции механизм радиозвука в целом. Процессы возбуждения механических колебаний исследовались в одноконтурных цилиндрических и сферических моделях.

3.3. Методы и приборы для возбуждения и регистрации механических колебаний в жидких средах импульсами СВЧ

Поскольку натуральный эксперимент по радиозвуку состоял в облучении импульсами СВЧ головы человека, в первом приближении представляющей сферу, то можно считать выбор сферического объема жидкости для изучения условий возбуждения механических колебаний наиболее целесообразным.

Принципиальная возможность постановки этих экспериментов опирается на результаты работ [92, 94], в которых показано, что механические колебания можно возбуждать импульсами СВЧ в любой полярной жидкости и электролитах. С этой точки зрения, выбор жидкости, заполняющей сферу, не принципиален, так как полученные данные могут быть перенесены на другие среды с известными значениями скорости звука и затухания.

Сферические объемы при возбуждении в них механических колебаний обладают целым спектром частот [55]. 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 позволяют рассматривать ее как адекватную физическую модель для исследования эффекта радиозвуча.

Для регистрации возбужденных в жидкости механических колебаний использованы пьезокерамические преобразователи с чувствительностью 10^{-6} В · дин⁻¹ · см² в диапазоне частот $40 \dots 2 \cdot 10^4$ Гц и неравномерностью амплитудно-частотной характеристики ± 5 дБ. Калибровка датчиков осуществлялась методом пистонфона [79].

Выбор облучателя диктовался в первую очередь условием минимально возможного излучения энергии СВЧ в свободное пространство с целью снизить амплитуду наведенного паразитного сигнала на входных цепях регистрирующей аппаратуры и безопасностью при эксплуатации.

Для облучения физических моделей с малыми объемами жидкости применялся закрытый прямоугольный волновод сечением 31×240 мм² с плотностью потока мощности в импульсе (ППМ_и) до 2 Вт · см⁻² в диаметральной плоскости.

На рис. 15 представлена схема расположения пробирки в закрытом прямоугольном волноводе и регистрации механических колебаний возбуждаемых в жидкости с помощью пьезокерамического преобразователя.

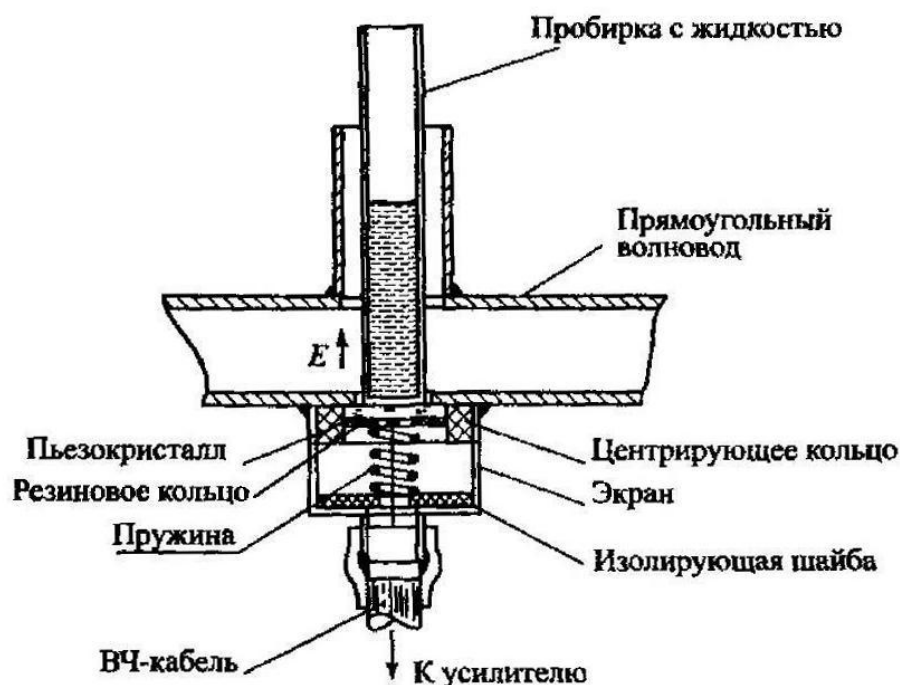


Рис. 15. Облучение пробирки в закрытом прямоугольном волноводе сечением 31×240 мм²

В качестве сферических резонаторов использованы стеклянные колбы и пластиковые мячи, заполняемые поглощающей жидкостью, в качестве которой, как правило, применяли этанол с целью возбуждения более интенсивных механических колебаний.

Для облучения больших объемов жидкости (до 3 л) применялись облучатели в виде открытого волновода сечением 10×72 мм² и прямоугольного рупора с апертурой 90×120 мм², используемые на частоте 2375 МГц с ППМ_и 140 и 20 Вт·см⁻², соответственно. Источником колебаний СВЧ служили разработанные ранее автором импульсные генераторы СВЧ на базе лабораторного генератора ГС-6 и медицинского аппарата для микроволновой терапии «Луч-58-1» [93]. 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. Для вклейки преобразователя на боковой поверхности колбы методом шлифовки выполняется отверстие, по диаметру равное или чуть меньше диаметра преобразователя. Предварительно к обкладкам преобразователя припаивают тонкие многожильные проводники. Затем с помощью эпоксидного клея преобразователь монтируется на стенке колбы. Для вывода внутреннего проводника на краю отверстия в колбе с помощью алмазного надфиля выполняется небольшой паз. Отводящий коаксиальный кабель крепится на стенке колбы на эпоксидном клее по длине 15...20 мм. После затвердевания клея гибкие проводники преобразователя подпаиваются к кабелю так, чтобы экран кабеля был подпаян к внутренней обкладке преобразователя. Место пайки также покрывается эпоксидным клеем.

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. 16 приводится разрез конструкции автономного пьезоприемника.

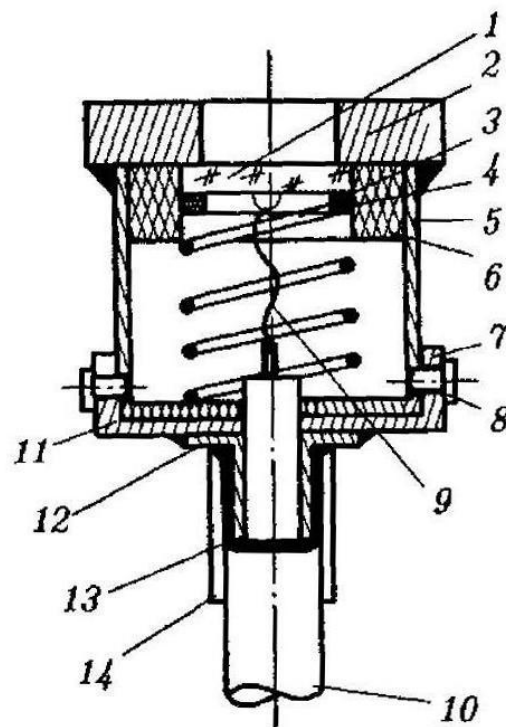


Рис. 16. Разрез конструкции автономного пьезоприемника:

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)

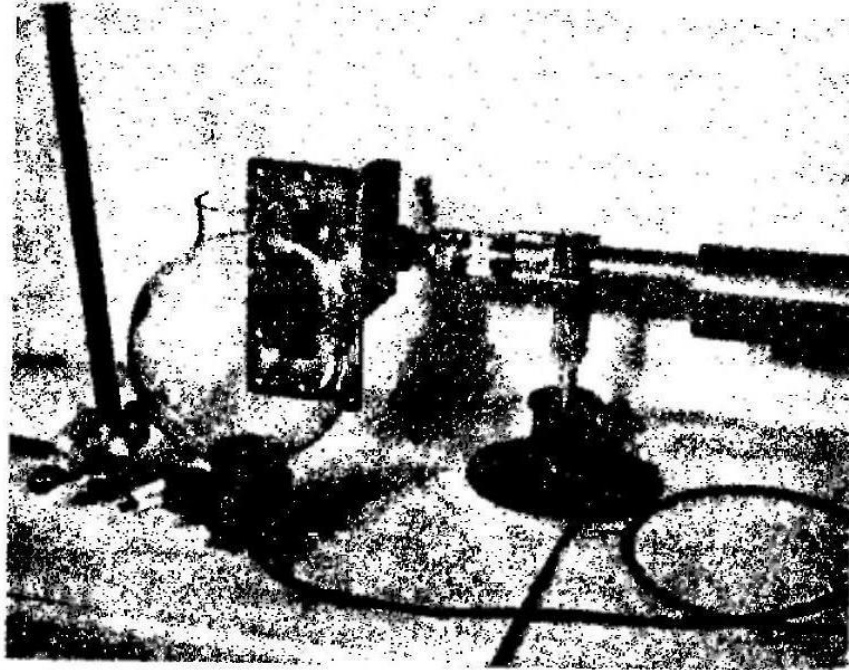


Рис. 17. Облучение сферы прямоугольным волноводом с сечением 10×70 мм²

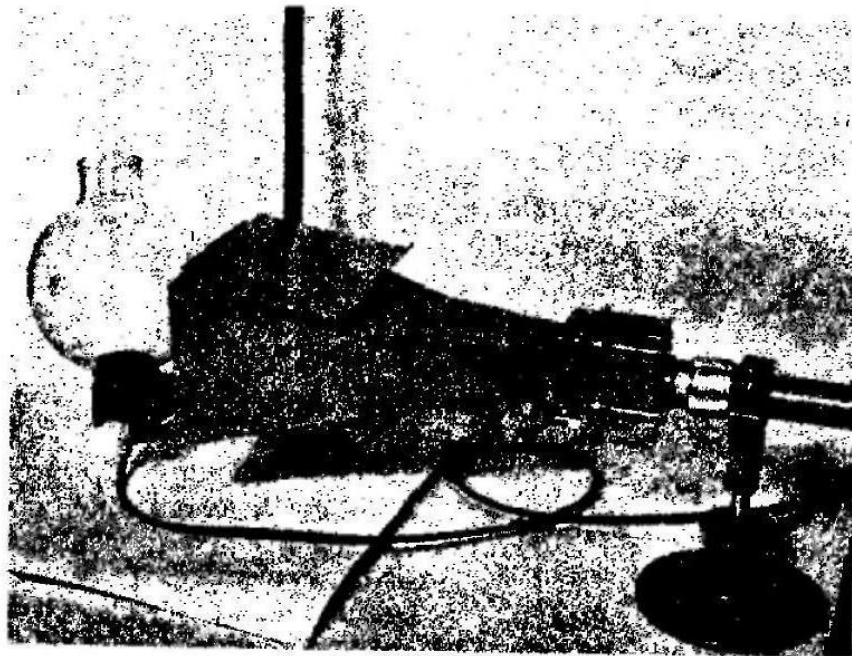


Рис. 18. Облучение сферы прямоугольным рупором с сечением 90×120 мм²

На рис. 17 и 18 показаны способы облучения сферических моделей, на рис. 19 приводится блок-схема экспериментов по возбуждению и регистрации механических колебаний.

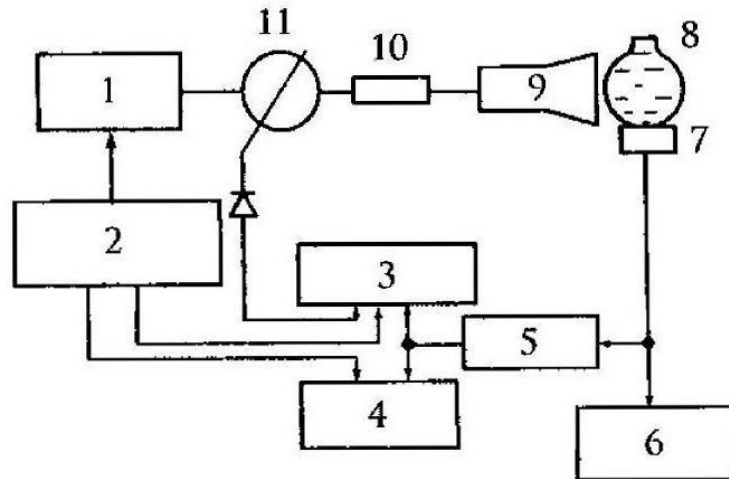


Рис. 19. Блок-схема эксперимента по возбуждению механических колебаний в жидких сферических моделях:

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

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 механических 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. В наших экспериментах для этой цели использовали листы из мягкой пористой резины, на которой устанавливается штатив с автономным пьезокерамическим приемником или пластмассовое дно от лабораторного мерного цилиндра большой емкости для установки сферического резонатора.

Как правило, генераторы СВЧ снабжены вентиляторами для отбора выделяющего тепла, что служит дополнительным источником механических колебаний. Мерами по снижению амплитуды вибраций при этом служат установки генератора на резиновые амортизаторы и демпфирование ВЧ кабеля так-

же с помощью пористой резины, которая навивается на ВЧ кабель в виде полос.

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 $10^{-5} \dots 10^{-6}$ В.

На рис. 20 изображена схема эксперимента по возбуждению механических колебаний в сферическом стеклянном резонаторе с помощью аппликатора, работающего на частоте 915 МГц, с регистрацией этих колебаний с помощью вклеенного пьезокерамического преобразователя.

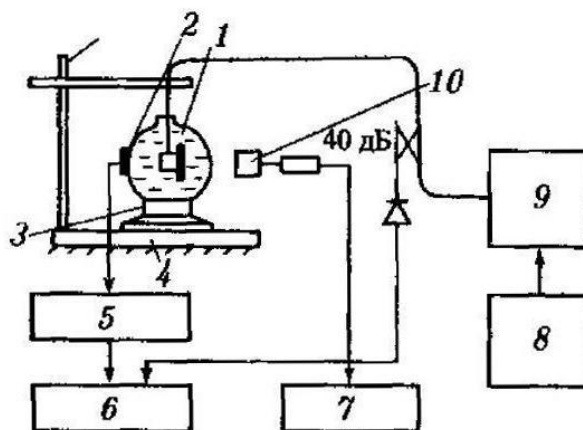


Рис. 20. Возбуждение механических колебаний импульсами ЭМИ в стеклянном сферическом резонаторе с помощью СВЧ аппликатора: 1 — сферический резонатор; 2 — пьезокерамический датчик; 3 — пластмассовое дно; 4 — резиновая прокладка; 5 — усилитель; 6 — осциллограф; 7 — ваттметр; 8 — генератор прямоугольных импульсов; 9 — генератор СВЧ; 10 — рамка

Усиление сигналов, снимаемых с пьезокерамического преобразователя в условиях действия ЭМИ, имеет свои особенности. Как можно видеть из приводимых выше условий трансформации энергии ЭМИ в акустическую, амплитуда снимаемого переменного электрического сигнала с обкладок пьезокерамического преобразователя по порядку величин может составлять $10^{-4} \dots 10^{-2}$ В.

Как правило, усиление слабых сигналов на фоне шумов осуществляют с помощью резонансных усилителей. В данном

случае это тем более могло 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 экранированных помещений [93, 98] 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. Это естественно, так как при действии на входе селективного усилителя наведенного сигнала ЭМИ импульсной формы последний детектируется и выделенный уже видеоимпульс возбуждает цепи селекции усилителя, т. е. имеет место возбуждение ударных колебаний. А поскольку идентичная ситуация имеет место при поглощении энергии импульса ЭМИ в жидкости цилиндрического или сферического резонатора, то артефакт может быть легко принят за результат.

Для проверки возможности использования усилительной аппаратуры, обладающей избирательными свойствами, в эксперименте использовали селективный микровольтметр В6-9. 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. 21 показана одна из осциллограмм выходного сигнала селективного микровольтметра 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 10×72 мм² 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 допустимых уровней облучения — порядка 30...50 мкВт · см⁻².

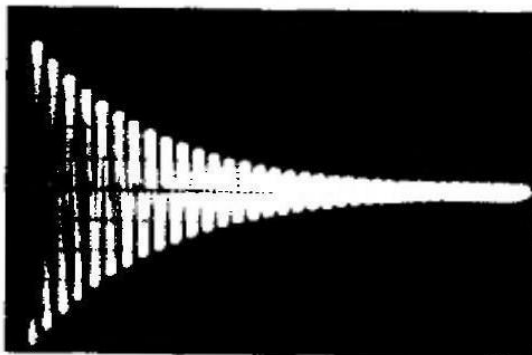


Рис. 21. Артефакт возбужденных механических колебаний при подаче на вход селективного усилителя короткого прямоугольного импульса от генератора Г5-54 (селективный микровольтметр В6-9)

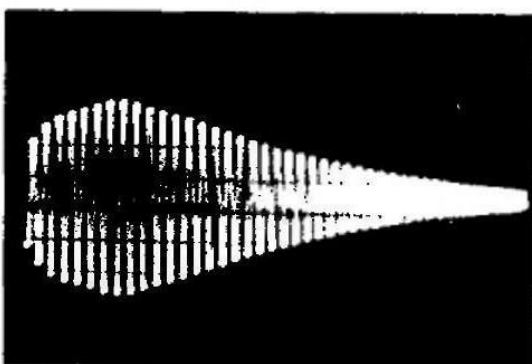


Рис. 22. Артефакт возбужденных механических колебаний коротким наведенным импульсом СВЧ при селективном усилении (селективный микровольтметр В6-9)

На рис. 22 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.

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. 15, 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⁻². 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 продетектированном в приборе. На рис. 23 показана осциллограмма таких биений.

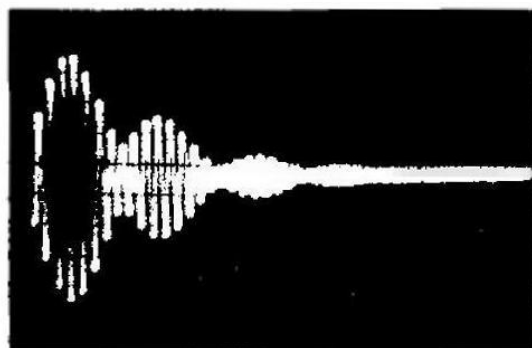


Рис. 23. Артефакт биений частот связи при селективном усилении наведенного импульса СВЧ совместно с электрическим сигналом, снимаемым с пьезокерамического преобразователя (селективный усилитель В6-9)

Полученные результаты позволяют продемонстрировать возможность возникновения артефакта при экспериментировании даже со столь простыми системами и приборами в условиях действия слабых ЭМИ.

Таким образом, можно прийти к выводу, что в данных условиях экспериментирования исключение артефакта может быть достигнуто расширением полосы усилителя. В этом случае для неискаженного усиления видеоимпульса, формируемого на входных цепях усилителя, ширина полосы пропускания усилителя определяется известным соотношением $f_{\text{в}} = 1/\tau_{\text{и}}$, где $\tau_{\text{и}}$ — длительность импульса. Применяемые значения $\tau_{\text{и}}$ в экспериментах по облучению каких-либо модельных или биологических систем ЭМИ в дециметровом диапазоне практически ограничены снизу значением 10^{-6} с, т. е. величина $f_{\text{в}}$ должна быть порядка 1...3 МГц. Входное сопротивление усилителя при работе с пьезокерамическими преобразователями составляет $\sim 10^5$ Ом. Амплитуду выходного сигнала уси-

лителя можно задать в пределах $0,1 \dots 1,0$ В. Поэтому величина коэффициента усиления может быть определена в пределах $500 \dots 1000$, что вполне достаточно для наблюдения сигнала на экране осциллографа и проведения каких-либо измерений.

Принципиальная схема разработанного усилителя с близкими к описанным параметрам приводится на рис. 24.

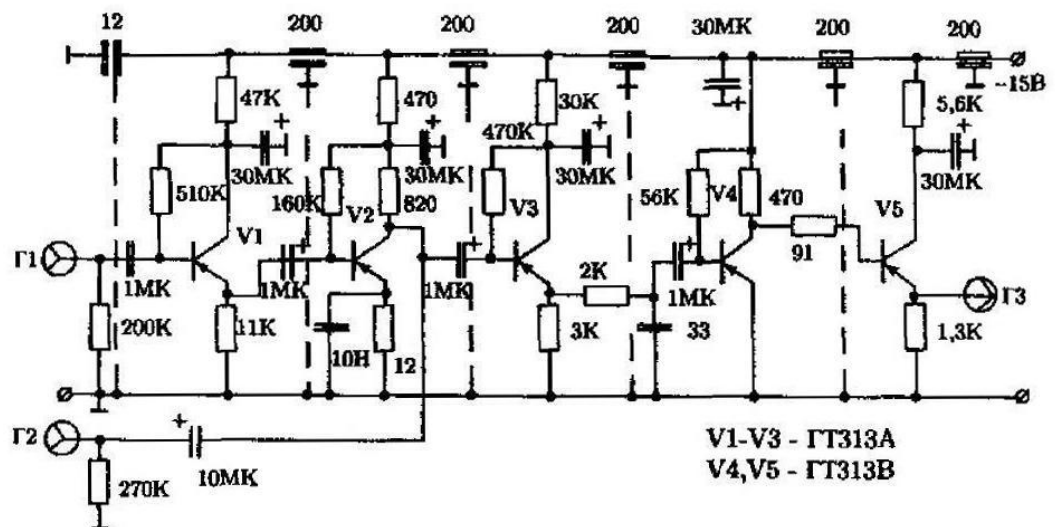


Рис. 24. Принципиальная схема широкополосного усилителя

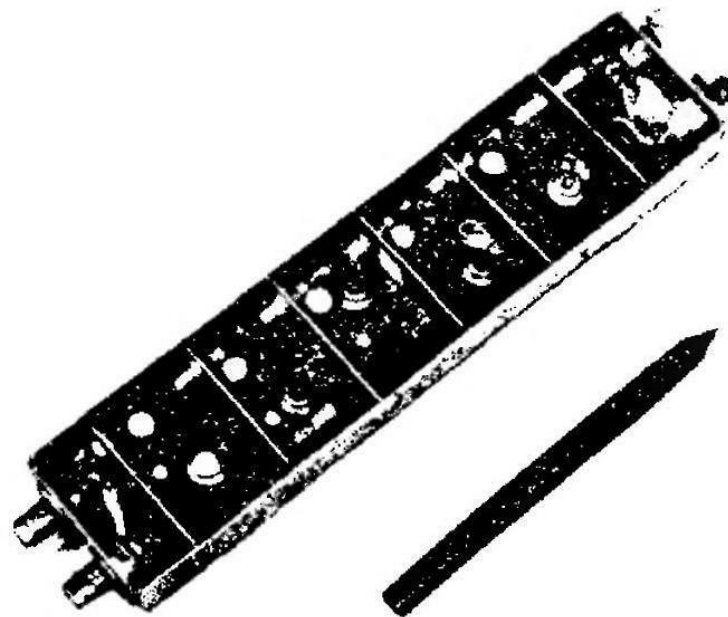


Рис. 25. Конструкция усилителя (вид со снятой крышкой)

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. 25.

Усилитель имеет три разъема типа СР-50, с помощью которых соединяются с пьезокерамическим преобразователем и осциллографом. Чтобы не ставить специального переключателя при переходе от работы с малым сигналом к большому, разъемы Г1, Г2, Г3 (рис. 24) допускают работу со следующими значениями коэффициента усиления при различной перестановке кабелей:

$$\Gamma_1 \rightarrow \Gamma_3, K_y = 500$$

$$\Gamma_1 \rightarrow \Gamma_2, K_y = 37$$

$$\Gamma_2 \rightarrow \Gamma_3, K_y = 13.$$

Стрелками обозначены направления сигнала от входа к выходу, K_y — 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 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. 26 и 27 приводятся осциллограммы биений частот связи для обеих систем.

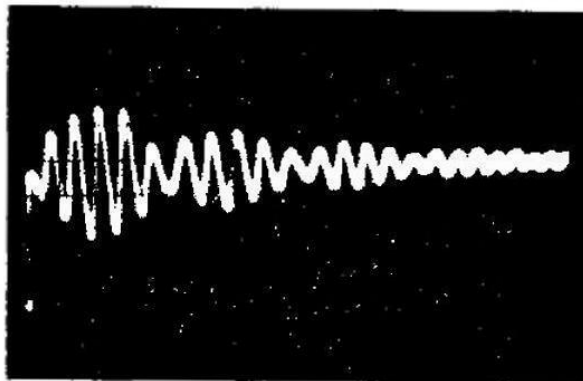


Рис. 26. Биения частот связи: высота столбика жидкости — 40 мм; высота столбика воздуха — 10 мм

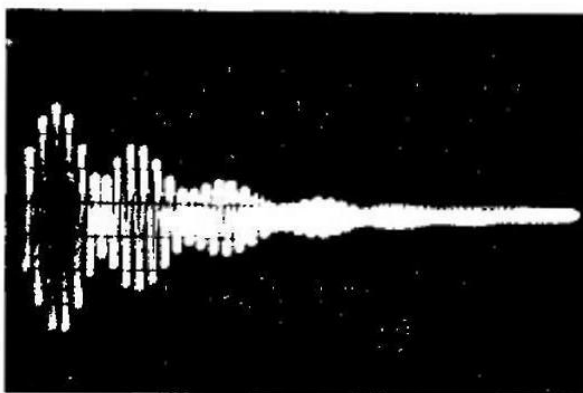


Рис. 27. Биения частот связи: высота столбика жидкости — 40 мм; высота столбика воздуха — 20 мм

Для наглядности более короткого процесса биений осциллограмма на рис. 26 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 [92].

Эксперименты с использованием физических моделей желательнее проводить в экранированных помещениях со звукоизоляцией, особенно при работе с открытыми излучателями [93]. На рис. 28 показана схема расположения аппаратуры в таком помещении.

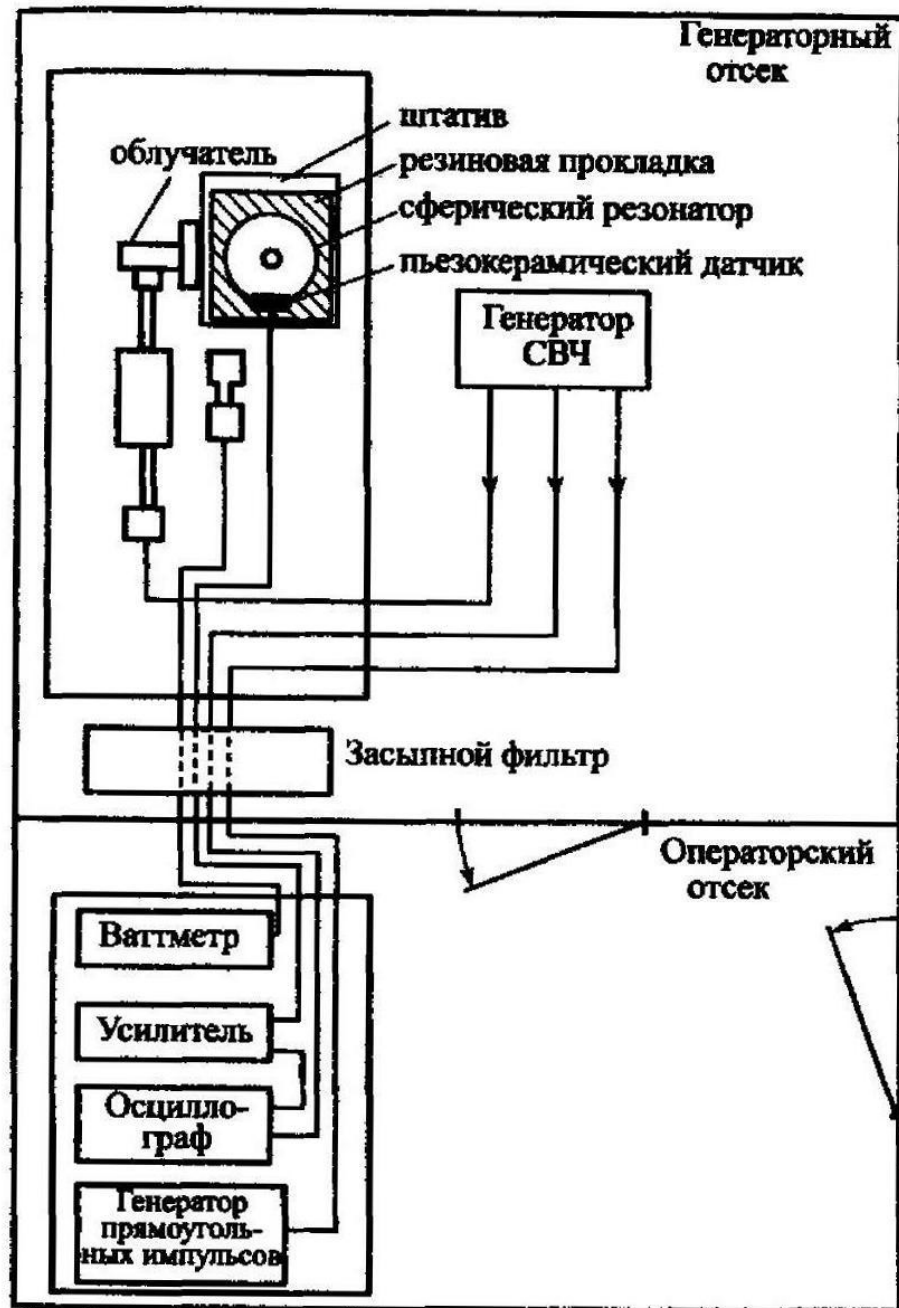


Рис. 28. Схема расположения аппаратуры в экранированном помещении

На рис. 29 для сравнения приводится осциллограмма биений частот связи при облучении пробирки с этанолом по схеме на рис. 15 при возбуждении резонансных колебаний и их регистрации с помощью разработанного усилителя.

Второй сигнал реализован с помощью акустической электродинамической головки, ось излучения которой направлена



Рис. 29. Биения возбуждаемых в пробирке механических колебаний импульсами ЭМИ с акустическим сигналом

на пробирку. Смесителем при этом служит пьезокерамический преобразователь. Таким образом, можно считать, что применение широкополосного усилителя и работа в экранированном помещении обеспечивают корректную постановку экспериментов.

3.4. Одноконтурные резонансные модели

Одноконтурная концепция радиозвука Дж. Лина исследовалась на одноконтурных жидкостных системах.

Цилиндрическая модель эффекта радиозвука. В качестве простейшей системы использовалась стеклянная пробирка с физиологическим раствором, представляющая собой четвертьволновой акустический резонатор. Облучение вели в прямоугольном волноводе на частоте несущей 800 МГц. Высота столбика жидкости в пробирке варьировалась от 30 до 50 мм, частота следования импульсов — в пределах $10 \dots 10^4$ Гц, длительность импульсов — $10^{-5} \dots 10^{-3}$ с. Для всех трех столбиков жидкости (высота 30, 40, 50 мм) на экране осциллографа зарегистрированы механические колебания.

С помощью меток на экране были определены периоды механических колебаний (табл. 4). Пользуясь соотношениями

$L = \frac{n\lambda}{4}$ [2], где L — высота столбика; λ — длина волны, и $C = \lambda f$, можно получить приближенные значения скорости звука в жидкости для трех значений высоты столбика жидкости. Более строгое выражение приводится в работе [103].

Таблица 4

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

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

На рис. 30 приводится осциллограмма возбужденных механических колебаний для одной из частот следования импульсов. При этом длительность СВЧ импульса меньше полупериода возбужденных в жидкости механических колебаний.

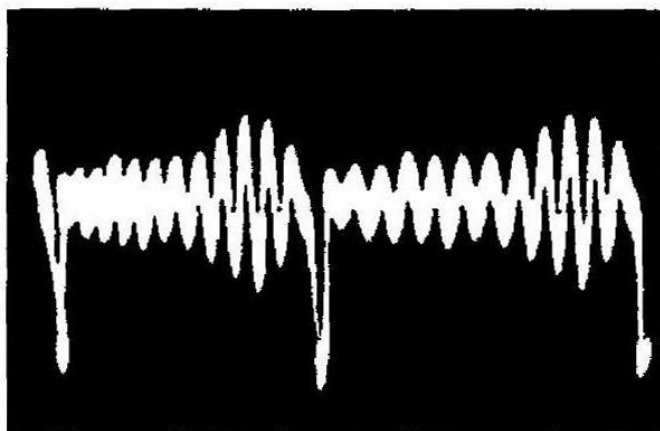


Рис. 30. Возбужденные механические колебания в цилиндрическом резонаторе короткими импульсами СВЧ

При увеличении длительности импульсов ЭМИ СВЧ на экране осциллографа отчетливо наблюдаются механические колебания, возбужденные передним и задним фронтами теплового импульса (рис. 31). При изменении длительности импульса ЭМИ СВЧ имеет место интерференционная картина, обусловленная фазовым соотношением механических колебаний, возбужденных передним и задним фронтами теплового импульса. По мере уменьшения длительности импульса интерференционная картина становится отчетливой.

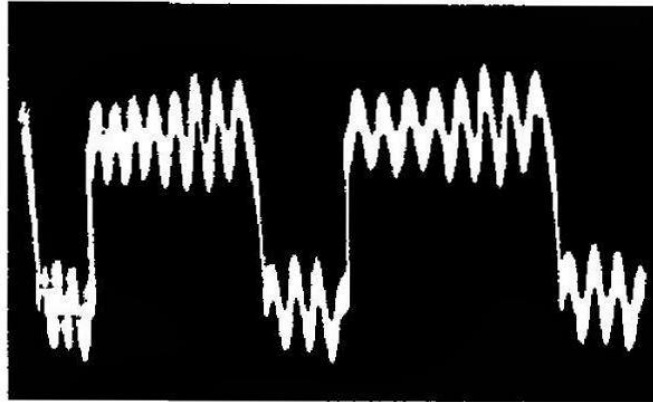


Рис. 31. Возбужденные механические колебания в цилиндрическом резонаторе импульсами СВЧ увеличенной длительности

При длительности импульса, меньшей, чем половина периода возбужденных механических колебаний, последнее наблюдаются только от заднего фронта теплового импульса. Начиная с этого момента, интерференционная картина наблюдается при увеличении частоты следования импульсов [98].

Возбуждение механических колебаний обоими фронтами импульса СВЧ [92, 179] приводит к тому, что фактически мы наблюдаем суммирование двух затухающих колебаний, имеющих одинаковую частоту и смещенных по фазе на $\pi + \frac{2\pi}{T}\tau_{и}$, где T — период собственных колебаний механической системы; $\tau_{и}$ — длительность импульса СВЧ. Очевидно, что амплитуда результирующего колебания A_{Σ} будет зависеть от $\tau_{и}$ следующим образом:

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

где $A_1 = A_0e^{-\alpha t}$, $A_2 = A_0e^{-\alpha(t-\tau_{и})}$ — амплитуды затухающих колебаний, возбуждаемых соответственно передним и задним фронтами теплового импульса. Таким образом, A_{Σ} максимальна при $\tau_{и} = \frac{2n+1}{2}T$, где $n = 0, 1, 2, \dots$ и равна $A_1 + A_2$ и минимальна, т. е. равна $A_1 - A_2$ при $\tau_{и} = nT$. Если учесть, что в рассматриваемой системе расчетное значение добротности порядка 20, а максимальная длительность импульса не превышала нескольких значений T , то затуханием в пределах длительности импульса можно пренебречь и считать $A_1 \approx A_2 \approx A_0$.

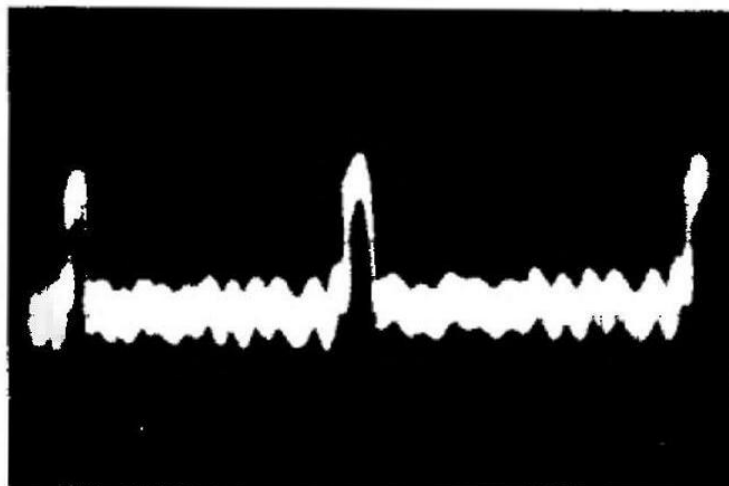


Рис. 32. Гашение возбужденных механических колебаний в этаноле

Следовательно, меняя длительность импульса СВЧ в указанных пределах можно изменять амплитуду возбужденных механических колебаний от $2A_0$ при $\tau_{и} = \frac{2n+1}{2}T$ до полного подавления колебаний при $\tau_{и} = nT$. Минимальная величина $\tau_{и}$ определяется энергией, необходимой для возбуждения механических колебаний в системе.

На рис. 32 приводится осциллограмма возбужденных механических колебаний в момент подавления.

При изменении частоты следования импульсов ЭМИ амплитуда возбуждающихся в жидкости механических колебаний максимальна при $f_{и} = f_{р}/n$, где $f_{и}$ — частота следования импульсов ЭМИ; $f_{р}$ — частота механического резонанса столбика жидкости; $n = 1, 2, 3, \dots$ и тем выше, чем меньше n и минимальна при значениях $f_{и}$, равных $\frac{2f_{р}}{2n+1}$. 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. 33 приводится экспериментальная зависимость амплитуды возбужденных механических колебаний в столбике жидкости от длительности импульсов ЭМИ [120].

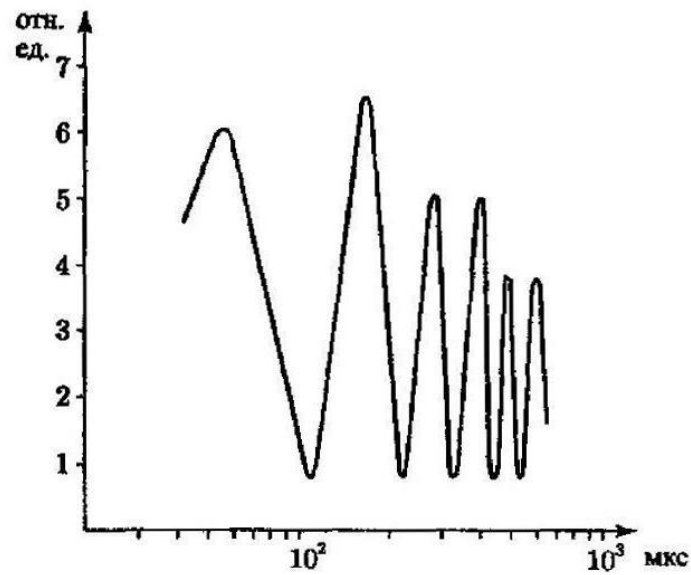


Рис. 33. Зависимость амплитуды возбужденных механических колебаний от длительности импульса СВЧ

При длительности импульсов $\tau_{и} \leq T/4$ колебания от переднего фронта не различимы на осциллограмме, а виден лишь суммарный периодический процесс (см. рис. 30). Существенно, что в те моменты, когда длительность импульсов такова, что происходит уменьшение амплитуды возбужденных резонансных колебаний (при $\tau_{и} = nT$), 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. 34 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 мозговом веществе и их проведением в улитку органа слуха костным путем.

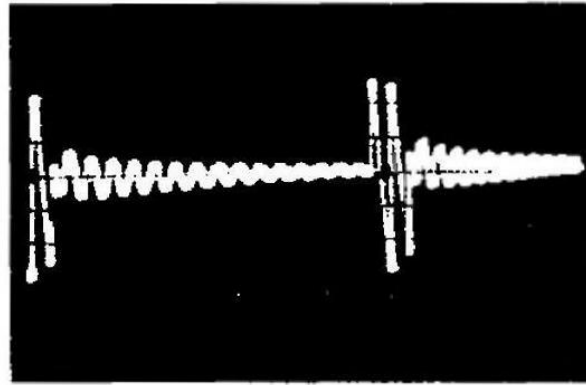


Рис. 34. Осциллограмма возбужденных в пробирке механических колебаний при малой частоте следования импульсов ЭМИ с длительностью, равной nT

С этой точки зрения, объект, на 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. 33, 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 [206] 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 исследователями [133, 160, 173, 176, 234]. 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 $\tau_n = nT$ ($n = 1, 2, \dots$), колебания, соответствующие резонансной частоте модели, подавлены и имеет место лишь генерация пачек колебаний от переднего фронта (рис. 34). Этот результат позволяет рас-

смагивать так называемый низкочастотный тип радиозвука, описанный в работах [104, 105, 113, 195, 196, 234], 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, полученной в натурном эксперименте [234] и приведенную на рис. 10. 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. 34.

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. Очевидно, что для объяснения факта возникновения слухового ощущения при облучении головы человека или животного ИМ ЭМИ достаточно рассматривать в качестве первичного тот же, что и в модели, акт преобразования энергии ЭМП в механическую в объекте, обладающим некоторыми свойствами акустического резонатора [100].

Гипотеза о «двух типах» радиозвука, обусловленная физиологическими особенностями, пока остается на уровне предположения. Вместе с тем обратим внимание на то, что микрофонный потенциал улитки возникает при механическом смещении базилярной мембраны [107]. Эксперименты по регистрации МПУ морских свинок (см. рис. 12) показали, что этот потенциал возникал при воздействии на слуховой аппа-

рат 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 [147]. 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 [226, 241–243], политональный характер радиозвука в области частот до 8 кГц, а также количественных соотношений на пороговых кривых и, тем более, зависимость формы пороговых кривых радиозвука от собственной ВЧГС испытуемых [104, 234].

Одним из принципиально важных вопросов является определение мощности импульса СВЧ, необходимой для возникновения слухового ощущения у человека в натуральных условиях. В работах [201, 202] приводятся рассчитанные на ЭВМ значения амплитуды звукового давления, полученные для поглощающих моделей радиусами 3 и 7 см. Однако отсутствие учета добротности сферических моделей, данных о размерах поглощающей области и частотном диапазоне делают эти сведения явно недостаточными.

Собственные исследования указанных зависимостей проводились как при облучении цилиндрических, так и сферических объемов. Облучение цилиндрического объема (пробирка с жидкостью) вели на частотах следования импульсов 10...20 Гц во избежание нагрева жидкости при длительности импульсов 10...20 мкс. Частота несущей — 800 МГц, облучатель — прямоугольный закрытый волновод сечением 31×240 мм², расчетное значение $\text{ППМ}_и = 2$ Вт · см⁻².

На рис. 35 приводятся графики зависимости относительных значений амплитуды звукового давления возбужденных

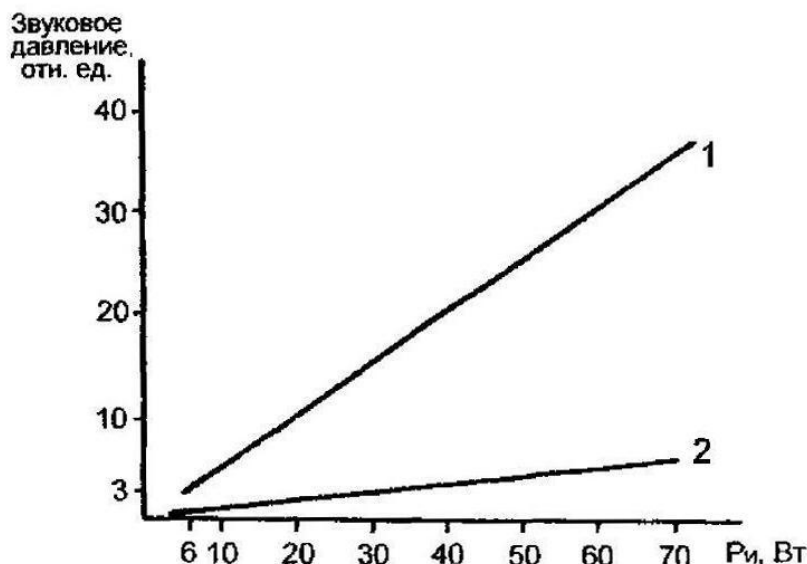


Рис. 35. Зависимость относительной амплитуды звукового давления возбужденных механических колебаний от мощности импульса СВЧ:
1 — этанол; 2 — раствор NaCl

механических колебаний от мощности импульса для 1М раствора NaCl (2) и этанола (1) в пробирке.

Как видно из представленных графиков, зависимость амплитуды переменного звукового давления возбужденных механических колебаний от мощности импульса СВЧ при фиксированной длительности импульса — линейная.

Удельно-поглощенная мощность (УПМ) определялась по скорости роста температуры раствора. При частоте следования импульсов 500 Гц и длительности импульсов 100 мкс прирост температуры в 1М растворе NaCl за 1 мин составил 6 °C при объеме образца порядка 2 см³, т. е. $\Delta T/\Delta t = 0,1$ град · с⁻¹. Мощность потерь в электролите или УПМ определяется из соотношения [111]: $W = \frac{\sigma E^2}{2} V$ или $W = cm \frac{\Delta T}{\Delta t}$.

При скважности, равной 20, УПМ в импульсе в пересчете на объем раствора составила 8,4 Вт · см⁻³. Рассчитанная при этом амплитуда звукового давления по измеренному значению амплитуды переменного сигнала, снимаемого с датчика, составила величину порядка $3 \cdot 10^2$ дин · см⁻². На частоте резонанса столбика жидкости рассчитанная амплитуда звукового давления достигает 10^4 дин · см⁻² при прежнем значении ППМ_и. Для 0,15М раствора KCl при прежних условиях облучения

рассчитанное значение амплитуды звукового давления составило $2 \cdot 10^2$ дин \cdot см⁻², на частоте резонанса столбика жидкости порядка $3 \cdot 10^3$ дин \cdot см⁻². При облучении сферы диаметром 185 мм, заполненной 0,15М раствором NaCl расчетное значение УПМ при скорости роста температуры равной $2 \cdot 10^{-3}$ град \cdot с⁻¹ составило 8,4 Вт \cdot кг⁻¹. При скважности равной 20, УПМ = 170 Вт \cdot кг⁻¹. При этом расчетное значение амплитуды давления по данным измерений амплитуды электрического переменного сигнала на пьезопреобразователе равно 20 дин \cdot см⁻².

Сферические модели эффекта радиозвука. На втором этапе исследования роли механических колебаний, возбужденных импульсами СВЧ, в формировании звуковых ощущений у лиц, подвергшихся облучению, были использованы модели, в большей степени отвечающие этой задаче [245]. Поскольку голова человека в первом приближении может быть представлена как сферическая оболочка, заполненная веществом с определенными механическими свойствами [164, 206], 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 [176]. Подобным же образом зависит от ППЭ амплитуда отклика N_1 в слуховом нерве и амплитуда МПУ, регистрируемых в круглом окне улитки морских свинок [149, 152]. В работе [155] 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_и. 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 длительности импульса, не больше некоторой максимальной, которая, как видно из графика на рис. 33, 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_и при постоянной длительности импульса. Дж. Лин теоретически предсказал линейную зависимость звукового давления в сферах различного диаметра от падающей ППМ_и. Экспериментального подтверждения этого результата в литературе не обнаружено, несмотря на его принципиальность.

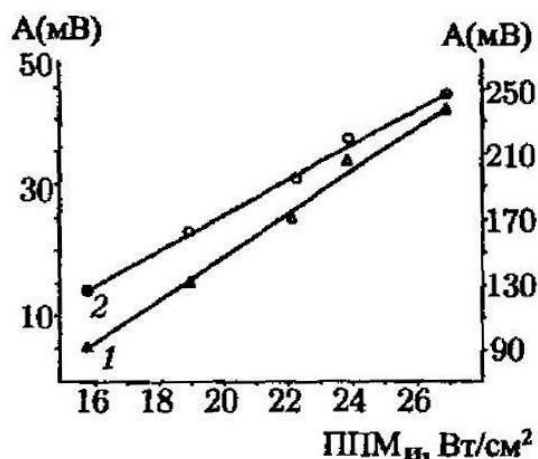


Рис. 36. Зависимость амплитуды механических колебаний, возбуждающихся в сфере диаметром 105 мм, от ППМ_и

1 — для резонансной частоты 11,8 кГц (ось ординат справа); 2 — для резонансной частоты 2,6 кГц (ось ординат слева)

На рис. 36 приводятся графики экспериментально полученных зависимостей амплитуды возбужденных механических колебаний от выходной импульсной мощности генератора и, соответственно, расчетной ППМ_и. 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 рассчи-

тывалась 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 $K_V = 500$ и 43 мВ для зависимости 2 при $K_V = 37$.

Как видно из приводимых графиков, амплитуда возбужденных в сферических объемах механических колебаний линейно зависит от ППМ_и (ППЭ). Этот факт является серьезным аргументом в пользу физического механизма, лежащего в основе феномена радиозвука, сущность которого состоит в преобразовании энергии ЭМП в механическую.

Поскольку в наших 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 [82, 132, 185, 197], а Дж. Лин использовал условие фокусировки ЭМП в своей модели.

В «термоэластической» концепции Дж. Лина [54, 206] 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 [94] показали, что моды колебаний представляют собой классическую акустическую картину [124], 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 10×72 мм² и прямоугольным рупором 90×120 мм².

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 [56] 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 [148, 153].

Измерение распределения температуры проводилось при облучении сфер диаметром 105 и 185 мм и цилиндра диаметром 185 и высотой 65 мм, заполняемых этиловым спиртом и 1М 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 $2,5$ °С, причем наибольший нагрев происходит вблизи излучателя и убывает по мере удаления от него. Таким образом, в наших экспериментах не было обнаружено концентрации электромагнитной энергии в центре сфер — так называемых «горячих пятен», упоминающихся в работе Дж. Лина [206]. Измерение распределения величины напряжения 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, мы пренебрегли. Значение амплитуды протектированных 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 ве-

личинной радиуса модели или диэлектрической проницаемости жидкостей.

Полученные экспериментальные данные позволяют нам 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 наших экспериментах так же, как и в работе [58] проводившейся на головах животных, не было обнаружено преимущественной концентрации электромагнитной энергии в центре облучаемых объектов, что дает нам право полагать необоснованным использование условия фокусировки в модели Дж. Лина.

На рис. 37, а-в показано распределение амплитуд давлений в стеклянных сферических колбах, заполненных этанолом, полученное с помощью акустических зондов.

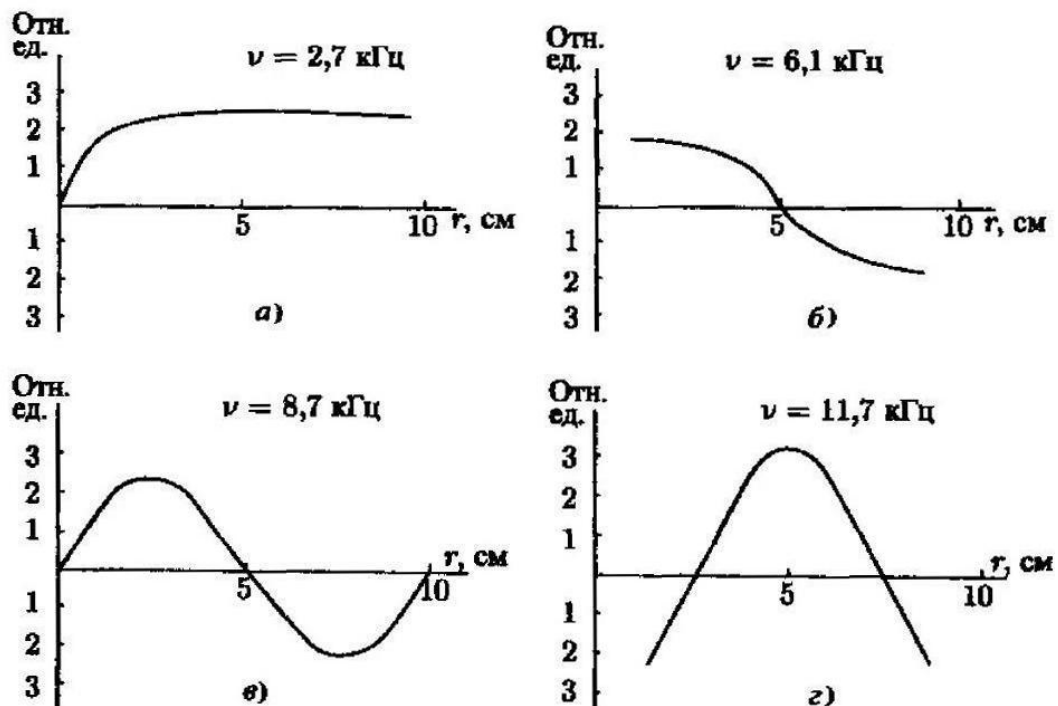


Рис. 37. Амплитудные зависимости акустического давления в сферических колбах с этанолом для различных частот:

а — $f = 2,7$ кГц; б — $f = 6,1$ кГц; в — $f = 8,7$ кГц; з — $f = 11,7$ кГц

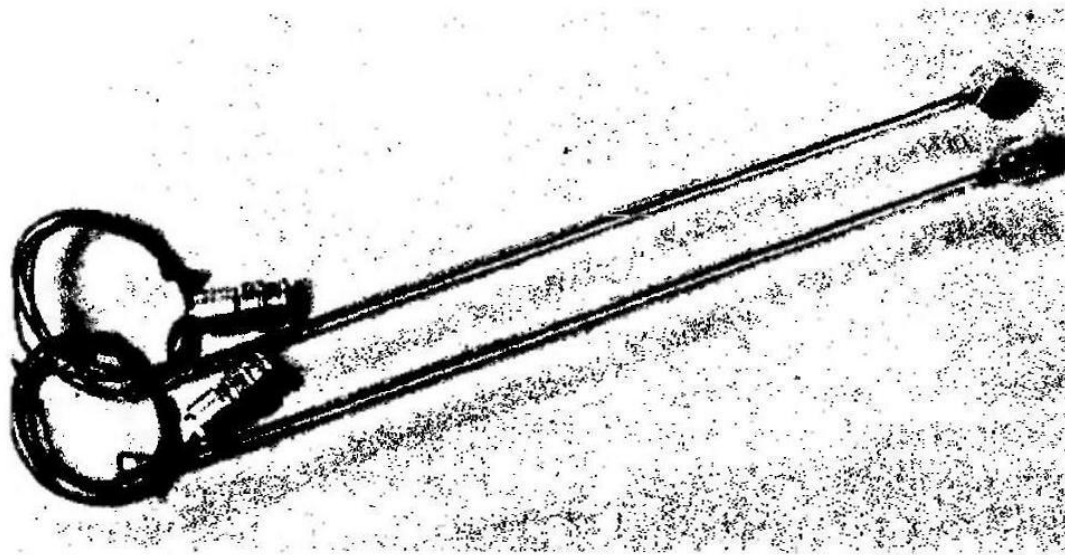


Рис. 38. Акустические зонды

Акустические зонды (рис. 38) 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 проводилось 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 расчетом для длин волн механических колебаний, возбуждаемых в колбе. Так, для частоты 6,1 кГц при скорости звука в этаноле, равной $1,18 \cdot 10^5$ см · с⁻¹, 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, так и узел давления. Справедливость такого вывода косвенно подтверждается и в [148, 153].

Для расчета максимального давления, возникающего в жидкости при поглощении ею импульсной электромагнитной

энергии, воспользуемся выражениями, полученными Л. Гарнеем [179]:

$$P_{\max}^c = \frac{C\beta I_0}{2JS} (1 - e^{-\alpha C\tau_{\text{и}}}) \quad (1)$$

для свободной границы и

$$P_{\max}^3 = \frac{C\beta I_0}{2JS} (1 - e^{-\alpha C\tau_{\text{и}}/2}) \quad (2)$$

для закрепленной границы, где C — скорость звука в данной жидкости в $\text{м} \cdot \text{с}^{-1}$; β — коэффициент линейного теплового расширения в град^{-1} ; I_0 — ППМ_и в $\text{Вт} \cdot \text{см}^{-2}$; J — механический эквивалент тепла равный $4,19 \text{ Дж} \cdot \text{кал}^{-1}$; S — теплоемкость среды в $\text{Дж} \cdot \text{кг}^{-1} \cdot \text{град}^{-1}$; α — коэффициент поглощения ЭМП в среде, определяемый как $\alpha = 2\pi\epsilon''/\lambda\sqrt{\epsilon'}$, где ϵ' и ϵ'' — действительная и мнимая части диэлектрической постоянной; λ — длина волны ЭМИ в воздухе.

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_0 в формуле (1) как K_c , а в формуле (2) — K_3 , то, соответственно:

$$P_{\max}^c = K_c I_0 \text{ и } P_{\max}^3 = K_3 I_0.$$

Для спирта при рассматриваемых условиях и $\tau_{\text{и}} = 20 \text{ мкс}$ — $K_c = 9,1 \text{ дин} \cdot \text{Вт}^{-1}$, $K_3 = 8,0 \text{ дин} \cdot \text{Вт}^{-1}$. Одновременное использование единиц СГС и СИ объясняется тем, что для удобства в расчетах, при закономерности $[I_0] = \text{Вт} \cdot \text{см}^{-2}$, размерность $[P_{\max}]$ нам необходимо получать в $\text{дин} \cdot \text{см}^{-2}$. В абсолютном большинстве ППМ_и с учетом 50% отражения, составляла от 15 до 70 $\text{Вт} \cdot \text{см}^{-2}$. Следовательно, давление, возникающее внутри сфер, заполненных спиртом, должно достигать величин, находящихся в пределах от 120 до 650 $\text{дин} \cdot \text{см}^{-2}$. Аналогично рассчитываются эти величины и для водных растворов NaCl, по акустическим и электрическим характеристикам близких к веществу мозга [218].

Для концентрации 0,125M, при которой $\alpha = 63 \text{ м}^{-1}$ [239], $K_c = 1,0 \text{ дин} \cdot \text{Вт}^{-1}$, а $K_3 = 0,73 \text{ дин} \cdot \text{Вт}^{-1}$ и для тех же ППМ_и,

значения давления будут находиться в диапазоне от 10 до 70 дин·см⁻². Эти величины хорошо согласуются с нашими экспериментальными данными. Действительно, сигналы, с которыми нам приходилось работать, имели амплитуды десятки-сотни милливольт и до 1...2 В в отдельных случаях. Учитывая чувствительность регистрирующей системы (10⁻⁵ В·дин⁻¹·см²), резонансные характеристики сфер и $K_y = 37$ 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 ППМ_и.

При облучении стеклянной колбы диаметром 105 мм на частоте собственного резонанса 11,8 кГц при $K_y = 500$, $\tau_{и} = 20$ мкс и замеренной подающей ППМ_и = 26,8 Вт·см⁻² показания вольтметра составили 240 мВ. Амплитуда напряжения на датчике, следовательно, равна 1344 мкВ и давления — 1344 дин·см⁻², а с учетом добротности (~10) давление от одиночного импульса должно быть порядка 130 дин·см⁻². 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_и и добротности будет на порядок меньше, что хорошо согласуется с данными Дж. Лина, рассчитанными для одиночного импульса.

При определении резонансных частот конкретных сферических объемов мы исходили из предварительных расчетов по формулам для сферических резонаторов [79] и резонатора Гельмгольца [48].

Расчет по формуле для резонатора Гельмгольца:

$$f_p = \frac{c}{2\pi} \sqrt{S/IV},$$

где f_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.

Таблица 5

**Значения частот возбужденных механических колебаний
при различных параметрах импульсов СВЧ**

Частота следования импульсов ЭМИ, Гц	Частота возбужденных механических колебаний, Гц	Длительность импульсов ЭМИ, мкс	Частота следования импульсов ЭМИ, Гц	Частота возбужденных механических колебаний, Гц	Длительность импульсов ЭМИ, мкс
23	1238	400	8270	8270	
24	1238	то же	9030	9030	25
			9190	9190	
			9310	18620	
54	1238	то же	9640	19280	
56	1238	то же	10050	10050	
			10700	10700	
80	1238	то же	11020	11020	
95	1238	то же	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				

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. 5. 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. 39.

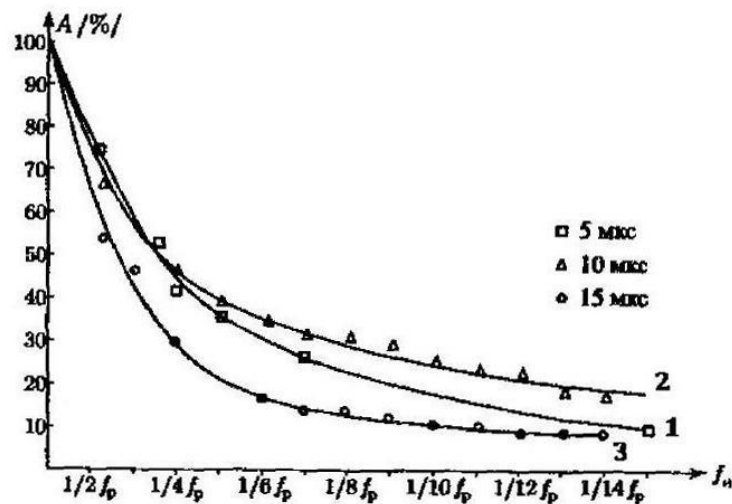


Рис. 39. Зависимость амплитуды возбужденных механических колебаний от частоты следования импульсов:

1 — 5 мкс; 2 — 10 мкс; 3 — 15 мкс. Частота следования импульсов $f_n = f_p/n$, где n — номер субгармоники частоты резонанса

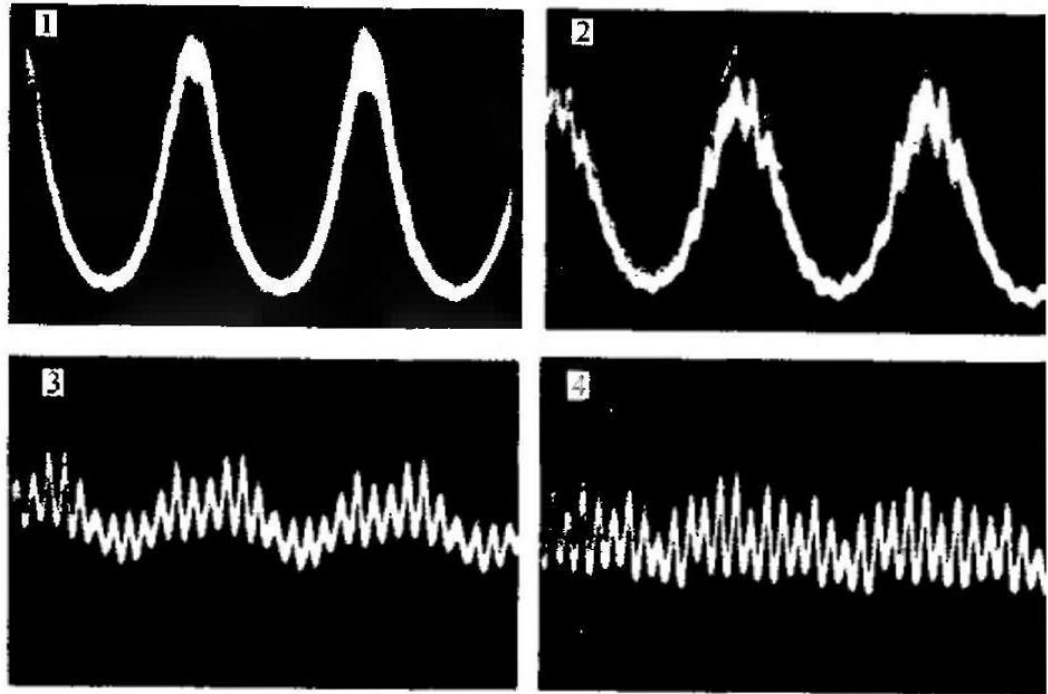


Рис. 40. Изменение частоты возбужденных механических колебаний в этаноле при изменении длительности импульса СВЧ. 1–4 — уменьшение длительности импульса СВЧ. Осциллограммы получены при одной и той же скорости развертки луча осциллографа

Сравнение полученных нами данных по определении резонансных частот механических колебаний в идеальных сферических резонаторах показывает, что наличие негармонического ряда частот, зарегистрированного нами в эксперименте, — результат несоответствия нашей модели идеальному резонатору. Следует заметить, что при экстраполяции полученных экспериментальных данных на натуральный 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. 40 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 (голов

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

Одним из основных вопросов при изучении механизма радиозвука является определение резонансной частоты головы как акустического резонатора.

В отличие от цилиндрической системы, в сферических объемах условия возбуждения механических колебаний носят более сложный характер [55], что приводит к большому ряду резонансных частот. Наличие горла в колбе приводит к образованию системы двух связанных резонансных контуров с разными и значительно разнесенными значениями резонансных частот.

В соответствии с формулой Гельмгольца [48] для расчета резонансной частоты $f_{\text{рез}} = \frac{c}{2\pi} \sqrt{S/lV}$, где c — скорость звука в среде, заполняющей резонатор; S — площадь горла; l — высота горла и V — объем резонирующей среды, для колбы диаметром 105 мм, высотой горла 20 мм и диаметром горла 30 мм были получены крайние значения этой частоты 913...1735 Гц при разном уровне жидкости в горле (для этанола). В то же время колебания с частотой, определяемой формулой Гельмгольца, возбуждаются лишь при условии равенства длительности импульса СВЧ половине периода этих колебаний.

При увеличении частоты следования импульсов СВЧ наблюдается большой ряд значений этого параметра, которым соответствуют моменты возбуждения механических колебаний. При этом резонансные колебания, начиная с некоторого значения частоты следования импульсов оказываются «промодулированы». Огибающая резонансных колебаний представляет собой экспоненту и отражает добротность колебательной системы.

Измеренное значение добротности применяемых сферических систем находится в пределах 300...500. Поэтому отмеченная выше «модуляция» возбужденных механических колебаний проявляется лишь при достаточно низких частотах следования импульсов — порядка 10^2 Гц.

Высокое значение добротности сфер приводит к почти мгновенному спаду амплитуды первой гармоники при значениях частоты следования импульсов лишь ненамного превышающих значение резонансной частоты. Более подобно результаты этих исследований представлены в работе [120].

3.5. Возбуждение механических колебаний импульсами СВЧ в сферических жидкостных моделях с малой добротностью

Вопрос о возможном значении частоты и добротности механического резонатора головы как акустического резонатора при возбуждении в ее тканях механических колебаний импульсами ЭМИ до настоящего времени остается открытым. Приводимые в работах Дж. Лина соотношения $C/2a$ и $1,44C/2a$ для определения возможных значений частоты механического резонатора головы охватывают диапазон частот порядка 7,5...10,8 кГц для значения скорости звука $1,44 \cdot 10^5$ см·с⁻¹ и $a = 9$ см, где a — радиус головы. На пороговой кривой радиозвука указанный диапазон частот 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 частоты механического резонанса головы. С другой стороны, широкий спектр механических колебаний, возбуждаемых в сферических резонаторах с высокой добротностью (порядка 300...500), не позволяет определять какую-либо из частот в качестве основной и сопоставлять с той или иной характерной частотой на пороговой кривой радиозвука. Основываясь на данных [2, 79] можно предположить, что добротность головы как акустического резонатора должна быть невысокой.

Пользуясь рабочей гипотезой можно грубо оценить добротность такого «резонансного контура» на кривой громкости радиозвука для частоты 10 кГц величиной порядка 2,5. Более точное определение добротности этого «контура» будет дано ниже. Таким образом, практический интерес представляет спектральный анализ возбужденных механических колебаний в сферических резонаторах с низкой добротностью. В качестве жидкостных сферических моделей использованы пластиковый мяч диаметром 120 мм и стеклянные круглодонные колбы диаметром 100 и 120 мм с оклейкой пористой резиной. В качестве рабочей жидкости использован этанол. Мяч устанавливался на автономный пьезокерамический приемник. Регистрация механических колебаний в стеклянных колбах осуществлялась с помощью пьезокерамических приемников диаметром 20 и толщиной 0,5 мм, клеенных в стенку колбы. Облучение вели с помощью открытого прямоугольного волновода сечением 10×72 мм² на частоте несущей 2375 МГц, мощность в импульсе до 500 Вт. Частотные спектры возбужденных механических колебаний регистрировали с помощью анализатора спектров СК4-26 и двухкоординатного регистратора РА-2. Добротность сферических моделей, рассчитанная по данным спектров находится в пределах 8...78 в зависимости от материала и конфигурации сферы.

Спектры частот возбужденных механических колебаний в сферических моделях приводятся на рис. 41–43.

На всех спектрах присутствует частотная компонента, соответствующая первой моде колебательной сферы со свободной границей и определяемая соотношением $f = c/2a$ [206], c — скорость звука в этаноле, равная $1,18 \cdot 10^5$ см·с⁻¹ при

20 °С; a — радиус сферы, а также другие частоты, которые можно идентифицировать как моды колебаний $f_{m,n}$, соответствующие сфере с закрепленными границами, где m — мод колебаний, n — номер обертона. Кроме того, в сферах с горлом отчетливо просматриваются: частота, соответствующая резонатору Гельмгольца $f_H = \frac{c}{2\pi} \sqrt{S/V}$, где c — скорость звука в жидкости, заполняющей резонатор; V — объем резонатора; l и S — высота и площадь горла резонатора [48] и частота, близкая по значению к частоте колебаний столбика жидкости как четвертьволнового резонатора $f = c/8a$. Наличие других частотных компонент идентифицировать труднее, но они вполне могут быть обертонами описанных частот. Нельзя полностью исключать и возможность существования резонаторов оболочки (стенки резонатора) [164, 194]. В табл. 6 приводятся данные по возбуждающимся в сферах частотам и дана их предположительная идентификация, а также добротность резонаторов для частоты $f = c/2a$.

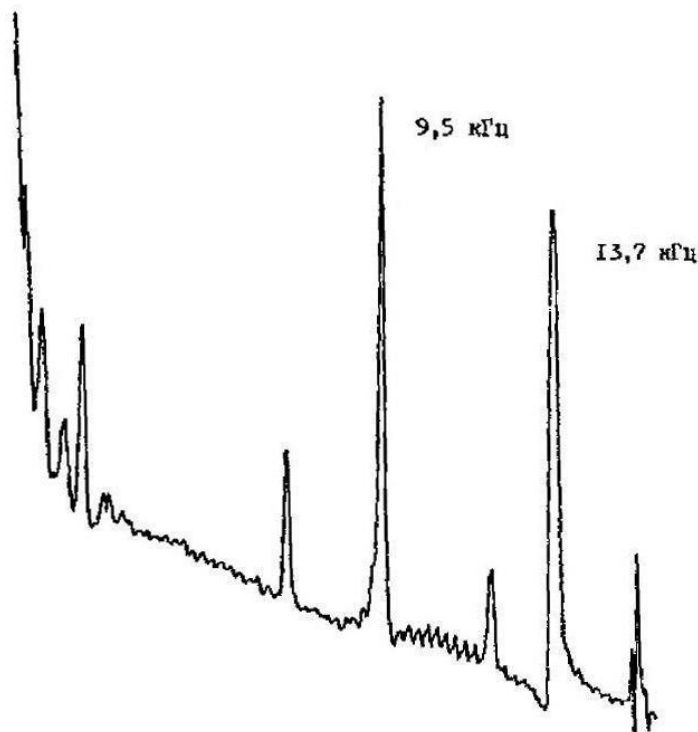


Рис. 41. Частотный спектр возбужденных механических колебаний в сферической модели. Сфера пластиковая, диаметр — 120 мм, добротность — 78, $f_p = 9,5$ кГц, частота следования 100 Гц, длительность импульса 10 мкс

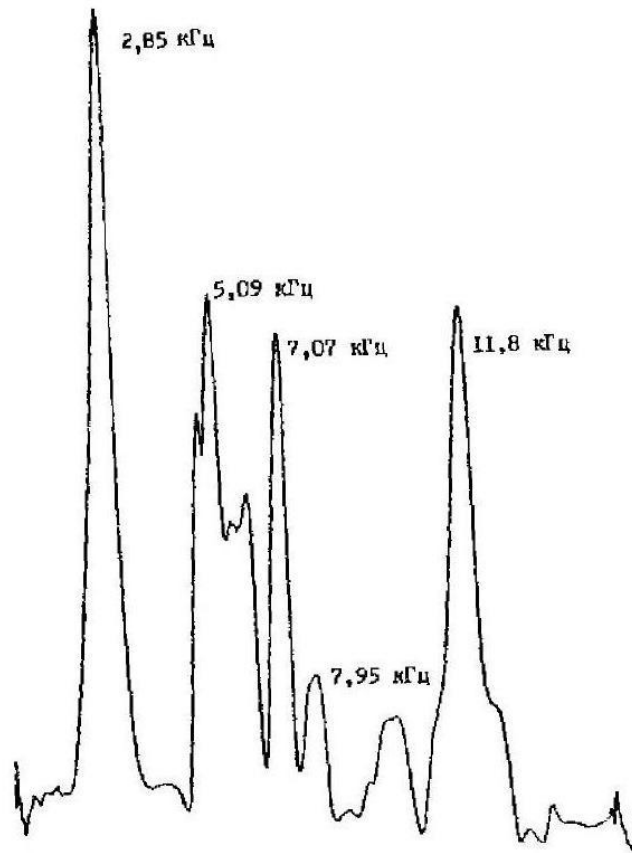


Рис. 42. Частотный спектр возбужденных механических колебаний в сферической модели. Сфера стеклянная, диаметр — 100 мм, добротность — 19, $f_p = 11,8$ кГц, частота следования 100 Гц, длительность импульса 30 мкс

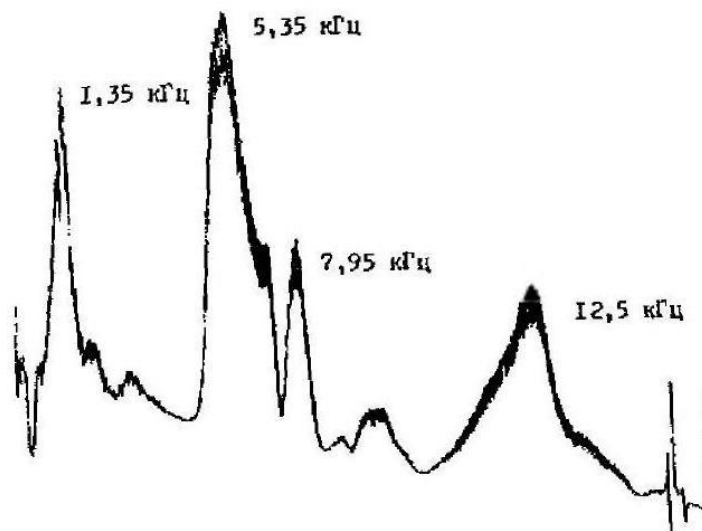


Рис. 43. Частотный спектр возбужденных механических колебаний в сферической модели. Сфера стеклянная, диаметр — 100 мм, добротность — 11, $f_p = 12,5$ кГц, частота следования 100 Гц, длительность импульса 5 мкс

Таблица 6

Возбуждаемые механические колебания в сферических объемах

№ п/п	Тип сферической модели	Диаметр, мм	Сфера со свободной границей $f_{рез} = d/2a$ кГц	Резонатор Гельмгольца, кГц	Четверть-волновый резонатор кГц	Сфера с закрепленной границей			Добротность резонатора на частоте $f_{рез} = d/2a$ кГц					
						кГц	кГц	кГц						
1	Стеклянная круглодонная колба со срезанным до основания горлом с оклейкой снаружи пористой резиной толщиной 10 мм	105	11,8	1,95	2,58	16,8	7,07	—	19					
							7,85							
2	Стеклянная круглодонная колба с горлом высотой 30 мм с оклейкой снаружи пористой резиной толщиной 10 мм	120	11,4	1,75	2,86	16,3	7,5	—	19					
							21,5							
							10			1,15	2,53	13,9	6,3	16,85
							17,4							
3	Пластиковая сфера	120	10	1,43	2,3	14,3	6,6	—	8					
							18,9							
							9,5			—	—	13,7	—	17,8
							18,9							

Варьируя длительностью импульса можно подавлять или усиливать основную частоту резонатора $c/2a$ в сферических резонаторах. На рис. 44–46 показаны спектры возбужденных механических колебаний в стеклянных и пластиковых сферических резонаторах. На рис. 47 приводится шумовой спектр одной из сферических моделей.

Результаты этих исследований представлены в [102].

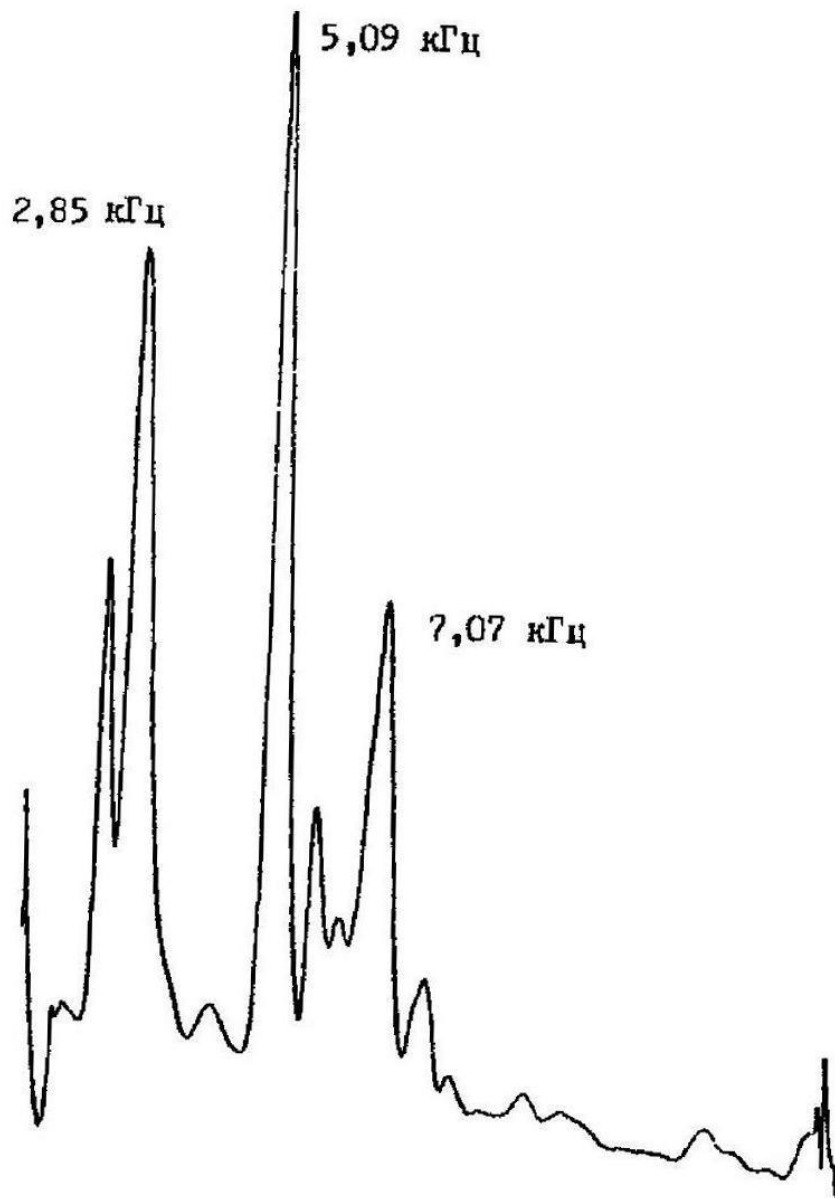


Рис. 44. Подавление резонансной частоты в частотном спектре возбужденных механических колебаний. Сфера стеклянная, диаметр — 100 мм, добротность — 19, $f_p = 12,5$ кГц, частота следования 100 Гц, подавлена частота $f_p = c/2a$

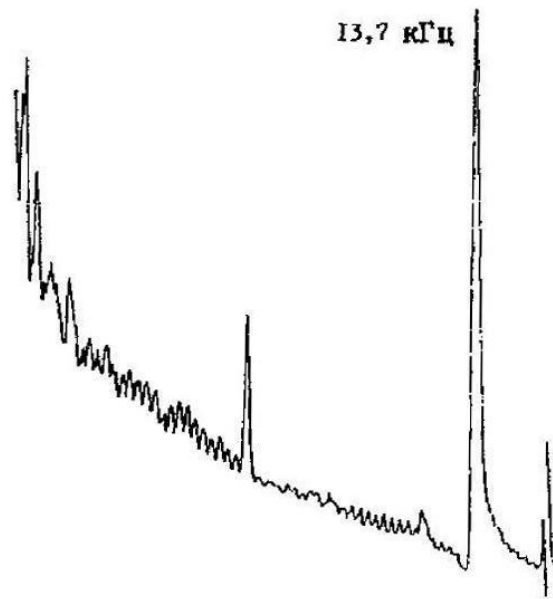


Рис. 45. Подавление резонансной частоты в частотном спектре возбужденных механических колебаний. Сфера пластиковая, диаметр 120 мм, добротность — 78, $f_p = 9,5$ кГц, частота следования 100 подавлена частота $f_p = c/2a$

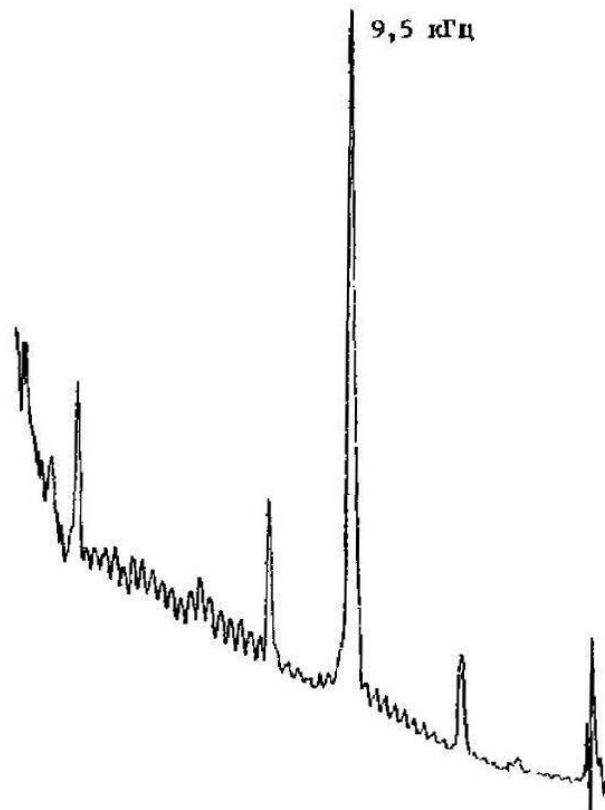


Рис. 46. Усиление резонансной частоты в частотном спектре возбужденных механических колебаний. Сфера пластиковая, диаметр 120 мм, добротность — 78, $f_p = 9,5$ кГц, частота следования 10 длительность импульса 72 мкс, усилена частота $f_p = c/2a$



Рис. 47. Шумовой спектр сферического резонатора. Сфера пластиковая, диаметр — 120 мм, шумовой спектр

Исследование условий возбуждения механических колебаний в жидких средах, проведенное на цилиндрических и сферических моделях, показало их прямую зависимость от параметров СВЧ.

Отмечаемая в натуральных экспериментах по радиозвуку зависимость возникающего слухового ощущения от параметров импульсов СВЧ поддается осмыслению при анализе данных, полученных в модельных экспериментах.

Наличие определенных граничных условий в экспериментах по облучению сферических жидкостных объемов импульсами СВЧ, приближающихся к натурным условиям предположительной генерации механических колебаний в тканях головы, позволяет рассматривать этот момент как принципиальную возможность моделирования эффекта радиозвука ограниченными жидкостными объемами. При этом, объем жидкости сферической формы может рассматриваться как резонансная модель, а сам процесс возбуждения в них механических колебаний и их регистрация пьезокерамическим приемником с дальнейшим анализом параметров колебаний в качестве модели радиозвука. С целью обеспечения более объективной трактовки получаемых экспериментальных данных,

параметры импульсной последовательности СВЧ и частотные характеристики облучаемых жидкостных объемов должны приближаться к таковым в натуральных экспериментах.

В работах [195, 196] показано, что при длительности импульсов ЭМИ СВЧ 100...120 мкс, в натурном эксперименте отмечалось более низкочастотное слуховое ощущение, чем при длительности импульсов равной 5...25 мкс, вызывающих высокочастотное ощущение радиозвука. Авторами этой работы отмечается, что при уменьшении длительности импульса СВЧ до величины порядка 60 мкс (рис. 10) ощущение звука вновь становится высокочастотным. Из приводимого на рис. 10 графика видно, что значение длительности импульса 100...120 мкс соответствует периоду возбужденных механических колебаний в тканях головы в соответствии с определенной ранее в работах Лина значением резонансной частоты (8...10 кГц). Следовательно, длительность импульса 60 мкс соответствует половине периода этих колебаний. Соотнеся полученные экспериментальные результаты по возбуждению механических колебаний в жидкостном резонаторе с графиком на рис. 30 можно видеть, что резонансные колебания с максимальной амплитудой соответствует значениям $\tau_{и} = \frac{2n+1}{2}T$ и представляют процесс генерации синусоидальных колебаний и при достаточной их мощности должны создавать ощущения высокочастотного тона. При значениях $\tau_{и} = nT$ колебания, возбужденные фронтами теплового импульса компенсируют друг друга за пределами интервала $\tau_{и} \geq t$ и в результате процесс генерации механических колебаний представлен пачками колебаний, следующих с частотой равной частоте следования импульсов (рис. 34). Такой процесс должен вызывать ощущение низкочастотного тона, т. е. в данном случае воспринимается огибающая резонансных колебаний. При изменении длительности импульса периодически меняется амплитуда звукового давления возбужденных в жидкости механических колебаний (рис. 33), что аналогично графику на рис. 10.

Указанные особенности возникновения слуховых ощущений или при облучении пробирки с этанолом действительно имеют место.

Таким образом, можно предположить, что возбуждаемые в жидкостном резонаторе и тканях головы механические колебания подчиняются одним и тем же закономерностям, а идентичность полученных результатов на модели и оригинале допускает наличие одного и того же механизма возбуждения как низкочастотного, так и высокочастотного радиозвука.

Приводимые на рис. 45–46 спектры, полученные на сферических моделях, также достаточно убедительно демонстрируют возможность усиления или подавления той или иной компоненты путем изменения длительности импульса ЭМИ и тем самым подтверждает прямую зависимость характера воспринимаемого звука от этого параметра.

Полученные результаты на жидкостных моделях позволяют также понять, что ощущение высокочастотного радиозвука, отмечаемое в ранних работах при использовании только коротких (5...25 мкс) импульсов и частоте следования порядка 10^3 Гц и выше, возникало благодаря непрерывности процесса генерации механических колебаний в тканях головы и не соответствовало по высоте тона частоте следования импульсов. Отмечаемый во всех натуральных экспериментах «жужжащий» характер воспринимаемого радиозвука указывает на наличие низкочастотных компонент в воспринимаемом слуховом ощущении. Затухающий характер возбуждаемых импульсами СВЧ в жидкостном резонаторе механических колебаний, отмечаемый в виде «модуляции» резонансных колебаний приводит к выделению слуховым анализаторам компоненты, соответствующей временному изменению амплитуды резонансных колебаний, которая воспринимается одновременно с резонансными колебаниями. В результате возникают комбинационные частоты, создающие ощущение «примеси» к чистому тону.

Таким образом, можно предположить, что механизм возбуждения как низкочастотного, так и высокочастотного радиозвука имеет единую физическую природу, связанную с поглощением электромагнитной энергии тканями головы и проявляется в той или иной форме в зависимости от параметров внешнего воздействия. Формирование же слухового ощущения у человека идет тем же путем, каким воспринимается обычный звук при дефектах среднего уха (отосклероз) или под водой, т. е. посредством костной проводимости.

По аналогии с полученными экспериментальными данными, с учетом большой разницы импедансов тканей головы при возбуждении в них механических колебаний и воздуха (как и для применяемых в эксперименте жидкостей), голова человека может рассматриваться как низкодобротный акустический резонатор с границей, близкой к свободной, и частотой механического резонанса, определяемой соотношением $f_{\text{РЕЗ}} = c/2a$ или соотношением $f_{\text{РЕЗ}} = \pi c/R$, предложенным Лином, где R — размер головы. В этом случае при размере головы в пределах 55...60 см значение резонансной частоты будет варьировать в пределах 8,54...7,83 кГц при скорости звука в тканях порядка $1,5 \cdot 10^5$ см·с⁻¹. Отсюда следует принципиально важный вывод. *На пороговой кривой радиозвука, указанной полосе частот соответствует область максимального порога, что не может быть объяснено одноконтурной моделью Лина, так как именно в этой области частот коэффициент передачи амплитуды сигнала для параллельного резонансного контура максимален, что должно было бы приводить к наличию области минимального порога чувствительности слуха.*

Полученный экспериментальный материал создал предпосылки для обсуждения вопроса о принципиальной возможности физического моделирования функций и взаимосвязи анатомических структур головы и механизмов слуховой системы, участвующих в формировании слухового ощущения головы импульсами ЭМИ.

Вместе с тем, полученные результаты позволяют впервые ставить вопрос о степени влияния резонансных свойств головы на процессы формирования частотно-пороговой кривой слуха при неадекватном восприятии информационного сигнала.

Следует отметить, что даже в простых однородных системах, каковыми являются рассмотренные здесь резонаторы, наличие горла в сферических колбах приводит к образованию системы из двух резонаторов — объема жидкости, находящегося в горле и представляющего собой первый акустический резонатор и объема жидкости в сферической части колбы, представляющего второй акустический резонатор. Очевидно, что целый ряд резонансных частот при этом является результатом суперпозиций нескольких одновременно возбужденных

мод в этих резонаторах. Это обстоятельство также четко демонстрируется спектрами, полученными на сферических моделях.

Как в цилиндрических, так и в сферических резонаторах, имеет место возбуждение механических колебаний на некоторой частоте следования импульсов, соответствующей такой частоте возбужденных механических колебаний, когда дальнейшее увеличение частоты следования импульсов приводит к выделению только первой гармоники.

Здесь необходимо подчеркнуть, что пробирка с жидкостью может рассматриваться как одноконтурная резонансная система только при определенных условиях. Находящийся в пробирке над уровнем жидкости столбик воздуха также может рассматриваться в качестве четвертьволнового резонатора ввиду различных условий «закрепления» его сверху и снизу. Следовательно, условие одноконтурности для пробирки с жидкостью выполняется только в том случае, если резонансные частоты этих резонаторов разнесены настолько, что между ними не может возникнуть достаточно заметной связи (обычно передача не более 1% мощности). В данном случае, при высоте столбиков этанола и воздуха 30 и 60 мм соответственно резонансные частоты равны 10 и 1,4 кГц.

Ни в одном из экспериментов не была реализована огибающая амплитуды возбужденных механических колебаний, качественно адекватная зеркальному отображению пороговой кривой радиозвука, что лишний раз подтверждает несостоятельность одноконтурной концепции радиозвука, предложенной Лином. При снижении добротности сферических жидкостных моделей экспериментально показано, что в этом случае реализуется волновый акустический резонатор с границей, близкой к свободной.

3.6. Краткие выводы

В результате анализа рассмотренных в этой главе вопросов можно прийти к следующим выводам:

1. Амплитудные, фазовые и частотные характеристики возбужденных в жидкостях механических колебаний зависят от параметров модельных жидкостей и импульсной последовательности.

2. Варьируя частотой следования и длительностью импульсов можно генерировать механические колебания в жидкости в большом диапазоне — от отдельных затухающих цугов до непрерывного синусоидального сигнала.

3. В объемах жидкости различной конфигурации можно возбуждать большое число мод колебаний в зависимости от параметров импульсной последовательности.

4. Возбуждение той или иной моды колебаний в сферических объемах зависит от величины добротности сферы как акустического резонатора.

5. Одноконтурные жидкостные системы вне зависимости от добротности реализуемого акустического резонатора не объясняют амплитудно-частотную зависимость пороговой кривой радиозвука.

6. Одноконтурная сферическая жидкостная модель с низкой добротностью характеризуется значением резонансной частоты равной $c/2a$.

7. Идентичность основных результатов, полученных по радиозвуку и в исследованиях по возбуждению механических колебаний импульсами СВЧ в жидкостных ограниченных объемах, позволяют рассматривать это обстоятельство как возможность моделирования эффекта радиозвука.

Следует отметить, что даже в простых жидкостных объемах, какими являются рассмотренные здесь резонаторы, различные моды и сферические волны образуют сложную картину колебаний. В реальных жидкостных системах в объеме и преле, как правило, имеются несколько резонансных частот, обусловленных взаимодействием различных мод колебаний.

Глава IV

МЕХАНИЗМ РАДИОЗВУКА

Из рассмотренной концепции радиозвука следует, что при воздействии другим физическим фактором на ткани головы, 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.

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 существует как теоретические [164, 211, 238], так и экспериментальные работы [193, 194]. 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), но они проводились на частотах, не превышавших 4 кГц. Работа [219], упоминавшаяся в обзоре литературы, выполнялась

на животных и не может претендовать на общность, поскольку проводилась в неординарных условиях.

Анализ литературы, посвященной исследованиям костно-тканевой проводимости [12, 45, 47, 209], показал, что практически все измерения в данной области ограничены по частоте 3...4 кГц.

Значительная часть исследований ограничена частотой, не превышающей 5...6 кГц [47, 161, 193, 237], либо посвящена ультразвуковому диапазону (общеизвестные работы Сагаловича Б. М). Те же работы, где так или иначе представлен интересующий нас диапазон (4...12 кГц) [6, 7, 83, 159, 215, 246], не могли дать необходимую информацию, поскольку традиционно костно-тканевые 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. 9) крутизна порога в области частот 6...8 кГц достигает 60...90 дБ·окт⁻¹.

Анализ технической литературы в этой области показал также, что возможности существующих методов и приборов для костно-тканевой аудиометрии, в основном, ограничены верхней частотой порядка 4 кГц. В связи с этим возникла задача разработки собственных методов и устройств для аудиометрии костно-тканевой проводимости и постановки экспериментов по проверке предложенной концепции радиозвука, представляющих собой также моделирование условий облучения в натурном эксперименте по радиозвуку.

С этой целью разработана аудиометрия костно-тканевой проводимости путем передачи колебаний на ткани черепа через воду и через воздух.

4.1. Аудиометрия костно-тканевой проводимости в области высоких частот

Метод погружения в воду. В экспериментах по исследованию порогов костно-тканевой проводимости методом погружения головы в воду участвовало шесть человек.

В первую очередь проверяли наличие высокого порога в области частот 6...8 кГц соответствующей таковой в натуральных экспериментах по радиозвуку.

В стеклянном заглушенном аквариуме с размерами 35×45×70 см возбуждались акустические колебания с помощью электродинамического излучателя. Электродинамический излучатель 4ГД-8Е закрывался тонкой (толщина 0,15...0,2 мм) резиновой оболочкой. На фронтальной части излучателя резина натягивалась и, таким образом, представляла собой напряженную мембрану, через которую звуковые колебания передавались в воду. В воду погружалась теменная область головы испытуемого. Предварительно с помощью измерительного микрофона снималась АЧХ излучателя вместе с мембраной.

Пороговая кривая снималась методом измерения величины действующего напряжения на зажимах излучателя, необходимой для возникновения или пропадания слухового ощущения. Уши испытуемого при этом закрывались специальными противошумовыми наушниками, а слуховые каналы — ватой. Для возбуждения акустических колебаний использовался лабораторный измерительный генератор ГС-100И с высокой стабильностью амплитуды выходного сигнала во всем диапазоне звуковых частот. Частоту сигнала в эксперименте изменяли плавно. Испытуемый, нагнувшись, погружал голову так, чтобы уровень воды доходил до ушных раковин.

Всеми испытуемыми было четко зафиксировано существенное повышение порога чувствительности в этой области. Причем область повышения порога довольно узкая и фиксируется лишь при плавном медленном изменении частоты звука.

На характер пороговой кривой довольно сильно влияла степень погружения головы испытуемого в воду. Если при этом захватывалась лобная часть, то повышение порога проявлялось более четко. Можно предположить, что при этом определенную роль в формировании слухового ощущения играют лобные пазухи.

Проведенные по методике погружения головы человека в воду эксперименты показали, что для получения однозначных результатов необходимо работать в среде практически свободной от переотражений, т. е. необходимо наличие достаточно большого бассейна со специальным звукопоглощающим ма-

териалом. В наших условиях возможность постановки такого эксперимента практически была исключена.

Наличие примененного звукопоглощающего материала и размеры аквариума оказались недостаточными, что привело к возникновению стоячих волн для целого ряда частот. При этом изменение положения головы испытуемого относительно стенок аквариума приводило к изменению величины порога.

Несмотря на несовершенство этой методики, проведенная серия экспериментов подтвердила наличие области высокого порога (до 20 дБ) в диапазоне частот, коррелирующих с размером головы при возбуждении акустических колебаний в костно-тканевых образованиях без применения импульсного излучения СВЧ.

Контактный метод. Аудиометрия костно-тканевой проводимости в современных исследованиях в основном ведется контактным путем с помощью различных костных телефонов-вибраторов. Однако до настоящего времени не существует каких-либо ГОСТов как на сам вибратор, так и на способы его наложения. Поэтому нами было исследована возможность применения в качестве вибратора различных головных телефонов.

Измерения АЧХ излучателей показали, что в качестве источника звуковых колебаний можно применять некоторые типы малогабаритных телефонов с круглым отверстием в центре крышки до частот 12...14 кГц.

В нашей методике использован телефон ТК-67-Н. Измерения проводились в заглушенном помещении с размером 2,8×2,8×2,8 м. Уровень шума в помещении не выше 25 дБ. Уровень шума определялся по величине сигнала на выходе измерительного микрофона (12 мкВ) с учетом его собственной чувствительности (2,5 мВ/Па) и собственного шума (24 дБ). Измерение АЧХ телефона проводилось с помощью измерительного электретного микрофона МКЭ-2А на расстояниях от 15 см до 1,5 м между телефоном и микрофоном. Идентичность полученных АЧХ позволяет предполагать об отсутствии стоячих волн в помещении.

Очевидно, что для получения корректного результата необходимо синфазное возбуждение обеих улиток, т. е. точка

наложения должна находиться в саггитальной плоскости. В противном случае фазы волн давления, возбужденных в тканях мозга и активирующие улитки, не будут совпадать. Такой метод возбуждения улиток близок к натуральному эксперименту при синфазном возбуждении волн давления импульсами СВЧ одновременно во всем объеме тканей мозга.

В качестве такой точки, находящейся в саггитальной плоскости, выбрано место соединения лобной части черепа с перегородкой лобных пазух. В дальнейшем перегородка лобных пазух соединяется с основной костью черепа, на которой расположен бугорок (*crista galli*), разделяющий глазничные поверхности фронтальной кости. Непосредственно с фронтальной костью контактируют оболочки мозга.

Таким образом, передача колебаний от излучателя на улитки может осуществляться путем возбуждения перечисленных костных образований, частично — через мозговые оболочки.

Телефон с помощью резинового ремня плотно прижимается к выбранной точке на лобной части головы испытуемого. Уши испытуемого закрываются противошумными наушниками ВЦНИИОТ-2М (НП 45×7). В диапазоне частот 1...8 кГц заглушающая способность этих наушников находится в пределах 22...45 дБ.

Режим тонального сигнала. В эксперименте участвовало три испытуемых. По описанной методике для каждого из испытуемых были построены кривые порога костно-тканевых проводимости по трем измерениям порога для каждого установленного значения частоты звукового сигнала в диапазоне 2...13 кГц с шагом 0,2 кГц. В области частот 7...8 кГц применили плавное изменение частоты сигнала, поскольку в этой же области частот на пороговой кривой радиозвука крутизна кривой достигает 90 дБ/окт.

В области 7...8 кГц наблюдается резкое повышение порога относительно 10 кГц. Сравнение полученных пороговых кривых костно-тканевой проводимости с пороговой кривой радиозвука показывает, что качественно ход кривых совпадает. Отличие полученных кривых с пороговой кривой радиозвука в области 3...6 кГц (существенно более выраженное повышение порога в этой области) не представляется возможным объяснить путем их сравнения в силу большой разницы в вы-

боре частотных точек для измерений (интервал 2 кГц при построении пороговой кривой радиозвука и 0,2 кГц в наших экспериментах). Однако повышение порога чувствительности в этой области объясняется моделью Фланагана среднего уха [108].

В ходе экспериментов было отмечено изменение регистрируемых порогов чувствительности соответствующих изменению частоты сигнала в пределах $\pm 2...4\%$ и вызываемых изменением величины давления прижима телефона к лобной кости.

Режим ударных колебаний. Имитация возбуждаемых в тканях головы механических колебаний импульсами СВЧ осуществлялась специальным электронным блоком, содержащим контур ударного возбуждения с собственной частотой колебаний порядка 7 кГц при добротности контура равной величине расчетной добротности эквивалентного контура головы. Запуск электронного блока осуществляли импульсами прямоугольной формы с частотой повторения 1...14 кГц. Сигнал на выходе блока представляет собой серии затухающих колебаний до частот следования импульсов меньшей частоты резонанса контура ударного возбуждения. При частоте запускающих импульсов равной или превышающей частоту резонанса контура ударного возбуждения сигнал на выходе этого блока имеет синусоидальную форму. При этом частота сигнала равна частоте первой гармоники импульсной последовательности.

В эксперименте участвовало три испытуемых. В режиме ударных механических колебаний были сняты пороговые кривые чувствительности слуха при длительности запускающих импульсов равной 15 мкс с частотным шагом импульсов равной 200 Гц. Эта модель наиболее близка к реальным условиям эксперимента, в котором снималась пороговая кривая радиозвука.

Данные по трем измерениям для каждого из испытуемых усреднялись, по полученным данным строилась усредненная пороговая кривая чувствительности слуха костно-тканевой проводимости. На частоте близкой к 7 кГц для всех испытуемых также наблюдается резкий подъем порога 8...9 дБ относительно 10 кГц, что практически совпадает с этой же величиной на пороговой кривой радиозвука.

Результаты этих серий экспериментов приводятся в работе [95].

Костно-тканевая аудиометрия с помощью вибратора с жесткой мембраной. Феномен резкого повышения порога чувствительности слуха при аудиометрии костно-тканевой проводимости в области верхних частот был обнаружен впервые благодаря примененной методике плавного изменения частоты звука. В то же время применяемая методика контактного возбуждения механических колебаний в тканях головы при помощи вибратора с мягкой мембраной отличается от общепринятой методики с применением вибраторов с жесткой мембраной [87, 157].

Поэтому была проведена новая серия экспериментов с применением вибратора с жесткой мембраной на базе излучателя из сегнетовой соли. С целью выявления детальной структуры пороговых кривых чувствительности слуха частотный шаг не превышал 200 Гц.

Вибратор выполнен в виде дюралюминиевого стакана с плоским дном. Наружный диаметр стакана 30 мм, высота — 50 мм. Внутри стакана размещается пакет из кристаллов сегнетовой соли, включенных последовательно и залитых эпоксидным клеем. Механические колебания от батареи кристаллов передаются через дно стакана на ткани головы испытуемого. АХЧ вибратора снимали с помощью акустической контрольно-измерительной аппаратуры фирмы Брюль и Кьер (измерительный микрофон № 4145 и измерительный усилитель № 2606) в заглушенном боксе при напряжении на зажимах вибратора равном 1,5 В. Условия проведения эксперимента оставались прежними.

В экспериментах участвовало шесть испытуемых, пять из которых не имели сколько-нибудь существенных отклонений от нормального слуха. У шестого испытуемого отмечено заметное снижение чувствительности слуха в области частот выше 7 кГц.

С целью более точного определения слуховых порогов в этой серии экспериментов испытуемый с помощью кнопки прерывал сигнал, подаваемый на вибратор и сам устанавливал его уровень. При разомкнутой кнопке оператор устанавливал частоту сигнала, контролируя его по частотомеру. Затем испытуемый плавно увеличивал уровень сигнала, начиная от нулевого уровня вплоть до момента появления слухового

ощущения. Одновременно, для большей достоверности регистрации наличия звука [127] испытуемый с помощью кнопки прерывал сигнал. В момент появления слухового ощущения испытуемый подавал сигнал оператору, который записывал показания вольтметра и перестраивал частоту. Процедура повторялась и за один сеанс в диапазоне частот 4...12 кГц снимали 41 точку с шагом в 200 Гц. Аудиограммы строились по 3–5 испытаниям после предварительного усреднения в каждой точке с учетом характеристики вибратора.

На рис. 48 представлены все шесть аудиограмм под номерами, которые присваивались испытуемым. Можно отметить,

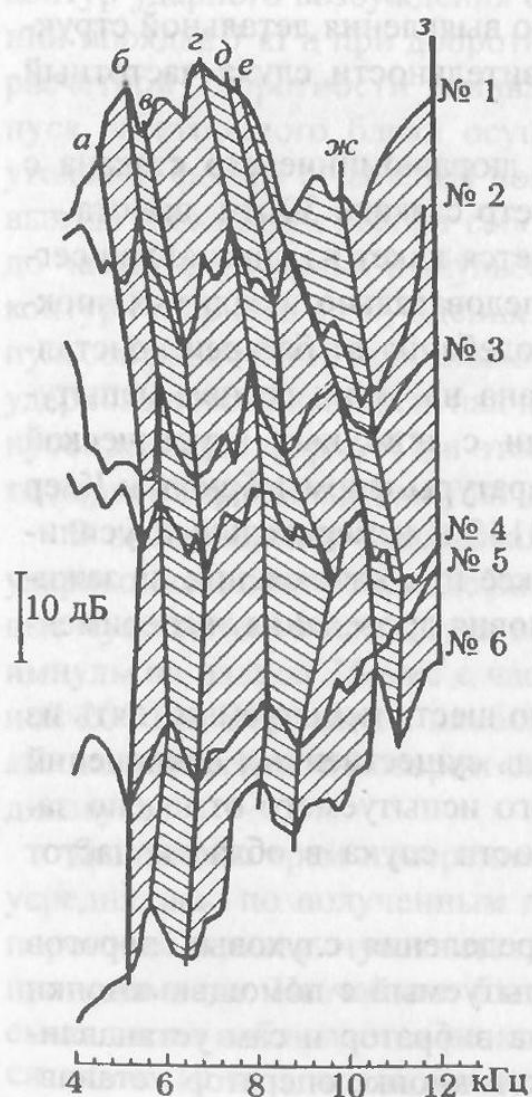


Рис. 48. Аудиограммы с малым частотным шагом (200 Гц)

что, несмотря на выраженную индивидуальность аудиограмм, все аудиограммы имеют безусловное сходство типа подобия формы, проявляющееся в наличии чередующихся подъемов и спадов чувствительности. Положение этих экстремумов на оси частот и их относительная величина и определяют индивидуальность каждой аудиограммы.

Для большей наглядности зоны подъемов и спадов выделены наклонной штриховкой и обозначены *а–з*.

Как видно из рис. 48, с помощью описанной методики измерения порогов чувствительности слуха, при костно-тканевой проводимости удастся выявить резкие изменения порогов не только в области частот, коррелирующих с частотой механического резонанса головы, но и на других частотах звукового сигнала [122].

Моделирование натуральных экспериментов по радиозвуку с помощью акустических сигналов. Результаты аудиометрии порогов чувствительности слуха и костно-тканевой проводимости показали хорошее совпадение полученных кривых с пороговой кривой радиозвука. Тем самым показана возможность объяснения эффекта радиозвука возбуждением механических колебаний в тканях головы импульсами СВЧ и их проведения в улитку за счет костно-тканевой проводимости. Вместе с тем, для более полной характеристики радиозвука как явления, предположительно связанного с возбуждением механических колебаний, представляет интерес возможность реализации психоакустических эффектов, имеющих место в натуральных экспериментах по радиозвуку, с помощью акустических сигналов.

Импульсное излучение СВЧ заменяли непосредственно возбуждением механических колебаний в тканях головы испытуемого с помощью костного вибратора, укрепленного на лобной части в саггитальной плоскости по описанной выше методике.

Костный вибратор возбуждали от электронного блока сигналом, представляющим собой серии затухающих колебаний с собственной частотой порядка 7 кГц и частотой следования в пределах 1...14 кГц. Одновременно на головные телефоны подавался тональный сигнал также в полосе частот 1...14 кГц.

В эксперименте участвовало пять испытуемых. Каких-либо предварительных измерений порогов чувствительности слуха по воздушной или костной проводимости не производилось. Всеми испытуемыми были отмечены биения на частотах тонального сигнала близких частоте серии ударно-возбужденных колебаний или кратных ей.

С помощью разработанной аудиометрии костно-тканевой проводимости в режиме возбуждения ударных колебаний была исследована возможность подавления высокочастотных колебаний (7 кГц) путем изменения длительности запускающих импульсов в пределах $(0,5...1,0)T$, т. е. от 70 до 140 мкс.

При малой частоте следования импульсов с длительностью равной периоду высокочастотных колебаний в серии наблюдается подавление ощущения высокочастотного звука. При плавном изменении высоты низкочастотного тона, соот-

ветствующего частоте следования импульсов запуска при переходе к длительности импульса равной половине периода возбуждаемых высокочастотных колебаний, ощущение низкочастотного тона снижается и воспринимается высокочастотный звук, соответствующий частоте колебаний в серии. По субъективной оценке испытуемых высокочастотный звук имеет «жужжащий» характер, как и в натурном эксперименте по радиозвуку.

4.2. Механизм формирования костно-тканевой аудиограммы человека и животных

До настоящего времени многие процессы, связанные с анализом и переработкой звуков, являются предметом исследований в связи с отсутствием единого сформировавшегося представления о роли тех или иных отделов слуховой системы при распознавании поступающей информации, а также самих механизмов распознавания.

Одним из действенных методов исследования центральных механизмов деятельности анализаторов является электрофизиологический, наиболее часто привлекаемый для изучения слуховой системы животных. Исследование слуховой системы человека ведется в основном психофизиологическими методами, представляющими собой определенный набор методических и инструментальных подходов для изучения интегральной деятельности всего мозга при восприятии звуковой информации.

Известное сходство некоторых характеристик частотного анализа слуховой системы, наблюдаемое в электрофизиологических и психоакустических исследованиях позволяет до некоторой степени проводить сравнительную оценку данных, получаемых на человеке и животных, в направлении поиска механизмов формирования частотно-пороговых кривых как формы проявления частотных свойств слухового анализатора. Этот вопрос в современной литературе затрагивается лишь при попытках объяснить некоторые частные стороны отражения формы стимула теми или иными нейронными структурами.

Отдельными работами показано, что формирование некоторых видов отклика нейронов различных уровней слуховой

системы возможно связано с резонансными свойствами улитки органа слуха [83].

На основе результатов собственных исследований и анализа литературных данных рассмотрена модель механизма формирования отражения формы стимула нейронами, связанного с резонансными свойствами анатомических структур головы.

Поиск возможного механизма формирования аудиограммы при костно-тканевой проводимости звука актуален сам по себе. Этот вопрос приобретает особую значимость ввиду наличия тесной связи способа выделения полезного сигнала и его анализа в слуховой системе при неадекватном восприятии сенсорной информации с определением принципов модуляции неионизирующего излучения.

В качестве методического приема использован метод сравнения откликов нейронных структур различных уровней слуховой системы и характеристик выходного сигнала эквивалентной резонансной колебательной системы при их возбуждении стимулом одинаковой формы.

Сравнительная оценка откликов обеих систем проводится на основе электрофизиологических, психоакустических и модельных исследований. Электрофизиологические данные заимствованы из литературы и представлены результатами работ по изучению частотно-пороговых кривых дельфинов методом вызванных потенциалов (ВП) и потенциалов улитки морских свинок.

Психоакустические данные представлены результатами собственных исследований костной проводимости звука у человека в широком частотном диапазоне.

Зависимость амплитуды отклика слуховой системы от величины межимпульсного интервала как возможное проявление интерференции колебаний от двух единичных функций. В работе [70] исследовались ответы слуховой коры дельфина афалины на стимуляцию звуковыми импульсами при изменении интервалов в парах звуковых импульсов. При увеличении начального интервала между импульсами, меньшего чем длительность волны регистрируемого отклика, наблюдается существенное увеличение его амплитуды.

Схожую картину можно получить при увеличении длительности прямоугольного импульса, воздействующего на резонансную колебательную систему, рассматривая фронты импульса в виде двух единичных функций короткой длительности. В этом случае изменение длительности самого импульса эквивалентно изменению межимпульсного интервала при стимуляции биологического объекта.

В [14] отмечается, что определенное воздействие на свойства слухового частотного анализатора оказывает базилярная мембрана, играющая роль резонатора. Там же, со ссылкой на /Меллер/, отмечается влияние резонансной системы при чрезвычайно малых изменениях межимпульсных интервалов. Отмечено также /Кианг/ наличие разрядов в нервных волокнах слухового нерва, синхронизированных с частотой биений в ответ на два тона равной интенсивности, причем частота биений равна разности частот возбуждающих сигналов.

Более ярко выраженная картина при изменении межимпульсного интервала наблюдается при действии импульсов ультразвука непосредственно на костно-тканевые образования головы морской свинки [217].

При длительности импульса 0,5 мс межимпульсный интервал уменьшали с 200 до 2,5 мс. При этом потенциал в круглом окне улитки существенно менял свою форму. Это изменение проявлялось в уменьшении амплитуды последней отрицательной полуволны отклика на 50...60%.

Из приводимых в этой работе образцов документальной записи откликов следует, что при длительности всего отклика 3 мс уменьшение межимпульсного интервала до 2,5 мс приводит к суммированию последней отрицательной полуволны предыдущего колебательного процесса с первой положительной полуволной последующего колебательного процесса.

Такое изменение формы отклика можно объяснить, если предположить, что ультразвуковой импульс возбуждает в тканях черепа морской свинки механические колебания с периодом равным 1,5 мс, которые интерферируют между собой.

На рис. 49 схематически представлен процесс возбуждения серий периодических затухающих колебаний короткими одиночными импульсами в резонансной колебательной системе.

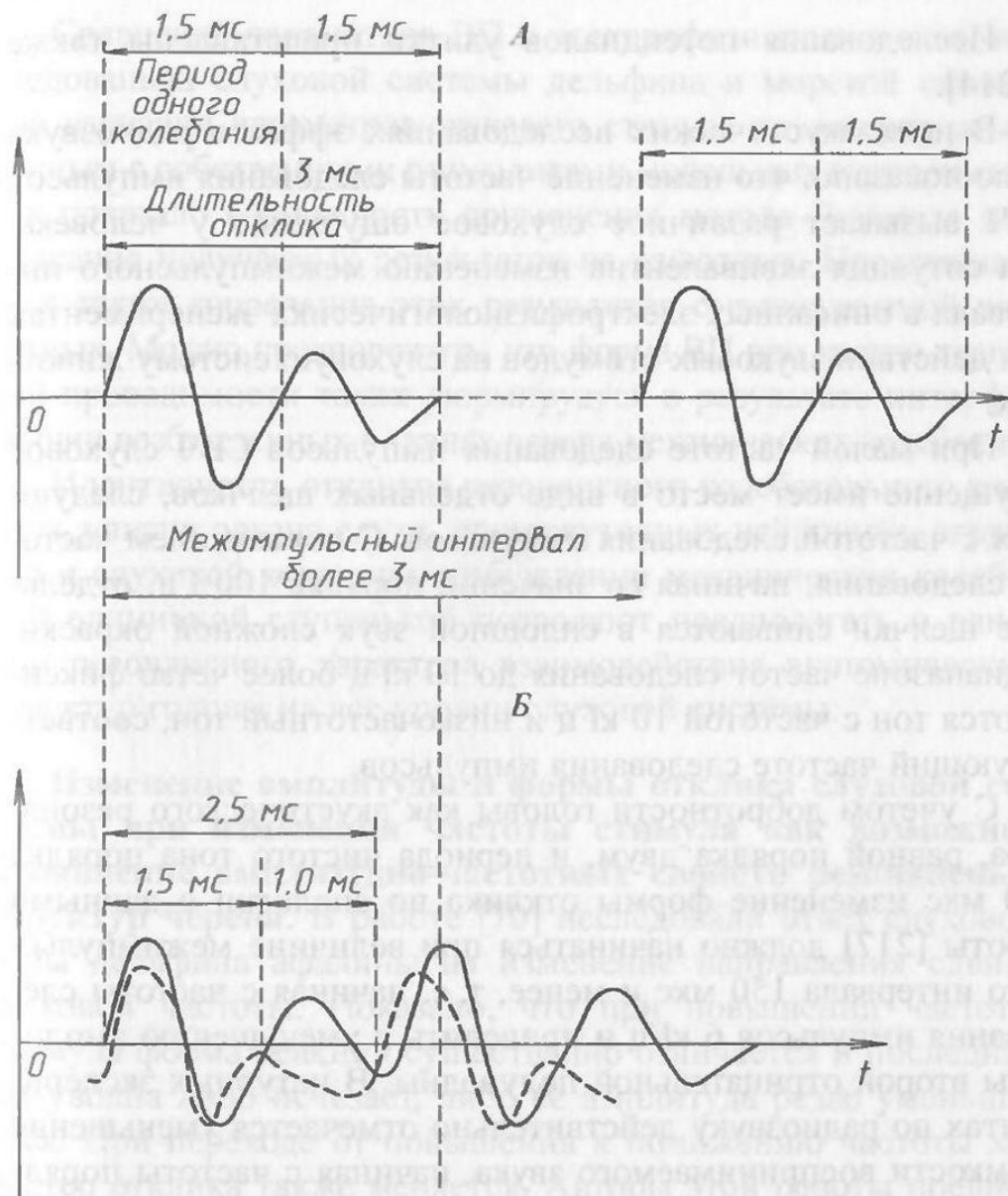


Рис. 49. Суммарный колебательный процесс возбуждаемый импульсами ультразвука

При длительности процесса возбуждения существенно меньшем межимпульсного интервала колебательный процесс заканчивается до возбуждения последующей серии колебаний (А). При межимпульсном интервале меньше длительности серии возбужденных колебаний, в результате интерференции суммарный колебательный процесс отличается от одиночного (Б). Пунктиром показана форма потенциала в круглом окне улитки морской свинки [216] при межимпульсном интервале меньше длительности отклика.

Исследования потенциалов улитки представлены также в [214].

В психоакустических исследованиях эффекта радиозвука было показано, что изменение частоты следования импульсов СВЧ вызывает различное слуховое ощущение у человека. Эта ситуация эквивалентна изменению межимпульсного интервала в описанных электрофизиологических экспериментах при действии звуковых стимулов на слуховую систему животных.

При малой частоте следования импульсов СВЧ слуховое ощущение имеет место в виде отдельных щелчков, следующих с частотой следования импульсов. С повышением частоты следования, начиная со значений порядка 100 Гц, отдельные щелчки сливаются в сплошной звук сложной окраски. В диапазоне частот следования до 10 кГц более четко фиксируются тон с частотой 10 кГц и низкочастотный тон, соответствующий частоте следования импульсов.

С учетом добротности головы как акустического резонатора, равной порядка двум, и периода чистого тона порядка 100 мкс изменение формы отклика по аналогии с данными работы [217] должно начинаться при величине межимпульсного интервала 150 мкс и менее, т. е. начиная с частоты следования импульсов 6 кГц и приводить к уменьшению амплитуды второй отрицательной полуволны. В натуральных экспериментах по радиозвуку действительно отмечается уменьшение громкости воспринимаемого звука, начиная с частоты порядка 6 кГц по субъективной оценке испытуемых. При уменьшении межимпульсного интервала до 125 мкс амплитуда отклика должна иметь минимальную величину, так как при этом происходит вычитание амплитуд уже двух полуволн, что в натурном эксперименте проявляется в виде максимального снижения интенсивности слухового ощущения на частотах порядка 7,5 кГц. Наконец, при величине межимпульсного интервала равного 100 мкс происходит суммирование амплитуд двух колебательных процессов, что на пороговой кривой радиозвука отмечается областью минимального порога чувствительности примерно на частоте 10,3 кГц.

Аналогичные результаты были получены и на жидкостных моделях, возбужденных импульсами СВЧ [120].

Сравнение параметров ВП в электрофизиологических исследованиях слуховой системы дельфина и морской свинки при вариации параметров звукового стимула по литературным данным с собственными результатами модельных экспериментов показало возможность применения метода Дюамеля для описания получаемых результатов на животных. Прослеживается также корреляция этих результатов с аудиограммой животных. Можно предположить, что форма ВП при костно-тканевой проводимости также формируется в результате интерференции возбужденных в тканях черепа механических колебаний.

Идентичность откликов резонансного колебательного контура, улитки органа слуха, промежуточных нейронных структур и слуховой коры при возбуждении механических колебаний единичной ступенькой позволяют предполагать о влиянии резонансного характера взаимодействия анатомических структур головы на все уровни слуховой системы.

Изменение амплитуды и формы отклика слуховой системы при изменении частоты стимула как возможное проявление амплитудно-частотных свойств резонансных структур черепа. В работе [70] исследовали ответ слуховой коры дельфина афалины на изменение направления сдвига звуковой частоты. Показано, что при повышении частоты стимула форма реакции существенно отличается и последняя полуволна либо исчезает, либо ее амплитуда резко уменьшается. При переходе от повышения к понижению частоты характер отклика также меняется. Авторы этой работы предполагают наличие в слуховой коре дельфина элементов, избирательных к направлению сдвига частоты стимула.

Проанализируем формы откликов слуховой коры дельфина, воспользовавшись известной реакцией резонансного колебательного контура при изменении частоты входного сигнала. На рис. 50 схематически изображена зависимость коэффициента передачи амплитуды сигнала контура при изменении частоты входного сигнала.

Из рисунка видно, что если резонансный контур расстроен относительно сигнала несущей, то при девиации частоты несущей, поступающей на вход резонансного контура, вследствие изменения расстройки контура пропорционально будет меняться амплитуда колебаний на контуре.

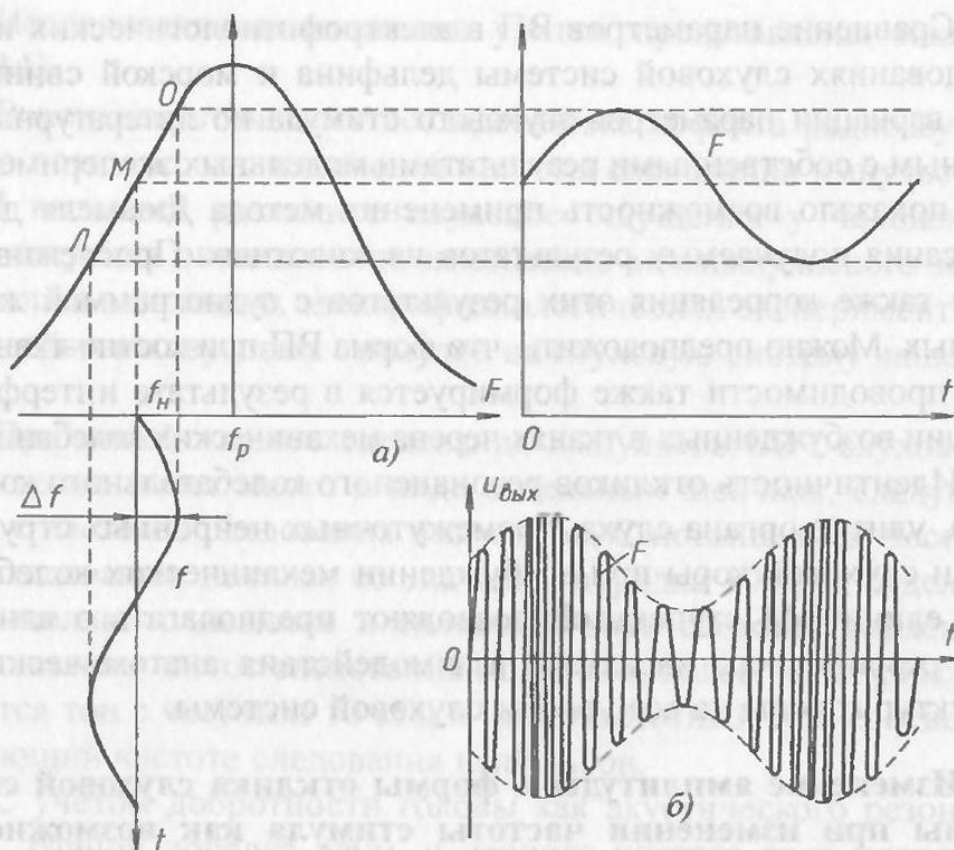


Рис. 50. ЧМ \rightarrow АМ преобразование сигнала на одиночном резонансном контуре

В зависимости от расположения рабочей точки (точка M), т. е. значения частоты сигнала относительно частоты резонанса контура f_p , при девиации входного сигнала на одну и ту же величину Δf форма выходного сигнала будет различной. Чем ниже добротность контура, тем с меньшим искажением будет преобразована функция изменения частоты входного сигнала в функцию изменения амплитуды. В данном случае имеет место преобразование частотно-модулированного (ЧМ) сигнала в амплитудно-модулированный (АМ) с помощью расстроенного колебательного контура.

Воспользуемся детально снятой аудиограммой дельфина [188], заимствованной из [107]. На участке аудиограммы (рис. 51) в области частот 20...40 кГц нанесем ее зеркальное отображение, эквивалентное амплитуде возбуждаемого слухового ощущения (штриховая линия) и ответ слуховой коры дельфина при изменении частоты тонального звукового сигнала в этом же частотном диапазоне (пунктирная линия [70]).

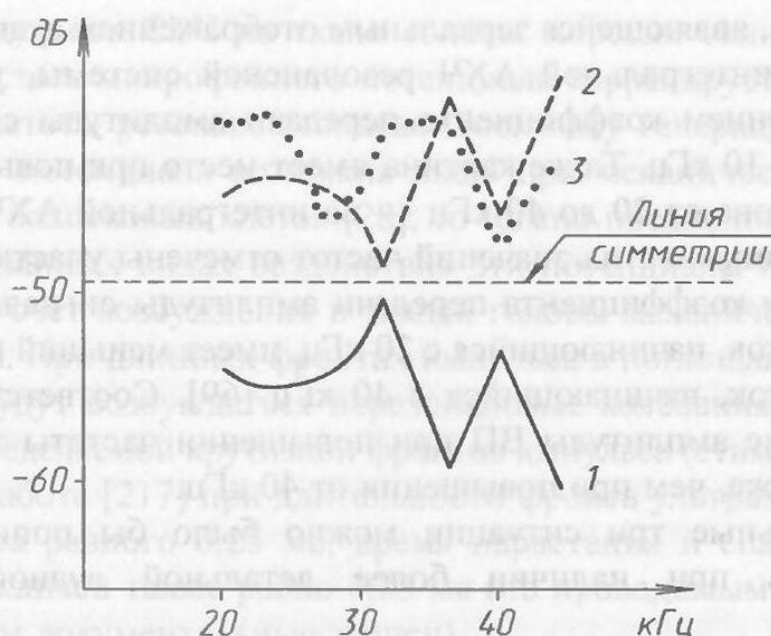


Рис. 51. Корреляция ответа слуховой коры с изменением амплитуды слухового ощущения

При этом увеличение частоты тона происходит скачкообразно за 50 мс от 20 до 40 кГц и за такой же промежуток времени снижается от 40 до 20 кГц.

Из рис. 51 видно, что зарегистрированные ответы слуховой коры довольно хорошо коррелируют с кривой амплитуды слухового ощущения, построенной на аудиограмме дельфина. Если исходить из предположения, что и в данном случае резонансные свойства анатомических структур головы дельфина формируют его аудиограмму, то форма откликов слуховой коры может быть объяснена процессами преобразования ЧМ сигнала в АМ сигнал.

В [71] при исследовании ВП в слуховой коре дельфина на изменение частоты тона было отмечено увеличение амплитуды ВП при изменении частоты тона уже на доли процента на частотах в диапазоне 5...40 кГц. Сравнение этих результатов и детальной аудиограммы дельфина афалины [186] показывает, что в пяти случаях из представленных восьми в [69] ситуаций, зависимость амплитуды ВП при абсолютном изменении частоты тона и направлении изменения частоты тона объясняется резонансной моделью.

Так, при повышении частоты тона от 10 кГц наблюдается увеличение амплитуды ВП, что можно объяснить наличием

на кривой, являющейся зеркальным отображением аудиограммы, т. е. интегральной АХЧ резонансной системы, участка с повышением коэффициента передачи амплитуды сигнала, начиная с 10 кГц. Та же картина имеет место при повышении частоты тона от 20 до 40 кГц — на интегральной АХЧ дельфина, начиная с этих значений частот отмечены участки с повышением коэффициента передачи амплитуды сигнала. Причем, участок, начинающийся с 20 кГц, имеет меньший наклон, чем участок, начинающийся с 40 кГц [69]. Соответственно, увеличение амплитуды ВП при повышении частоты тона от 20 кГц ниже, чем при повышении от 40 кГц.

Остальные три ситуации можно было бы попытаться объяснить при наличии более детальной аудиограммы дельфина.

Сравнение аудиограммы из [66] и [188] наглядно демонстрирует разницу обеих кривых. Можно предположить, опираясь на аудиометрические данные по костной проводимости человека, получаемые стандартной методикой и при медленном плавном изменении частоты стимула, что аудиограммы дельфина в этих работах были получены также при различных частотных приращениях стимула.

Следует отметить, что наличие высокого порога в области частот 7...8 кГц на пороговой кривой чувствительности слуха человека по костной проводимости удалось впервые обнаружить лишь при частотном измеряемом шаге в этой области менее 10 Гц, что составляет 0,12%. Эта цифра соизмерима с приводимыми в [69] указанными измерениями частоты тона и не исключено, что детальное изучение аудиограммы дельфина позволит обнаружить более тонкую структуру изменения порога.

В работе [150], а также в работах Дж. Лина, показано значительное сходство откликов первичной слуховой коры кошек возбужденных импульсами СВЧ и акустическими импульсами, а также в круглом окне улитки.

В работах [154, 155, 157, 167] было показано наличие микрофонного потенциала у кошек и морских свинок при подаче звукового щелчка, импульса электромагнитной энергии СВЧ и с помощью пьезокерамического излучателя через кости черепа. В этих работах показано также, что при действии корот-

ких импульсов СВЧ на ткани головы морских свинок и кошек, частота микрофонного потенциала коррелирует с значением частоты резонанса головы. Поскольку генерация мембранного потенциала возможна лишь при механических смещениях волосковых клеток [28], то можно предположить, что при указанных видах воздействия эти потенциалы генерируются за счет возбуждения в тканях головы механических колебаний. При длинных фронтах импульса в поглощающей системе будут возбуждаться нерезонансные колебания с частотой, определяемой крутизной фронтов импульса (стимула) [26]. Так, в работе [217] при длительности фронта ультразвукового импульса равного 0,25 мс, время нарастания и спада полуволн откликов также равно 0,25 мс (по проводимым в работе образцам документальные записи).

Эти данные позволяют считать форму отклика не как состоящую из отдельных положительных и отрицательных полуволн, продуцируемых отдельными системами или элементами, а единым колебательным электрическим процессом, повторяющим картину механических колебаний, возбужденных тем или иным физическим фактором.

Рассмотренный механизм формирования костно-тканевой аудиограммы представлен в работе [99].

4.3. Голова человека как многомодовый акустический резонатор

В работе [80] показано, что при возбуждении в костях черепа механических колебаний измеренные значения скорости звука в различных костях черепа и даже в различных точках в пределах одной кости сильно различаются и варьируют в пределах 943,8...1440,5 м/с и определяются толщиной кости в точке измерения и воздухонаполненностью костей. Поскольку эта величина определяет частоту механического резонанса для каждой кости черепа, то при известной степени связи отдельные составляющие череп кости могут быть рассмотрены как самостоятельные резонаторы.

Можно предположить, что при возбуждении механических колебаний в тканях головы импульсами СВЧ механизм образования различных мод колебаний близок к описанному,

так как после первичного детектирования энергии ЭМИ тканями головы скачок давления эквивалентен механическому импульсному воздействию. Близкие задачи рассмотрены в работах [1, 37, 52, 238] по исследованию частотных свойств сферических моделей с различными граничными условиями.

Однако необходимо учитывать и тот факт, что процесс возбуждения механических колебаний в тканях головы импульсами ЭМИ отличается от описанного в работе [194] количеством и очередностью анатомических структур головы, захватываемых первичной волной давления. Это не может не сказаться на формировании соотношений резонансных пиков и их количества, т. е. на формировании той или иной моды колебаний.

Таким образом, совокупность таких резонаторов приводит к образованию многоконтурной или многорезонансной системы, формируя интегральную АХЧ в исследуемом (или воспринимаемом) диапазоне частот. Подтверждением этого вывода могут служить результаты собственных исследований (аудиограммы на рис. 48) и данные, приводимые в работах [164, 193, 194].

Авторами этих работ исследованы различные моды звуковых колебаний на натуральных черепаках и пластиковых моделях в ответ на механический удар с помощью специального приспособления, имеющего боек, который наносил удар по кости. Исследование распространяющихся звуковых колебаний осуществлялось с помощью наклеиваемых в различных точках модели или черепа тензодатчиков. Фазовые характеристики механических колебаний использовались для определения мод возбужденных механических колебаний. Весьма принципиально то обстоятельство, что при заполнении полой сферы жидкостью не было отмечено сколько-нибудь значительного смещения резонансных частот.

Данные этих работ указывают также на то, что при равенстве модулей Юнга материала оболочки сферических моделей и костей черепа взрослого мужчины регистрируемые резонансные частоты различных мод на моделях на 50% выше, чем для черепа.

Таким образом, голова человека при возбуждении в ее тканях механических колебаний может рассматриваться как мно-

гомодовый резонатор. Связь отдельных резонаторов между собой можно определить соотношением их акустических сопротивлений $\rho_n c_n / \rho_m c_m$, где ρ и c — плотность среды и скорость звука в этой среде соответственно; n и m — индексы n -го и m -го резонаторов.

Ввиду малой разности плотностей различных биологических сред и значений скорости звука в них, импедансы биологических тканей различаются не более, чем на 8...12%, что приводит к наличию сильной связи между резонаторами. Аналогичный вопрос в литературе рассмотрен на уровне моделей улитки органа слуха в представлении ее неоднородной длинной линией с монотонными изменениями параметров, обеспечивающих режим бегущей волны [65].

В многомодовой системе с дискретными значениями резонансных частот, расположенными в ряду частот случайным образом, реализовать режим бегущей волны невозможно. Негармонический ряд резонансных частот приводит к суперпозиции возбужденных механических колебаний и исключает применение в данном случае метода расчета длинных линий. Можно лишь утверждать, что в результате суперпозиции на многомодовой системе ее интегральная АХЧ при сильной связи резонаторов не будет представлена полным набором изначальных резонансных частот отдельных резонаторов. При подаче на неоднородную многомодовую систему с сильной связью резонаторов ступеньки давления, в этой системе возбуждаются затухающие колебания с частотой, определяемой соотношением частоты следования импульсов давления и ближайшей к ней резонансной частоты одного из резонаторов.

Объяснение частотно-пороговой кривой костного проведения звука резонансными свойствами анатомических структур головы стало возможным благодаря примененной методике измерения порогов чувствительности слуха с малым частотным шагом.

На рис. 52 приводятся аудиограммы слуховых порогов по костно-тканевой проводимости двух испытуемых — 1 и 2, снятые с помощью разработанной (сплошная линия) и стандартной (пунктирная линия) методик [12]. Из приводимых аудиограмм видно, что традиционный способ оценки слуха не только приводит к потере большого объема информации

и искажению действительного состояния слуха — по существующим подходам при аудиометрии костного проведения звука изменения чувствительности слуха в пределах 5 дБ в полосе частот 8 кГц считается нормой, но и не позволяет высказать хотя бы общие соображения по поводу механизма формирования частотно-пороговой кривой.

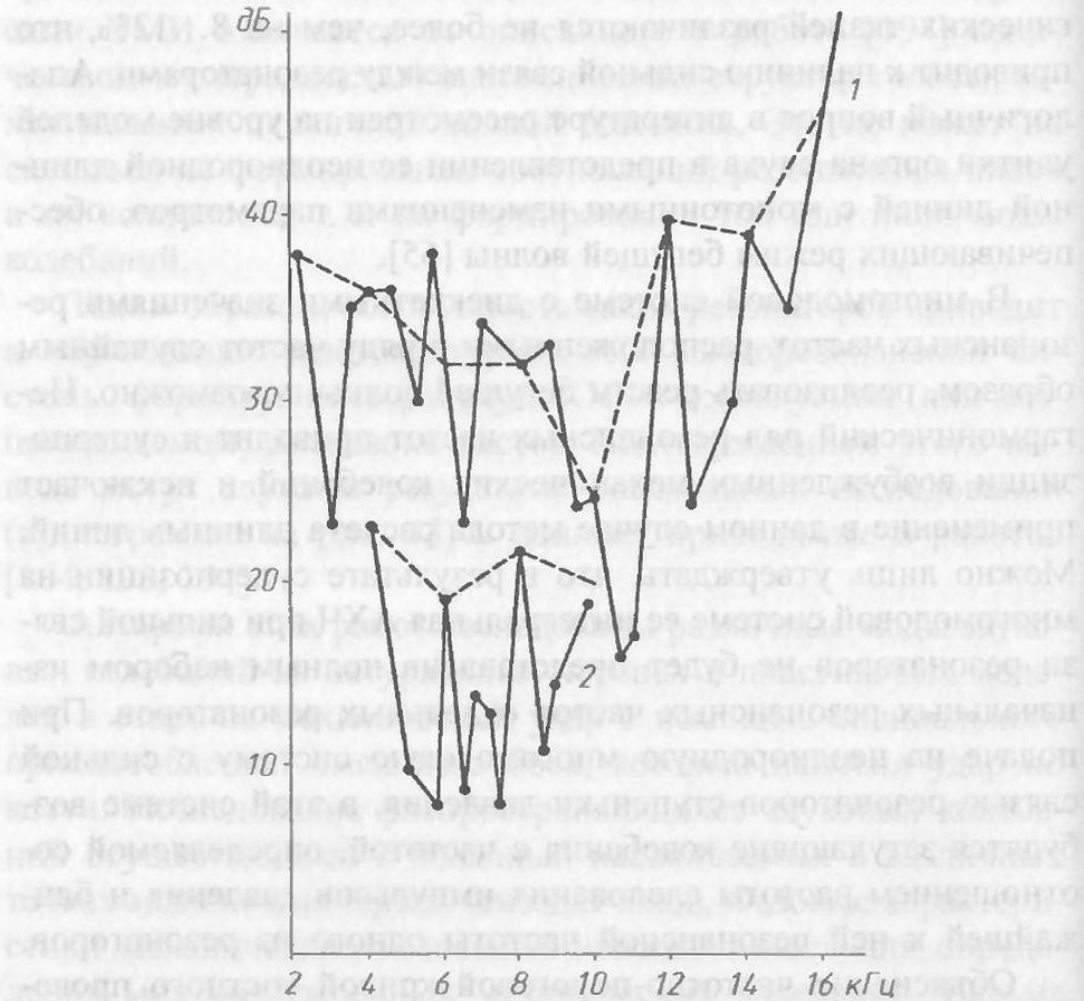


Рис. 52. Аудиограммы слуховых порогов по костно-тканевой проводимости снятые по разработанной методике (сплошные линии) и стандартной (пунктирные линии)

Объяснение частотно-пороговой кривой слуха при костно-тканевой проводимости резонансными свойствами анатомических структур головы предопределяет зависимость положения на оси частот областей с резким изменением порога чувствительности, трактуемых как механические резонансы отдельных резонаторов, от характеристик этих резонаторов

В качестве таких характеристик могут быть использованы значения скорости звука и размеры отдельных резонаторов. Однако сложность выделения всего набора анатомических структур головы, способных играть роль резонаторов и количество акустических контактов между ними делает невозможным на данном этапе исследований полный анализ АЧХ такой системы. Можно лишь попытаться определить некоторые из структур, связь между которыми проявляется на АЧХ системы наиболее ярко и дать в терминах и категориях четырехполосников описание самих структур и вида связей с параметрами, обеспечивающими максимальное приближение аналогов к рассматриваемым структурам.

Серии экспериментов по идентификации слуховых ощущений, вызываемых облучением головы импульсами ЭМИ и непосредственно костным вибратором, а также корреляция акустических и геометрических параметров анатомических структур головы с частотой механического резонанса головы подтвердили правомерность выдвинутой гипотезы о возможности рассмотрения головы в качестве многомодовой резонансной системы и формирования частотно-пороговой кривой костно-тканевой проводимости как зеркального отображения АЧХ этой системы. Показано хорошее совпадение значений частоты механического резонанса головы, следующих из соотношения, предложенного Лином ($f_{\text{рез}} = \frac{\pi c}{R}$) и полученных в эксперименте на испытуемых — 8,54...7,83 кГц (по Лину) и 8,59...7,24 кГц (собственные результаты) для размеров головы в пределах 55...60 см ($c = 1,5 \cdot 10^5$ см · с⁻¹).

Результаты костно-тканевой аудиометрии с различных точек (лоб, темя, затылок) позволили объяснить ход частотно-пороговых кривых концепцией многомодовой резонансной системы.

Полученные результаты позволяют сделать вывод о физической природе эффекта радиозвука с возбуждением в тканях головы импульсами ЭМИ механических колебаний и формированием частотно-пороговой кривой анатомическими структурами головы, обладающими резонансными свойствами.

Анализ литературных данных по электрофизиологии сенсорных систем животных и их сравнение с полученным экс-

периментальным материалом позволяют предположить существование единого механизма неадекватного восприятия стимула при действии импульсов неионизирующей радиации на ткани головы.

Зависимость частоты механического резонанса головы от скорости звука в различных анатомических структурах черепа. На рис. 53 показано расположение точек на костях черепа, в которых было измерено значение скорости звука [80]. Из рассматриваемого механизма формирования частотно-пороговой кривой при костно-тканевой проводимости следует, что, поскольку отмеченные точки характеризуются различными значениями скорости звука, то возбуждение механических колебаний костным вибратором в этих точках должно приводить к смещению частот резонаторов многомодовой системы.

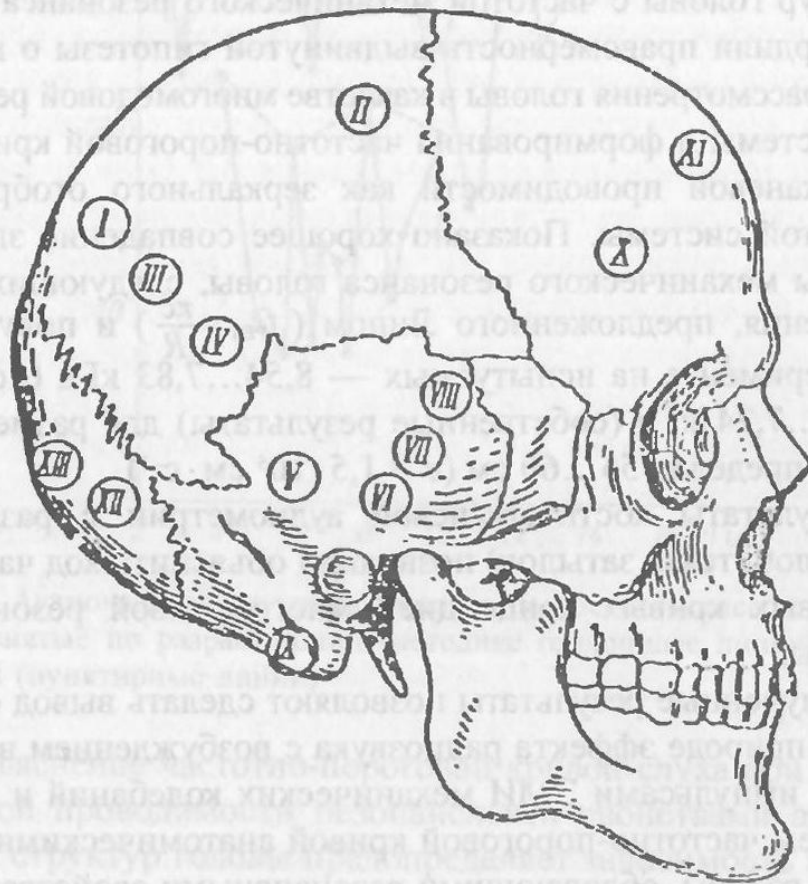


Рис. 53. Точки измеренных значений скорости звука (заимствовано из [80])

Таблица 7

Скорость звука в костях черепа и частота резонанса точки
максимального порога на пороговой кривой радиозвука

Параметр	Точки наложения костного вибратора, соответствующие рис. 53												
	V	VII	VI	VIII	III	IV	I	II	IX	XII	XIII	X	XI
*Скорость звука, м · с ⁻¹	1448,5	1440,5	1428,9	1423,0	1270,0	1260,0	1186,6	1178,4	1098,6	1066,2	1066,2	998,3	943,8
**Частота резонанса, кГц	7,52	7,43	7,46	7,37	7,10	7,08	7,03	6,99	7,43	7,06	7,06	6,72	6,59

* — данные работы [80].

** — собственные результаты.

Для решения рассматриваемой задачи практический интерес представляет область на пороговой кривой радиозвука, характеризующаяся наибольшим значением порога чувствительности в пределах частот 6...8 кГц.

В эксперименте участвовало трое испытуемых. Методика проведения эксперимента описана в п. 4.1 (стр. 112). Отличие состояло в том, что испытуемый сам плавно перестраивал частоту тонального сигнала в пределах 6...8 кГц при поиске точки максимального порога.

В табл. 7 приводятся усредненные данные измеренных значений частоты резонанса области максимального порога.

В общем, отмечается достаточно пропорциональная зависимость частоты резонанса от скорости звука в измеряемых точках. Вместе с тем очевидно нарушение монотонности роста значения частоты резонанса с ростом скорости звука, что объясняется предложенной моделью многомодовой резонансной системы при ее возбуждении в различных точках. Коэффициент корреляции, рассчитанный на ЭВМ «Искра-226», равен 0,818.

Зависимость частоты механического резонанса головы от размера головы. В соответствии с рассматриваемой моделью многомодовой резонансной системы и данными работ [54, 154–157, 202] должна иметь место зависимость частоты механического резонанса головы от размера головы.

В эксперименте участвовали 15 испытуемых. Размер головы испытуемых варьировал в пределах 54...60 см. Поскольку значение частоты механического резонанса головы характеризуется областью максимального порога в области частот 6...8 кГц, то каждый испытуемый, по описанной здесь методике, определял значение частоты резонанса по максимальному порогу в этой области частот. Точку максимального порога для каждого испытуемого определяли дважды — при повышении частоты от 6 до 8 кГц и затем при снижении частоты от 8 до 6 кГц. Данные усредняли и записывали (табл. 8).

В целом наблюдается достаточно хорошая корреляция входной и выходной величин — с увеличением размера головы испытуемого уменьшается значение частоты механического резонанса. Коэффициент корреляции, рассчитанный на ЭВМ «Искра-226», равен 0,77.

Таблица 8

**Зависимость частоты механического резонанса головы
от размера головы**

Порядковый номер испытуемого	Размер головы, см	Усредненное значение частоты резонанса, кГц
1	54	8,59
2	54	8,17
3	55	7,59
4	55	7,89
5	56	7,66
6	56	7,64
7	56	7,87
8	56	8,11
9	56	7,71
10	57	7,56
11	57	8,06
12	58	7,04
13	58	6,52
14	60	7,39
15	60	7,24

АЧХ многомодовой резонансной системы при ее возбуждении в различных точках. Модель многомодовой резонансной системы предполагает смещение точек экстремумов чувствительности слуха (частотных максимумов) при ее возбуждении в разных точках наличием суперпозиции различных мод колебаний. Причем смещение частотных максимумов должно иметь место как на индивидуальных аудиограммах при возбуждении механических колебаний в различных точках головы за счет разницы в длине пробега волн смещения от вибратора до улитки и участия в их проведении резонаторов с разными характеристиками, так и для индивидуумов при расположении вибратора на одних и тех же точках за счет разного размера головы.

В экспериментах участвовало 24 испытуемых в возрасте от 24 до 64 лет. Точками возбуждения механических колебаний были выбраны точки на лобной, теменной и затылочной областях, лежащие в саггитальной плоскости. Такой выбор точек обеспечивает синфазное возбуждение базилярных мем-

бран обеих улиток, что обеспечивает более корректную постановку эксперимента за счет снижения влияния фаз колебаний на восприятие стимула. Применяли вибратор с жесткой мембраной, диапазон частот 3...20 кГц с частотным шагом 1 кГц. Полученные аудиограммы костно-тканевой проводимости корректировались с учетом АЧХ вибратора и обрабатывались на персональном компьютере IBM PC-401.

Анализ полученных аудиограмм показал, что по возрастному показателю все данные можно условно разделить на две группы — норму и патологию с разницей средних уровней порогов аудиограмм 15...20 дБ.

В группе «норма» у всех 14 испытуемых на индивидуальных аудиограммах, снятых со лба, темени и затылка, наблюдается смещение частотных максимумов.

В табл. 9 приводятся значения частотных максимумов трех аудиограмм со лба, темени и затылка для каждого из испытуемых в возрасте 25–55 лет.

Таблица 9

Частотные максимумы на индивидуальных аудиограммах со лба, темени и затылка у испытуемых в норме, кГц

Порядковый номер испытуемого	Область наложения вибратора														
	Затылок					Лоб					Темя				
	Порядковый номер частотного максимума														
	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
1	5	7	10	13	15,5	5	8	10,5	—	16	5	8,5	11	15	18
2	4	7	10,5	—	—	4	6	8,5	13	—	4	9	11	14	16
3	6	9	—	13	—	5	9	—	—	—	5	7	10	12	14
4	4	6	11	—	—	4	—	9	11	—	—	9	—	—	—
5	4	6	10	—	—	6	6,5	9	—	—	6	—	11	—	—
6	4	6	—	—	—	4	6	8	—	—	4	6	8	—	—
7	4	6	10	13	—	4	6	—	—	—	4	8	11	—	—
8	4	7,5	10,5	—	—	4	—	—	—	—	4	7,5	—	13	—
9	4	9	—	—	—	—	9	—	—	—	4	8	11	—	—
10	6	8	—	—	—	4	8	—	—	—	4	6	9	—	—
11	5	8	11	—	—	4	6	8	11	—	6	9	12	—	—
12	5	7	10	—	—	4	6	10	—	—	4	6	9	—	—
13	5	8	12	13	—	4	7	13	—	—	5	—	—	13	—
14	4	6	8	10	—	4	6	8	11	—	4	6	10	—	—

По данным табл. 9 можно проследить также смещение частотных максимумов индивидуальных аудиограмм друг относительно друга для каждой из точек наложения вибратора. В табл. 10 представлены частотные области, в пределах которых изменяются частотные максимумы для трех точек наложения вибратора.

Результаты аудиометрических исследований в группе «патология», состоящей из 10 испытуемых в возрасте 24–64 лет, представлены в табл. 11 и 12.

Таблица 10

Пределы смещения частотных максимумов на аудиограммах со лба, темени и затылка у испытуемых в норме, кГц

Порядковый номер частотного максимума	Пределы смещения частотных максимумов		
	Область наложения вибратора		
	Затылок	Темя	Лоб
1	4...6	4...5	4...6
2	6...9	6...9	6...9
3	8...12	8...13	8...12
4	10...13	11...13	12...15
5	0	0	14...18

Таблица 11

Частотные максимумы на индивидуальных аудиограммах со лба, темени и затылка у испытуемых в патологии, кГц

Порядковый номер испытуемого	Область наложения вибратора														
	Затылок					Лоб					Темя				
	Порядковый номер частотного максимума														
	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5	1	2	3	4	5
1	4	6,5	9	—	—	5	7	10	—	—	5	7	11	15,5	—
2	—	7	11	13	15	6	—	—	14	—	4	7	10	14	17
3	5	7	10	—	15	5	7	9	11	15	5	7	10	13	15
4	4,5	7,5	—	—	—	5	7	—	—	—	4	8	—	—	—
5	5	—	—	—	—	4	6	—	—	—	5	8	12	—	—
6	4	6,5	10	—	—	—	—	—	—	—	Данные отсутствуют				
7	5	7	9	—	—	5	7	9	—	—	4	7	10	12	—
8	4	—	—	—	—	4	6	—	—	—	4	6	—	—	—
9	5	6	8,5	—	—	—	8	—	—	—	4	7	9	—	—
10	4	8	10	—	—	4	8	10	—	—	—	8	10	—	—

Таблица 12

Пределы смещения частотных максимумов на аудиограммах со лба, темени и затылка у испытуемых в патологии, кГц

Порядковый номер частотного максимума	Пределы смещения частотных максимумов		
	Область наложения вибратора		
	Затылок	Темя	Лоб
1	4...5	4...6	4...5
2	6...8	6...8	6...8
3	8,5...11	9...10	9...12
4	0	11...14	12...15,5
5	0	0	15...17

На рис. 54, 55 в качестве примера приводятся индивидуальные аудиограммы двух испытуемых, полученные на персональном компьютере IBM PC-401 после обработки исходных данных.

Результаты этих исследований представлены в работах [101, 122].

Моделью рассмотренной многомодовой системы с негармоничным и немонотонным рядом резонансных частот может служить электродинамический излучатель.

Коэффициент преобразования подводимой электрической энергии излучателем в акустическую различен на разных частотах, что проявляется на его АЧХ в виде «пиков» и «провалов» [128], свидетельствующих о наличии нескольких резонансных частот и являющихся результатом запасенной энергии при действии импульса в массах подвижной системы, подвеса, воздушного объема, толкаемого диффузором и т. д. То есть такая система как излучатель может служить примером системы связанных колебательных контуров, настроенных на разные частоты.

В ранних работах по изучению механизма радиозвука [202] указывалось на возможность возникновения слухового ощущения у человека при облучении импульсами ЭМИ за счет возбуждения в тканях головы механических колебаний и их дальнейшего проведения на основную мембрану улитки костным путем.

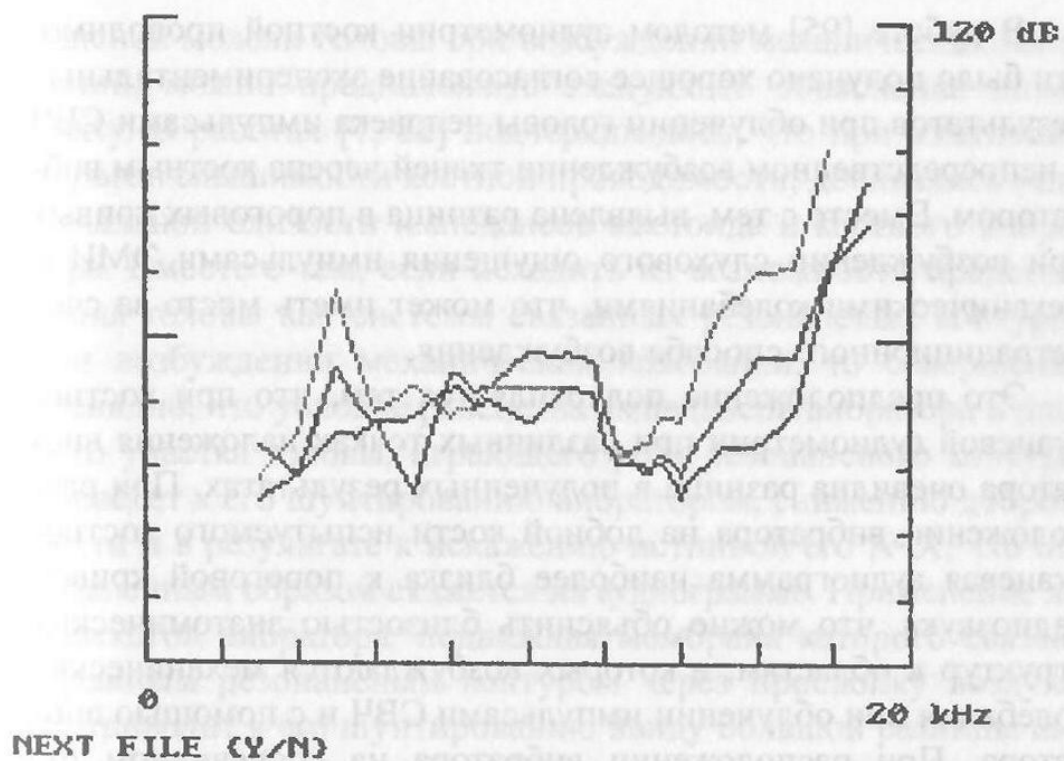


Рис. 54. Обработанные аудиограммы испытуемого №1

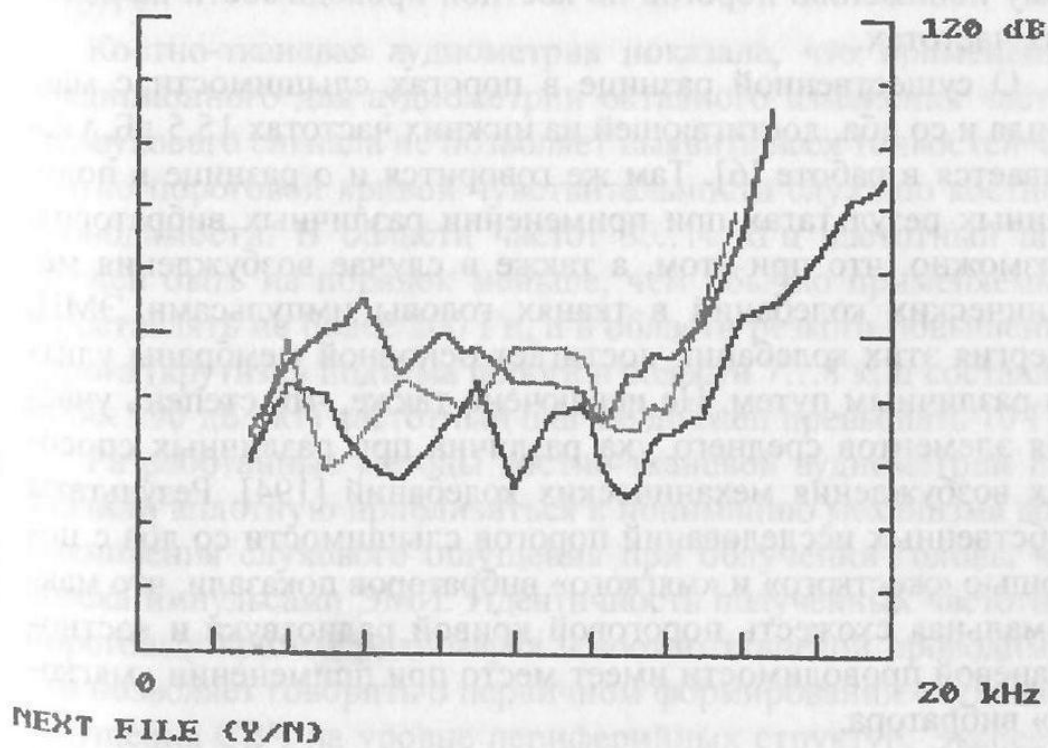


Рис. 55. Обработанные аудиограммы испытуемого №2

В работе [95] методом аудиометрии костной проводимости было получено хорошее согласование экспериментальных результатов при облучении головы человека импульсами СВЧ и непосредственном возбуждении тканей черепа костным вибратором. Вместе с тем, выявлена разница в пороговых кривых при возбуждении слухового ощущения импульсами ЭМИ и механическими колебаниями, что может иметь место за счет нетрадиционного способа возбуждения.

Это предположение подкрепляется тем, что при костно-тканевой аудиометрии при различных точках наложения вибратора очевидна разница в полученных результатах. При расположении вибратора на лобной кости испытуемого костно-тканевая аудиограмма наиболее близка к пороговой кривой радиозвука, что можно объяснить близостью анатомических структур к областям, в которых возбуждаются механические колебания при облучении импульсами СВЧ и с помощью вибратора. При расположении вибратора на сосцевидном отростке, который практически не захватывается при проникновении энергии СВЧ в ткани головы, предполагаемая система резонаторов возбуждается иным путем, что и приводит к резкому понижению порогов по костной проводимости на высоких частотах.

О существенной разнице в порогах слышимости с мастоида и со лба, достигающей на нижних частотах 15,5 дБ, указывается в работе [6]. Там же говорится и о разнице в полученных результатах при применении различных вибраторов. Возможно, что при этом, а также в случае возбуждения механических колебаний в тканях головы импульсами ЭМИ, энергия этих колебаний достигает основной мембраны улитки различным путем. Не исключено также, что степень участия элементов среднего уха различна при различных способах возбуждения механических колебаний [194]. Результаты собственных исследований порогов слышимости со лба с помощью «жесткого» и «мягкого» вибраторов показали, что максимальная схожесть пороговой кривой радиозвука и костно-тканевой проводимости имеет место при применении «мягкого» вибратора.

В соответствии с последними полученными результатами собственных исследований и концепции многомодовой резо-

нансной модели головы при возбуждении механических колебаний, можно предположить следующее объяснение этому факту. В работах [7, 82] подчеркивалось, что при изменении порогов слышимости костной проводимости, добивались максимальной близости импедансов мастоида и костного вибратора. Вместе с тем, если исходить из возможности представления головы как системы связанных резонансных контуров при возбуждении механических колебаний, то совершенно очевидно, что условие равенства импедансов вибратора и данного участка головы, играющего роль резонансного контура, приведет к его шунтированию вибратором, снижению добротности и в результате к искажению истинной его АЧХ, что определенным образом скажется на аудиограмме. Применение же «мягкого» вибратора, подвижная мембрана которого связана с данным резонансным контуром через прослойку воздуха, не приводит к его шунтированию ввиду большой разницы импедансов ткани и воздуха. Тем самым условия возбуждения механических колебаний в тканях головы с помощью «мягкого» вибратора и импульсами ЭМИ приближены и в результате получаемые в этих условиях аудиограммы более близки друг к другу.

Костно-тканевая аудиометрия показала, что применение традиционного для аудиометрии октавного изменения частоты звукового сигнала не позволяет выявить всех тонкостей частотно-пороговой кривой чувствительности слуха по костной проводимости. В области частот 3...11 кГц частотный шаг должен быть на порядок меньше, чем обычно применяемый и составлять не более 200 Гц, а в области резкого повышения порога (крутизна подъема порога в области 7...8 кГц составляет 60...90 дБ/окт) частотный шаг не должен превышать 10 Гц.

Разработанные методы костно-тканевой аудиометрии позволили вплотную приблизиться к пониманию механизма возникновения слухового ощущения при облучении головы человека импульсами ЭМИ. Идентичность полученных частотно-пороговых кривых радиозвука и костно-тканевой проводимости позволяет говорить о первичном формировании слухового ощущения СВЧ на уровне периферийных структур. Экспериментальная проверка возможности получения акустических аналогов радиозвука показала идентичность слуховых ощущение-

ний при непосредственном возбуждении тканей черепа с помощью костного вибратора и импульсами ЭМИ.

Наиболее значимым результатом является впервые обнаруженная область резкого повышения порога костной проводимости в пределах частот 6...9 кГц внешнего стимула, коррелирующая с частотой механического резонанса головы и определяемая ее размерами.

Таким образом, экспериментально подтверждено высказанное ранее соображение об акустической природе радиозвука [92] и впервые обнаружена характерная особенность костно-тканевой аудиограммы в области частот, центральная частота которой может оцениваться соотношением $c/2a$.

Результаты экспериментов по возбуждению механических колебаний в ограниченных объемах различной конфигурации импульсами ЭМИ СВЧ показали, что моды возбужденных в жидкостных системах механических колебаний представляют собой классическую картину. Одновременно, доступность регистрации параметров возбужденных в жидкости механических колебаний при широкой вариабельности параметров импульсного ЭМИ СВЧ практически не накладывает никаких ограничений на длительность эксперимента, что является большим достоинством по сравнению с натурными экспериментами. С другой стороны, при возбуждении механических колебаний в жидкостных объемах снимается вопрос о предельно допустимых уровнях мощности импульсов ЭМИ СВЧ, что позволяет повысить точность измерения, что невозможно в натурном эксперименте, не говоря о субъективной оценке величин наблюдаемых параметров эффекта добровольцами.

Используемые в эксперименте жидкостные объемы как цилиндрические, так и сферические позволяют оперировать с параметрами возбужденных механических колебаний аналогичными наблюдаемым в натурном эксперименте, что принципиально важно с точки зрения идентификации отмечаемых зависимостей.

Возможность инструментального обмера параметров возбуждаемых в жидкостных моделях механических колебаний, их визуализация и восприятие «на слух» показали принципиальную возможность моделирования эффекта радиозвука с помощью физических моделей благодаря идентичности экс-

периментальных результатов субъективной оценке воспринимаемого радиозвука испытуемыми.

Полученные аналогичные зависимости высоты тона возбуждаемых механических колебаний от параметров импульсов СВЧ в модельном и натурном экспериментах позволяют говорить о едином механизме возникновения как низкочастотного, так и высокочастотного звукового ощущения, связанного с интерференцией звуковых колебаний, возбуждаемых фронтами теплового импульса.

Можно прийти к заключению, что в случае костно-тканевой проводимости аудиограмма может быть описана интегральной АЧХ резонансных контуров, представленных анатомическими структурами головы. Выделение огибающей при облучении головы человека и животных импульсами неионизирующей радиации при частоте несущей, превышающей ВЧГС на несколько порядков, говорит о неадекватном механизме восприятия информации, вместе с тем и о принципиальной возможности передачи информации человеку или животному на расстоянии без применения технических средств приема.

Идентичность результатов в модельных и натуральных экспериментах при облучении импульсным ЭМИ, а также идентичность слуховых ощущений, возникающих при облучении головы человека с помощью ЭМИ и непосредственном возбуждении тканей головы костным вибратором показали не только принципиальную возможность моделирования слуховых ощущений с помощью вводимых извне механических колебаний, безопасных для человека, но и правомерность переноса получаемых при этом результатов на условия облучения импульсным ЭМИ. Тем самым, метод физического моделирования радиозвука его акустическими аналогами позволяет прогнозировать характер слуховых ощущений у человека импульсным ЭМИ.

Вопрос о возможности участия нейронных структур в формировании одного из «типов» радиозвука за счет непосредственного воздействия на них ЭМИ практически может быть снят полученными результатами аудиометрии по костной проводимости. Если предположить, что действие импульсного ЭМИ способно вызывать изменение спонтанной активности

нейронов, то это должно было бы проявиться в изменении высоты тона воспринимаемого радиозвука и его интенсивности в ходе облучения за счет нагрева тканей. Однако ни в одной из работ, посвященных описанию результатов натуральных экспериментов, подобное явление не отмечено. Более того, в работе [11] отмечается, что при действии ЭМИ очень малых доз, модулированного частотами 16 и 100 Гц, на спонтанную электрическую активность идентифицированного нейрона прудовика регистрируемые изменения частоты разрядов отмечаются лишь к 2–5 минуте облучения. По субъективной же оценке, радиозвук возникает мгновенно при включении ЭМИ.

Непосредственное действие механических колебаний вибратора на нейронные структуры может также быть исключено. Авторы работы [15] отмечают, что при действии фокусированного ультразвука на структуры среднего мозга лягушки никаких изменений микрофонных потенциалов саккулюса не отмечается вплоть до интенсивностей порядка 240 Вт/см^2 . Причем регистрировались электрические ответы на звук до, в процессе и после воздействия ультразвука, сфокусированного в зону 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^2 в центре фокальной области, причем для определенных структур. Величина, интенсивностей для возбуждения рецепторов слухового лабиринта животных и человека составляет менее $1 \text{ Вт} \cdot \text{см}^{-2}$, для возбуждения нервных окончаний слухового нерва в условиях повреждения гидродинамической системы лабиринта или разрушения рецепторных клеток — $80 \dots 120 \text{ Вт} \cdot \text{см}^{-2}$ [15]. В натурном же эксперименте порядок величины волны давления оценивается $10^{-2} \text{ дин} \cdot \text{см}^{-2}$.

Таким образом, данные результатов психофизических и электрофизиологических исследований показали, что формирование частотно-пороговых кривых человека и животных при костно-тканевой проводимости в первую очередь может быть связано с резонансными свойствами анатомических структур головы, в частности, костями черепа и воздушными полостями, образующими многомодовую резонансную систему с сильной связью контуров.

4.4. Концепция двухконтурной резонансной модели радиозвука

Для описания физических характеристик анатомических структур головы и их взаимодействий при возбуждении механических колебаний в терминах и категориях четырехплюсников мы будем оперировать с зеркальным отображением пороговой кривой радиозвука (рис. 5), т. е. будем рассматривать кривую громкости радиозвука.

Исходя из рассмотренной в п. 4.3 концепции многоконтурной резонансной системы, кривую уровня громкости радиозвука можно представить в виде АЧХ некоей сложной резонансной системы. При этом АЧХ имеет два частотных максимума, которые можно рассматривать как механические резонансы тканей черепа, имеющие место при частоте следования импульсов равной частоте собственных колебаний различных резонаторов.

Формирование такой АЧХ может быть реализовано следующими способами:

1. Наличием одного резонансного контура, работающего на основной частоте и субгармонике.
2. Наличием двух резонансных контуров с отношением частот резонанса 1:2. При этом связь между резонансными контурами слабая.
3. Наличием двух контуров с равными резонансными частотами с сильной связью.

Анализ пороговой кривой радиозвука по длительности импульсов показывает, что если за частоту резонанса принять частоту равную 10 кГц, то максимум порога на этой кривой должен был бы соответствовать длительности импульса, равной периоду возбужденных механических колебаний, т. е. 100 мкс. Между тем, из графика видно (рис. 10), что максимум порога смещен к 120 мкс, т. е. значение резонансной частоты ближе к 8 кГц. То же можно сказать о минимуме порога на этой кривой, соответствующей длительности импульса 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 резонанса на этой частоте.

Примерное соответствие резонансных частот жидкостных моделей в модельных экспериментах (гл. III) предполагаемой частоте механического резонанса головы создает определенные удобства при постановке эксперимента. Вместе с тем, как уже отмечалось выше, несмотря на адекватность некоторых результатов, полученных в натуральных и модельных экспериментах, эффект радиозвука не объясняется одноконтурной резонансной моделью.

Анализ амплитудных зависимостей звукового давления в диапазоне применяемых частот следования импульсов СВЧ показал, что при частоте резонанса столбика жидкости равной 10 кГц отношение амплитуд звукового давления на частотах следования импульсов 5 и 10 кГц в модельном эксперименте существенно больше, чем для этих же значений частот на пороговой кривой радиозвука. При этом частота 5 кГц рассматривается как субгармоника резонансной частоты равной 10 кГц для модели. Крутой (до нескольких сотен дБ/окт) спад амплитуды звукового давления на частоте следования импульсов равной 7,5...8 кГц можно объяснить наличием высокой добротности всех применяемых в эксперименте моделей, как цилиндрических, так и сферических, значение которой варьирует в пределах 50...500. 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 применяемыми в экспериментах жидкостями — 0,1М раствор NaCl и этанол.

Определим более строго добротность акустического резонатора, пользуясь участком кривой громкости радиозвука как АЧХ резонансного контура с максимальным значением коэффициента передачи сигнала на частоте 10 кГц (частоте резонанса этого участка). Воспользуемся известным соотношением [60]:

$$X = \frac{K}{K_0} = \frac{1}{\sqrt{1 + Q^2 (\omega/\omega_0 - \omega_0/\omega)^2}},$$

где K — коэффициент усиления колебательного контура на частоте ω ; K_0 — коэффициент усиления колебательного контура на резонансной частоте ω_0 ; Q — добротность.

Предполагая, что точка наименьшего порога на пороговой кривой радиозвука соответствует значению $X = 1$, т. е. в этой точке имеет место резонанс, определим добротность такого колебательного контура. Для выбранных значений $\omega_0 = 10$ кГц и $\omega = 13$ кГц $X = 0,55$. Соответственно, из выражения для доб-

ротности $Q^2 = \frac{1 - X^2(\omega/\omega_0)^2}{X^2[1 - (\omega/\omega_0)^2]^2}$ получаем $Q = 2,3$. Если при этом

считать, что значение частоты следования импульсов равное 5 кГц соответствует субгармонике, то с учетом полученного значения добротности эквивалентного контура, отношение амплитуд сигналов на частоте резонанса и на частоте первой субгармоники должно составлять 1,8 дБ. Между тем видно, что это соотношение находится в пределах 4 дБ.

В [15] для головы дельфина как для колебательной системы с сосредоточенными параметрами приводимое значение добротности составляет 2...3, что хорошо согласуется с полученным результатом. С другой стороны, крутизна повышения порога на пороговой кривой радиозвука в области частот 7,5...8 кГц составляет 60...90 дБ/окт, что свидетельствует о высокой добротности рассматриваемой резонансной системы.

Предложенное в работе [82] значение резонансной частоты для одноконтурной однородной модели, определяемой соотношением $0,72c/a$ в случае закрепленной поверхности и $0,5c/a$ в случае свободной поверхности охватывает диапазон частот 7,5...10 кГц для головы взрослого человека, если при этом рассматривается сферический резонатор, состоящий из мягких тканей, для которых значение скорости звука примерно равно $1,5 \cdot 10^5$ см·с⁻¹. При этом вопрос о возможности резонанса сферической оболочки, состоящей из твердых тканей, не рассматривается.

Собственные колебания однородного сферического объема определяются общим уравнением звуковых волн [55]:

$$\nabla^2 \varphi + K^2 \varphi = 0$$

удовлетворяющего на стенках сферы условию

$$\frac{\partial \varphi}{\partial n} = 0,$$

т. е. при отсутствии нормальной компоненты скорости на границе, что соответствует абсолютно жесткой стенке. Здесь φ —

потенциал скорости; ∇ — оператор Лапласа; $K = \frac{2\pi f}{c}$, где f — частота; c — скорость звука.

Решение общего уравнения звуковых волн при $\frac{\partial \varphi}{\partial n} = 0$ возможно лишь для определенных значений K , т. е. в сфере могут возбуждаться лишь определенные типы колебаний [55]. В случае радиально симметричных колебаний (пульсирующая сфера) значение потенциала скорости определяется выражением

$$\varphi = c \frac{\sin kr}{r}.$$

Условие $\frac{\partial \varphi}{\partial n} = 0$ требует равенства $\frac{\partial \varphi}{\partial r} = 0$ при $r = a$, где a — радиус полости. Отсюда получаем трансцендентное уравнение $\operatorname{tg} Ka = Ka$, корни которого определяют собственные частоты колеблющейся сферы.

Приближенно $ka = \left(m + \frac{1}{2}\right)\pi$, где $m = 1, 2, 3, \dots$ откуда значения резонансных частот будут определяться соотношением $f_n = A_n \frac{c}{2a}$, где $A_n = 1,4303; 2,4590; 3,4709$ — значения первых трех корней трансцендентного уравнения. При осциллирующей сфере потенциал скорости задается соотношением $\varphi = C \frac{\partial}{\partial r} \left(\frac{\sin kr}{r} \right) \cos \theta$, что приводит к другому набору нормальных колебаний в сфере. Для выполнения условия $\frac{\partial \varphi}{\partial r} = 0$ при $r = a$ необходимо выполнение равенства

$$\operatorname{tg} ka = \frac{2ka}{2 - k^2 a^2}.$$

При этом значения собственных частот определяются зависимостью $f_m = B_m \frac{c}{2a}$, где B_m — значения нескольких первых корней, асимптотически стремящихся к виду $m\pi - B_m = 0,6625; 1,891; 2,930; 3,948; 4,959$.

Сравнение значений частот f_n и f_m для сферы с $a = 5$ см и экспериментально полученного ряда частот для сферы такого же радиуса показывает, что в реальных условиях реализо-

вать в «чистом виде» тот или иной рассмотренный случай закрепленной сферы не удастся. Оба набора значений частот f_n и f_m не содержат компоненты с значениями $A_n = 1$ и $B_m = 1$, присутствующей в экспериментально полученном ряду частот для сферы с высокой добротностью и описываемой соотношением $c/2a$ [98].

По мере понижения добротности сфер в регистрируемых спектрах отмечаются компоненты f_n и f_m с значениями коэффициентов $A_n \approx 1,44$ и $B_m \approx 0,66$ (см. рис. 11–14). Причем в зависимости от граничных условий, т. е. для различных соотношений ρc воздуха, материала сферы и жидкости, может быть реализована та или иная модель.

Исходя из полученных данных можно предположить, что как в натурном, так и в модельном экспериментах реализуются граничные условия, при которых степень закрепления поверхности облучаемого объекта представляет промежуточный случай между свободной и закрепленной границами, приводящий к возбуждению в объекте механических колебаний с резонансной частотой, определяемой соотношением $f_p = c/2a$ и формированию волнового вибратора.

Приводимый в [55] случай сферы с жесткими стенками удобен с точки зрения простоты привлекаемого математического аппарата. В реальной ситуации абсолютно жесткой стенки не существует, так как это исключило бы всякую возможность излучения, что и подтверждено здесь в эксперименте.

Таким образом, голову человека при возбуждении в ее тканях механических колебаний можно рассматривать как очень слабо нагружаемый внешней средой акустический волновый резонатор.

Во всех работах [94, 95, 202], посвященных исследованиям того или иного механизма радиозвука, авторами обсуждаются вопросы касающиеся резонансных свойств головы как акустического резонатора. То есть тем самым в неявной форме обсуждается вопрос об уровне звукового ощущения в зависимости от частоты следования импульсов.

В данном случае рабочей гипотезой является процесс активации улитки органа слуха механическими колебаниями, возбужденными в тканях, амплитуда которых имеет частотную зависимость. В эквивалентном акустическом резонаторе

при возбуждении механических колебаний в жидкости тепловым импульсом амплитуда колебаний при постоянной пиковой мощности в импульсе зависит от частоты следования импульсов. Поскольку эквивалентный акустический резонатор представляет собой линейную систему, она может быть описана дифференциальным уравнением n -го порядка с постоянными коэффициентами

$$a_n \frac{d^n y}{dt^n} + a_{n-1} \frac{d^{n-1} y}{dt^{n-1}} + \dots + a_1 \frac{dy}{dt} + a_0 y = X(t),$$

решение которого по методу интеграла Фурье дается в виде

$$y(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} k(\omega) S_k e^{j\omega t} d\omega,$$

где $K(\omega)$ есть отношение комплексных амплитуд на выходе и на входе системы при синусоидальном сигнале.

При импульсном возбуждении линейной системы

$$k(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} g(t) e^{-j\omega t} dt,$$

где $g(t)$ — отклик линейной системы на единичный импульс.

Таким образом, комплексная частотная характеристика линейной системы есть спектр временной характеристики системы. Следовательно, при возбуждении акустического резонатора короткими импульсами получаем частотную характеристику в виде огибающей амплитуд возбужденных механических колебаний для различной частоты следования импульсов. При постоянной частоте следования импульсов частотную характеристику получаем в виде линейчатого спектра, огибающая спектральных компонент при этом и есть АЧХ системы.

В соответствии с рабочей гипотезой зеркальное отображение пороговой кривой радиозвука соответствует АЧХ некоей частотно-избирательной системы, которая и определяет спектр частот воспринимаемого человеком слухового ощущения при ее возбуждении тепловыми импульсами, формируемыми в тканях головы при поглощении в них энергии импульсов СВЧ.

Погрешности, привносимые при анализе линейных систем методом интеграла Фурье, связаны с тем, что при возбужде-

нии линейной системы прямоугольными импульсами, спектр такой периодической функции с периодом T определяется формулой [112]:

$$C_k = \frac{1}{T} \int_{-T/2}^{+T/2} e^{-j2\pi k t_n / T} f(t) dt,$$

причем значения $C_k T$ лежат на кривой S_0 , определяющей спектр одиночного импульса и изменяющейся по закону $\frac{\sin X}{X}$ [112]. Следовательно, амплитуда спектральных компонент импульсной последовательности меняется при изменении параметров самой последовательности.

Распределение амплитуд спектральных компонент, выполненное на ЭВМ «Искра-226» показало, что для наиболее типичных при исследованиях радиозвука параметров импульсной последовательности, привносимая при построении пороговой кривой погрешность не превышает 7% в пределах 14 кГц.

При применении метода интеграла Фурье для одноконтурной концепции радиозвука пороговая кривая этого эффекта должна была бы иметь классический вид одногорбой кривой с частотой резонанса, определяемой соотношением $c/2a$ и равной в среднем 8 кГц в зависимости от размера головы, что не соответствует зеркальному отображению экспериментально полученной пороговой кривой радиозвука. Именно на ожидаемой частоте резонанса значение порога чувствительности слуха резко возрастает, что соответствует такому же резкому снижению амплитуды сигнала на АЧХ колебательной системы.

Таким образом, ни полученный ранее экспериментальный материал на сферических жидкостных моделях, ни спектральный анализ не позволяют принять концепцию одноконтурной резонансной модели радиозвука.

Возможность существования двух акустических резонаторов с резонансными частотами f и $2f$ со слабой связью трудно предположить во-первых, как уже говорилось, из-за близости акустических сопротивлений всех биологических структур. Во-вторых, анализ анатомических структур головы человека не позволяет выделить некую ее область в качестве второго резонатора с частотой резонанса вдвое большей, чем у головы в целом.

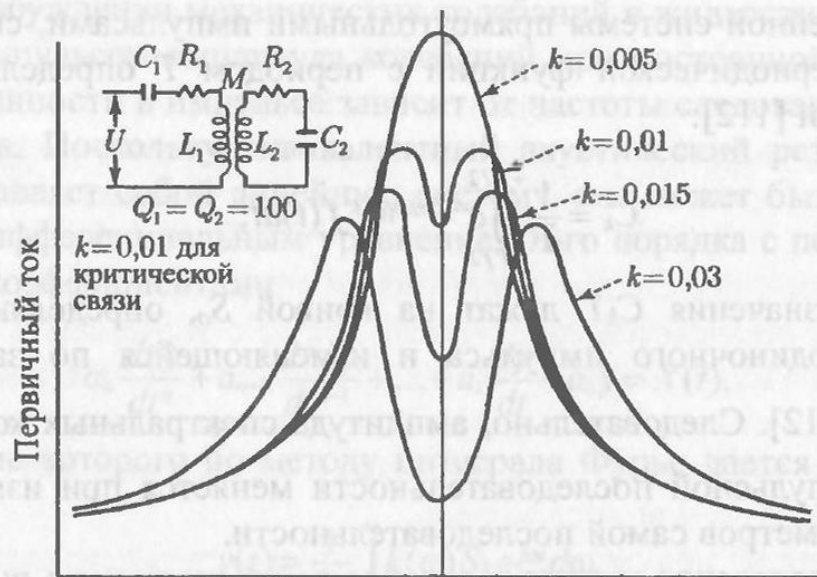


Рис. 56. (заимствовано из [85]). Семейство АЧХ двух связанных контуров с равной добротностью и разными значениями коэффициента связи

Рассмотрим систему 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. 56 [85] приводится семейство АЧХ двух связанных контуров с равной добротностью и разными значениями коэффициента связи. Как видно из рисунка, при сильной связи, т. е. при $K > K_{кр}$ АЧХ имеет два частотных максимума, называемых частотами связи и определяемых соотношением

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

где K — фактический коэффициент связи; $K_{кр}$ — критический коэффициент связи, определяемый соотношением $K_{кр} = \frac{1}{\sqrt{Q_1 \cdot Q_2}}$, Q_1 и Q_2 — добротности резонансных контуров.

Если возбудить систему из двух связанных контуров со степенью связи выше критической коротким импульсом, то в этой системе возникнут свободные затухающие колебания с двумя различными частотами, близкими к частотам связи

f_1 и f_2 . В результате переходных процессов в такой системе возникают также биения, которые длятся и после снятия внешнего возбуждения. Таким образом, частотный спектр колебаний, генерируемый самой 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 на уровне 0,707 более, чем в три раза шире, чем у одиночного контура с равной добротностью, т. е. $\Delta f_{2K} = 3,1f/Q$, где f и Q — частота резонанса и добротность одиночного контура. При дальнейшем увеличении коэффициента связи между резонансными контурами передача сигнала на частоте резонанса уменьшается 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 $K > K_{кр}$ с кривой громкости радиозвука приводит к допущению 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, а соответственно и кривой громкости радиозвука, трактуемой как АЧХ двухконтурной колебательной системы, является результатом наличия двух связанных контуров с различной добротностью и различным значением резонансных частот [85].

Для доказательства возможности существования двухконтурной системы, объясняющей эффект радиозвука, оценка добротности обоих контуров имеет первостепенное значение. В большей степени это касается определения величины коэффициента связи. Оценку этой характеристики произведем на основе сведений об амплитудно-частотных свойствах органов слуха и пороговой кривой радиозвука.

Предварительно необходимо рассмотреть вопрос о возможности той или иной структуры головы человека способной играть роль эквивалентного второго контура. В качестве первого контура взята резонансная модель Дж. Лина с частотой резонанса $f_{\text{РЕЗ}} = c/2a$. 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 с значением скорости звука равным или близким этой же величине для большего объема и имеющего частоту, равную частоте большего объема. 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. При этом значение резонансной частоты структуры определяется не ее геометрическими размерами, а наличием определенной специфики.

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 весь поглощающий электромагнитную энергию объем в целом.

Анализ литературы показывает, что в качестве структуры, отвечающей одному из этих требований, могут быть выделены, по крайней мере, две анатомические структуры черепа — улитка органа слуха и лобные пазухи. Улитка органа слуха характеризуется переменным значением модуля упругости по длине. Учитывая, что скорость звука определяется соотношением

$C = \sqrt{\frac{\mu}{\rho}}$, где μ — модуль упругости; ρ — плотность,

и то обстоятельство, что податливость мембраны улитки (величина обратная модулю упругости) вдоль ее длины меняется в 100...1000 раз [65], можно в пределах довольно малого размера улитки (длина порядка 35 мм) получить точки со значением скорости звука, резко отличающимся от значения этой

же величины для остальных тканей мозга. Если в качестве второго резонатора рассматривать некие воздушные полости, для которых значение скорости звука почти в 4 раза меньше, чем для биологических тканей ($0,33 \cdot 10^5 \text{ см} \cdot \text{с}^{-1}$), то при равных резонансных частотах головы взрослого человека и воздушной полости, радиус воздушной полости составит примерно 2,2 см, что близко к размеру лобных пазух.

Из современных представлений об амплитудно-частотных свойствах улитки органа слуха следует, что при подаче на нее моночастотного сигнала точка локализации смещения обладает характерической частотой, а отклик самой точки локализации смещения позволяет представить ее в качестве колебательного контура.

Используя это положение, в качестве второго колебательного контура, принимающего участие в формировании слухового образа при облучении головы человека импульсами СВЧ, можно выдвинуть улитку органа слуха с точками локализации смещения на основной мембране с характеристическими частотами f_1 и f_2 . При близких значениях импедансов тканей черепа и улитки волна давления, возбужденная импульсом СВЧ в тканях черепа, без особых отражений достигнет улитки. Таким образом, можно считать, что ткани черепа в совокупности представляющие первый резонатор и область улитки, откликающаяся на периодическую волну давления, как второй резонатор, достаточно сильно связаны.

Поскольку улитка органа слуха является последним звеном, передающим и формирующим смещения с определенными амплитудно-частотными свойствами, т. е. является местом точек съема информации, мы должны предположить, в случае возбуждения в тканях черепа ударных акустических волн, наличие двух точек локализации смещений. При этом мы 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 $f_{\text{рез}}$, т. е. на частоте возбужденных в тканях черепа ударных колебаний.

По данным [65] добротность амплитудно-частотных характеристик улитковой перегородки изменяется в пределах 1...6 при перемещении точки наблюдения от апикальной к

базальной части улитки. Построив график линейной зависимости добротности точек локализации смещений от частоты получаем, что эквивалентный контур улитки органа слуха на частоте резонанса головы будет иметь добротность порядка 2,5. Добротность первого контура определим также из пороговой кривой радиозвука.

Ранее, при расчете добротности головы как акустического резонатора мы исходили из предположения о наличии одиночного резонансного контура. При двухконтурной системе, когда второй контур на частоте резонанса шунтирует первый контур, добротность первого контура должна характеризоваться параметрами первого горба на пороговой кривой радиозвука.

Пользуясь тем же соотношением для определения добротности

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

при условии $X_{\text{МАКС}} = 1$ для $f = f_{\text{РЕЗ}}$ причем в точке $f = f_{\text{РЕЗ}}$, $f_{\text{РЕЗ}} = 1$, из пороговой кривой радиозвука для точек $f_{p1} = 5,5$ кГц и $f = 1$ кГц (выбирается произвольно) находим, что амплитуда колебаний в этой точке на (6,8...1,4) дБ меньше, чем в точке $f = f_{\text{РЕЗ}}$, т. е. $X = 0,53$. При этом, $f = 0,18$ ($f_p = 1$). Подставляя значение этих величин в выражение для добротности контура, получаем значение этой величины для первого контура равное 1,8. Подставляя найденные значения добротностей обоих контуров в выражение для $K_{\text{КР}}$, получаем $K_{\text{КР}} = 0,46$.

Эти данные опубликованы в работе [95, 97]. Вопросы, связанные с влиянием добротности головы как резонатора на ход пороговой кривой радиозвука, рассмотрены также в [113].

Поскольку в рассматриваемой нами системе связанных контуров значения добротностей контуров невелики, то частоты связи будут определяться соотношениями [85]:

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

При значениях $f_1 = 5,5$ кГц, $f_2 = 11,3$ кГц и $f_p = 7,4$ кГц полученных из пороговой кривой радиозвука (рис. 9), получаем значение коэффициента связи близкое к 0,6.

Таким образом, условие $K > K_{кр}$ для рассматриваемой системы контуров выполняется. Тем самым предположение о величине коэффициента связи между контурами выше критической и меньшей добротности первого контура можно считать правомерным.

Приведенная оценка величин добротностей контуров и их коэффициента связи естественно возможна при определенных допущениях и отражает лишь формальную сторону явлений, необходимую для демонстрации предлагаемого здесь методического подхода к изучению самого механизма этих явлений. Отсутствие не просто некоторых данных, но окончательно сформировавшихся представлений о механизмах слуха не позволяет проводить детальный и полный расчет эквивалентных параметров таких контуров. Так, например, по современным представлениям, упругость основной мембраны вдоль ее длины может меняться в пределах $10^2 \dots 10^3$, что приводит к допускаемому изменению скорости звука в улитке 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. И с этой точки зрения, видимо, следует считать первостепенным соблюдение основных физических законов при формальном переносе физических понятий на физиологические структуры.

Анализ участков пороговой кривой радиозвука и костно-тканевой аудиограммы с помощью терминов и категорий четырехполюсников показал, что наиболее полное объяснение минимума передачи сигнала на частотах, коррелирующих с частотой механического резонанса головы, достигается путем привлечения представления о существовании двухконтурной резонансной системы с сильной связью контуров формируемой костно-тканевыми образованиями черепа. Формализованный расчет такой системы, состоящей из анатомических структур головы, описываемых характеристиками резонансных колебательных систем показал правомерность такого подхода для качественного объяснения механизма формирования

костно-тканевой аудиограммы. Выявленная с помощью «жесткого» вибратора более тонкая структура костно-тканевой аудиограммы предположительно может быть описана набором двухконтурных систем, образующих многомодовую (многорезонансную) колебательную систему.

С помощью двухконтурной резонансной модели поддается объяснению весьма интересный, но непонятный результат натуральных экспериментов, приводимый в работе [113]. При смене длительности импульсов ЭМИ по субъективной оценке испытуемых высокочастотное низкоинтенсивное слуховое ощущение сменялось весьма мощным радиозвуком, более низкочастотным. Авторы этой работы предполагают, что подобное явление связано с возможным участием нейронных структур за счет прямого их взаимодействия с импульсами ЭМИ.

Как уже было показано выше, полученное значение механического резонанса головы хорошо согласуется с данным пороговой кривой радиозвука по длительности импульсов, когда при значении длительности импульсов близкой к 120 мкс (величина периода колебаний близкой к 8 кГц) отмечается низкочастотный тон в натурном эксперименте, т. е. генерируются пачки колебаний с заполнением колебаниями с частотой близкой к 8 кГц и следующие с частотой, равной частоте импульсов СВЧ. При длительности импульсов равной 57...60 мкс, т. е. близкой к половине периода колебаний с частотой 8 кГц, наблюдается высокочастотный тон с частотой близкой к 8 кГц, так как при этом генерируются резонансные колебания, слабо затухающие в паузе между импульсами. Отмечаемое авторами работы [113] резкое подавление высокочастотного тона, по крайней мере, на 20 дБ при переходе с 60 мкс к 120 мкс можно объяснить сменой описанного характера возбуждаемых механических колебаний. При этом в соответствии с концепцией Схоутена, человек воспринимает частоту следования пачек колебаний.

Ослабление на частоте резонанса при возбуждении колебаний импульсами с длительностью порядка 60 мкс можно оценить величиной 18 дБ (при пролонгировании обеих ветвей пороговой кривой радиозвука до их слияния) относительно уровня сигнала на 10 кГц, принятого за точку отсчета. Относительно этого же уровня сигнал с частотой 800 Гц (часто

следования импульсов) ослаблен на 7,5 дБ. При разнице в 10,5 дБ резонансные колебания полностью маскированы сигналом, представляющим собой огибающую пачек затухающих резонансных колебаний при длительности импульсов равной 120 мкс и воспринимаемым испытуемым в виде низкочастотного звукового ощущения. То есть в данной ситуации реализуется резидуальный звук. В этих условиях увеличение длительности от 60 до 120 мкс действительно должно приводить к довольно резкой смене слабого высокочастотного ощущения низкочастотным.

Таким образом, резкое понижение порога низкочастотного тона на частоте следования импульсов 0,8 кГц (далекой от частоты резонанса) и повышение порога на частотах близких к 8 кГц (частота резонанса головы) по субъективной оценке испытуемых в натурном эксперименте можно объяснить наличием системы из двух резонансных контуров с начальными частотами резонанса близкими к 8 кГц, обеспечивающих существенное снижение коэффициента передачи амплитуды сигнала на частоте резонанса при связи между контурами выше критической.

4.5. Краткие выводы

1. С помощью разработанного метода аудиометрии костно-тканевой проводимости с малым частотным шагом вплоть до плавного изменения частоты тестирующего сигнала впервые обнаружена область резкого повышения порога, коррелирующая с частотой механического резонанса головы.

2. Показана идентичность пороговых кривых при возбуждении слухового ощущения импульсами СВЧ и непосредственно акустическим воздействием путем костного проведения звука, чем подтверждается предположение о формировании радиозвука на уровне периферийных структур.

3. Анатомическая организация головы человека, с физической точки зрения представляющая собой набор резонаторов с сильной связью, приводит к образованию многомодовой резонансной системы.

4. Субъективная оценка уровня воспринимаемого радиозвука и его частотного спектра методом нулевых биений есть

реализация метода интеграла Фурье в слуховом анализаторе, что подтверждается литературными данными по нейрофизиологии. Этот анализ показывает, что при возбуждении низко-добротной многомодовой системы такой, как голова человека импульсами ЭМИ, основной вклад в АЧХ такой системы внесут два резонатора с равными частотами резонанса и с сильной связью, что приводит к образованию двухконтурной резонансной системы.

5. При возбуждении в тканях головы человека и животных механических колебаний многомодовая резонансная система формирует интегральную АЧХ слуховой системы, определяет характер реакции слуховой системы на внешний стимул.

6. Результаты модельных экспериментов по облучению сферических жидкостных моделей и их сравнение с данными натуральных экспериментов позволяют рассматривать радиозвук как физическое явление, механизм которого может быть представлен процессами поглощения электромагнитной энергии импульсами СВЧ тканями головы, трансформацией ее в энергию механических колебаний и их проведение в улитку органа слуха костно-тканевым путем.

7. Рассмотренный механизм неадекватной стимуляции слухового аппарата импульсно-модулированным неионизирующим излучением (СВЧ, ультразвук) позволяет говорить о принципиальной возможности приема информации человеком и животным на расстоянии без применения технических средств приема.

Глава V

ФИЗИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ РАДИОЗВУКА МЕТОДОМ ЭЛЕКТРОННЫХ МОДЕЛЕЙ

Предложенная математическая двухконтурная резонансная модель радиозвука, построенная на представлении о термоупругом характере возбуждения резонансных механических колебаний в тканях головы, наиболее полно может быть проверена методом физических моделей.

Принципиальная возможность физического моделирования радиозвука опирается, в первую очередь, на экспериментальные данные по возбуждению акустических колебаний в жидких средах и биологических объектах под воздействием импульсов СВЧ [92, 94, 100].

5.1. Структура электронной модели

Основываясь на литературных данных [149, 152, 198, 199] о различных способах возбуждения мембранного потенциала, генерация которого возможна лишь при механическом смещении волосковых клеток [22, 23, 117], примем, что физическая модель должна содержать аналоги периферийных органов слуховой системы и анатомических структур головы, обуславливающих ее частотно-избирательные свойства.

Пороговые кривые радиозвука [234] для лиц с различной верхней границей слуха (ВЧГС) показывают, что физическая модель должна содержать фильтр низких частот с регулируемой верхней границей среза, а наклон этих кривых к оси абсцисс и стандартные аудиограммы могут быть использованы для оценки добротности модели. Последняя характеристика представляется наиболее важной, поскольку именно она должна определять границы воспринимаемого в натурном экспе-

рименте частотного диапазона и, как следствие, формирование слухового ощущения. По данным [50, 51, 61] основной вклад в обеспечение частотной селекции сигналов на периферии слуховой системы вносят механизмы улитки.

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

1. Резонансное возбуждение акустических колебаний в тканях головы за счет их термоупругого расширения при поглощении энергии импульса СВЧ излучения.

2. Формирование амплитудно-частотной характеристики воспринимаемого радиозвука амплитудно-частотными характеристиками периферии слуховой системы и связанных анатомических структур головы.

Исходя из этих положений, сформулированы основные требования, которым должна отвечать физическая модель радиозвука:

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

2. Наличие определенного соответствия элементов и отношений модели элементам и отношениям оригинала.

3. Адекватность терминов описания объекта и модели.

4. Высокая степень существования возможно большего количества общих свойств модели и оригинала.

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

Рассматриваемая физическая модель радиозвука не включает путей передачи, формирования и обработки сигнала в высших отделах. Однако поскольку периферия органа слуха включает дополнительное (после улитки органа слуха) обострение АЧХ слухового анализатора с помощью нейронных структур, то необходимо учитывать некоторую специфику, принятую при моделировании различных форм нервной деятельности — создание моделей, реализующих особо эффективные принципы нервной регуляции для нужд управления в технике — бионический аспект моделирования. Таким образом, вторая задача — бионическое моделирование — решается тем более путем доведения модели до технической rea-

лизации. В этом случае последовательность операций для успешного решения обеих задач может быть представлена следующей программой:

1. Исходные эксперименты, позволяющие сформулировать основные принципы построения модели.

2. Создание формализованной математической и технической модели изучаемой системы.

3. Исследование модели с помощью достаточно разнообразных входных сигналов с целью:

а) проверки правильности построения модели;

б) определения степени обобщения, достигнутой в модели;

в) уточнения параметров системы;

г) обнаружения на модели эффектов, еще не полученных в опыте.

4. Проверка эффектов, предсказанных с помощью модели, на натуре.

5. Уточнение модели на основе ее сравнения с объектом.

6. Переход к структурной модели системы путем экспериментального изучения отдельных элементов системы и связей (смена уровня рассмотрения).

По современным представлениям [61, 65] резонансная кривая в точке локализации смещения на улитке органа слуха имеет ассиметричную форму относительно частоты резонанса с крутизной спада в сторону высоких частот 90...150 дБ/окт для характеристических частот 5...7 кГц и крутизну подъема характеристик в области низких частот около 6 дБ/окт, а вблизи резонанса — 12 дБ/окт [189, 221].

В [65] указывается, что добротность колебательной системы, формирующей возбуждающее воздействие на рассматриваемый нейрон, равна 7...10.

Из экспериментальных данных [189, 239] следует, что рассматриваемая крутизна спадов амплитудно-частотной характеристики монотонно растет с увеличением характеристической частоты. Дополнительное обострение АЧХ происходит также при сильной связи контуров.

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 установки различной частоты среза верхней границы диапазона передаваемого сигнала.

Подъем и спад температуры тканей при импульсном облучении головы человека, т. е. формирование теплового импульса не может происходить с временами, равными длительности переднего и заднего фронтов облучающего импульса ввиду конечной величины теплопроводности ткани. В связи с этим, модель должна содержать также блок, выполняющий функцию затягивания фронтов импульса, возбуждающего колебания в модели, т. е. интегратор.

Чтобы модель радиозвука позволяла осуществлять постановку эксперимента по выявлению полосы воспринимаемых человеком частот, т. е. с привлечением метода нулевых биений, она должна содержать блоки с АЧХ близкими к таковым для слухового канала уха.

Таким образом, физическая модель радиозвука должна содержать следующие основные функциональные блоки, отражающие механизмы всего явления в целом:

1. Система связанных колебательных контуров с коэффициентом связи выше критической.
2. Интегратор.
3. Система обострения АЧХ.
4. Фильтр нижних частот с регулируемой верхней частотой среза.
5. Фильтр нижних частот с АЧХ среднего уха.
6. Устройство индикации выходного сигнала.

Перечисленные пункты позволяют представить себе 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 быть выполнены по форме, приближающейся к анатомическому строению оригинала. Это стремление, однако, приведет к существенным осложнениям при конструировании такой модели и вряд ли может быть оправдано.

На основе результатов, полученных в экспериментах с сферическими моделями и с учетом рассмотренных выше оценок добротностей первого и второго контуров, в качестве двухконтурной системы можно предложить систему двух сфер, полости которых соединяются через общее отверстие в стенках сфер. Размеры сфер выбираются из расчета равенства их резонансных частот при заполнении сфер жидкостями. При этом одна из сфер должна быть заполнена поглощающей электромагнитную энергию жидкостью с целью обеспечения возможности возбуждения в ней механических колебаний импульсами СВЧ. Вторая сфера заполняется неполярной жидкостью.

Подбор параметров сферической модели при таких условиях облучения представляет известные трудности. Поэтому сферическую модель целесообразно заменить электрической с сохранением передаточной функции.

В литературе [127] достаточно полно освещена аналогия между механическими и электрическими колебательными системами, описываемыми одними и теми же дифференциальными уравнениями. Однако поскольку в данном случае речь идет о возможности аналогии не просто электрической и механической систем, а о возможности аналогии суммарного эффекта, включающего поглощение электромагнитной энергии и преобразования ее в механическую и электрического аналога этого эффекта, то необходима дополнительная информация, позволяющая в данном случае говорить об этой возможности. Такая информация может быть получена путем сравнения данных натуральных экспериментов и проведенных модельных исследований (табл. 13). Добавим, что отмеченные в табл. 13 некоторые качественные аналоги подтверждаются и функциональными зависимостями некоторых параметров этих контуров.

В качестве физической электрической модели выбрана система двух связанных радиотехнических колебательных контуров, содержащих емкость и индуктивность. Аналог потерь в реальной системе представлен последовательным резонансным контуром, имеющим на частоте резонанса минимальное сопротивление.

Таблица 13

**Сравнительная оценка результатов
натурных и модельных экспериментов**

Оригинал	Модель
1. Линейная зависимость уровня радиозвука от импульсной мощности.	Линейная зависимость амплитуды звукового давления от импульсной мощности.
2. Отсутствие радиозвука при длительности импульса $\leq 0,5$ мкс	Возбуждение механических колебаний с малой амплитудой короткими импульсами
3. Восприятие радиозвука в виде отдельных щелчков при частоте следования импульсов < 100 Гц	Восприятие ударных колебаний, возбужденных в жидкости «на слух» в виде отдельных щелчков
4. Высокочастотный характер радиозвука при модуляции ЭМИ импульсами с $\tau_{и} = 5 \dots 25$ мкс на частотах $1 \dots 17$ кГц 4а. Возбуждение регистрируемых механических колебаний в тканях головы животного импульса ЭМИ	} Возбуждение резонансных механических колебаний в сферических и цилиндрических объемах при облучении короткими импульсами ЭМИ
5. Нулевые биения, воспринимаемые человеком при равенстве первой гармоники импульсной последовательности ЭМИ и акустического сигнала.	
6. Низкочастотный характер радиозвука при модуляции ЭМИ импульсами с $\tau_{и} = 100 \dots 120$ мкс	Резидуальный звук при облучении жидкостного резонатора импульсами ЭМИ с $\tau_{и} = T$, где T — период возбужденных механических колебаний
7. Соответствие частоты возбуждаемых в тканях головы животного механических колебаний размеру головы. 7а. Зависимость частот $f_1; f_2; f_{рез}$ на костно-тканевой аудиограмме от размера головы	} Зависимость частоты возбуждаемых механических колебаний в жидкостном резонаторе импульсами ЭМИ от размера резонатора

5.2. Техническая реализация электронной модели

Задача выбора и реализации основного звена модели радиозвука существенно упрощена, так как в соответствии с рассмотренным выше возможным механизмом формирования слухового ощущения при облучении головы человека импульсами СВЧ необходима имитация всего лишь одной точки основной мембраны и ее связь с первым резонатором. Анализ электрических схем модели улитки [51] показал, что традиционная схема последовательного резонансного контура в качестве отдельного звена не является оптимальной в случае моделирования возбуждения одной точки улитки. 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 головы, полученных выше расчетным путем.

На рис. 57 показана принципиальная схема двухконтурной резонансной системы для реализации АЧХ, качественно совпадающей с кривой громкости радиозвука с учетом потерь в улитке.

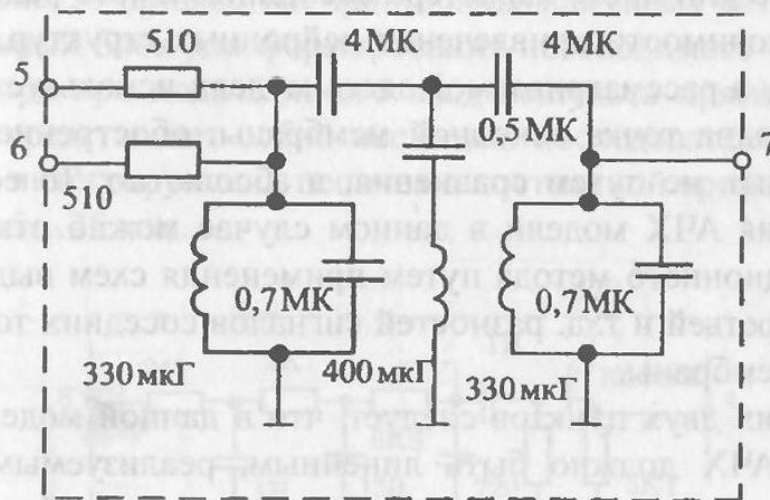


Рис. 57. Двухконтурная резонансная система с АЧХ качественно совпадающей с кривой громкости радиозвука

Количественное совпадение АЧХ системы двух связанных контуров с кривой громкости 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. Первая группа гипотез предполагает 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 интенсивностей колебаний соседних точек основной мембраны [50, 51].

В предварительных экспериментах на жидкостных моделях было показано, что низкочастотный или высокочастотный характер возбуждаемых в жидкости механических колебаний зависит от параметров возбуждающего импульса и для объяснения того или иного характера воспринимаемого радиозвука нет необходимости привлечения нейронных структур. Далее, поскольку в рассматриваемой здесь модели используется всего лишь одна точка основной мембраны, обострение может происходить не путем сравнения, а абсолютно. То есть для обострения АЧХ модели в данном случае можно отказаться от традиционного метода путем применения схем выделения второй, третьей и т. д. разностей сигналов соседних точек основной мембраны.

Из этих двух пунктов следует, что в данной модели обострение АЧХ должно быть линейным, реализуемым с помощью любого узкополосного электронного устройства с параметрами, определяемыми пороговой кривой радиозвука. Обострение АЧХ двухконтурной схемы до величин, опреде-

ляющих крутизну скатов улитки и скатов пороговой кривой радиозвука достигается применением двух функциональных блоков. Первый из них (рис. 58) 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.

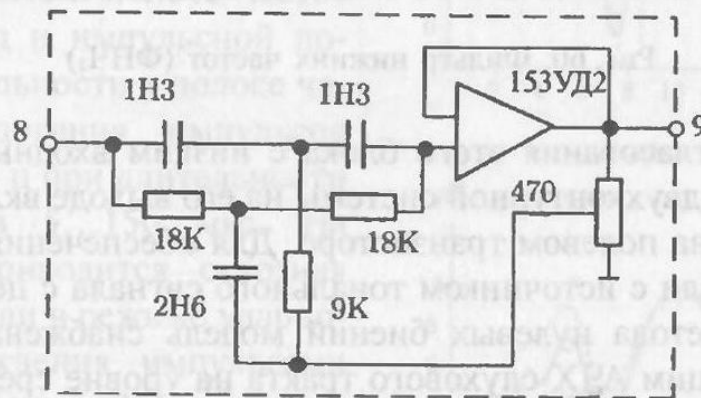


Рис. 58. Заградительный фильтр настроенный на частоту резонанса

Дополнительное обострение ската АЧХ в сторону верхних частот достигается применением фильтра нижних частот (ФНЧ₁) с дискретно изменяемой верхней границей частоты среза и затуханием на выставленной частоте среза порядка 40 дБ/окт.

На рис. 59 приводится принципиальная схема ФНЧ₁. 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 больше 5...25 мкс.

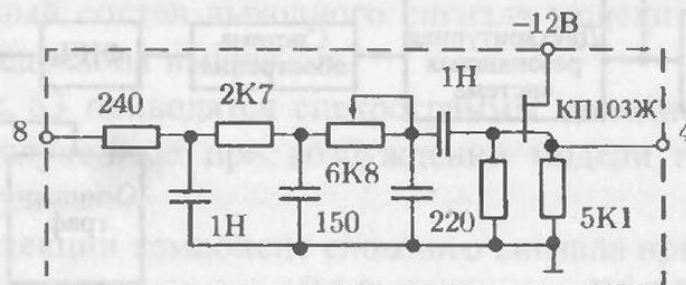
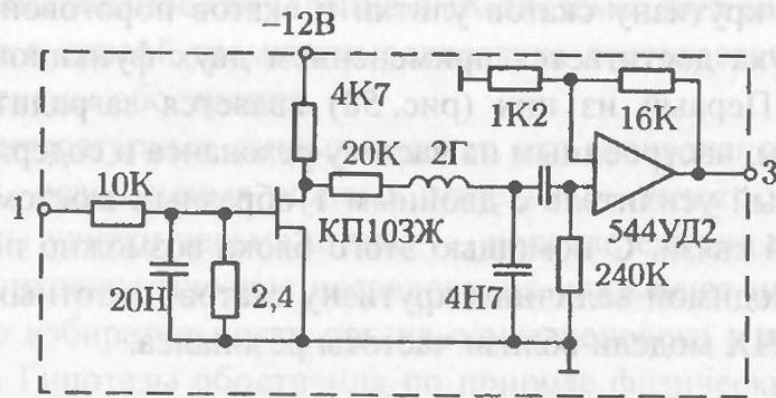


Рис. 59. Фильтр нижних частот (ФНЧ₁)

Рис. 60. Фильтр нижних частот (ФНЧ₂)

Для согласования этого блока с низким входным сопротивлением двухконтурной системы на его выходе включен повторитель на полевом транзисторе. 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. 60). Этот блок построен на базе модели Фланагана для среднего уха и предоставляет собой фильтр нижних частот (ФНЧ₂) с частотой среза равной 4 кГц.

Индикация выходного сигнала модели осуществляется на экране осциллографа. Прослушивание обеспечивается головными телефонами после предварительного усиления сигнала по мощности. Блок-схема электронной модели радиозвука представлена на рис. 61.

Более подробное описание двухконтурной резонансной модели радиозвука дано в работах [97, 98].

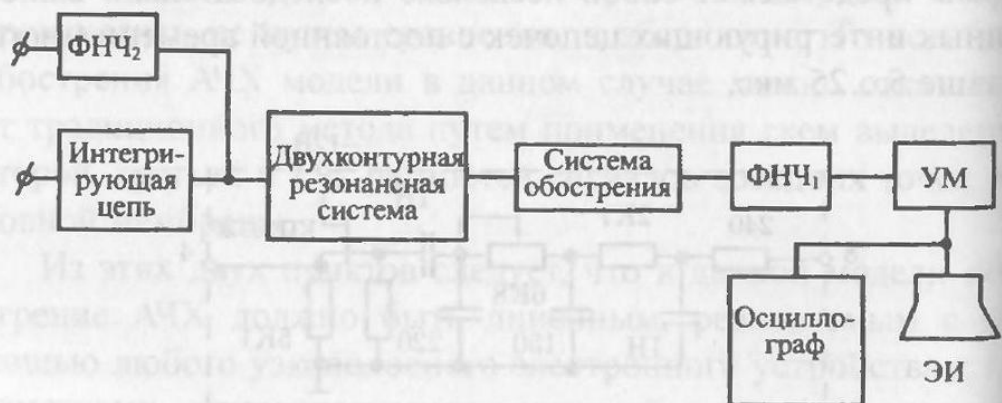


Рис. 61. Блок-схема электронной модели радиозвука

5.3. Физическое моделирование натуральных экспериментов по радиозвуку с помощью электронной модели

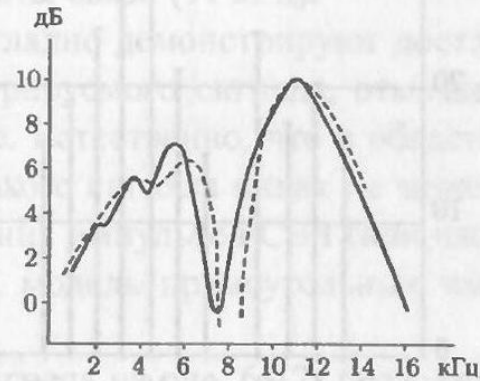
Исследование выходных характеристик двухконтурной резонансной модели. Исследование выходных характеристик модели проводилось в режимах воздействия тонального сигнала в полосе частот 1...18 кГц и импульсной последовательности в полосе частот следования импульсов 0,8...18 кГц при длительности импульсов 5...150 мкс. На рис. 62 приводится сквозная АЧХ модели в режиме ударного возбуждения импульсами длительностью 15 мкс. Для сравнения пунктиром нанесена кривая уровня радиозвука.

Максимальная крутизна скатов высокочастотной области достигает 70 дБ/окт, что находится в пределах измеренных значений для крутизны резонансных кривых точек локализации смещений улитки органа слуха, приводимых в литературе [65].

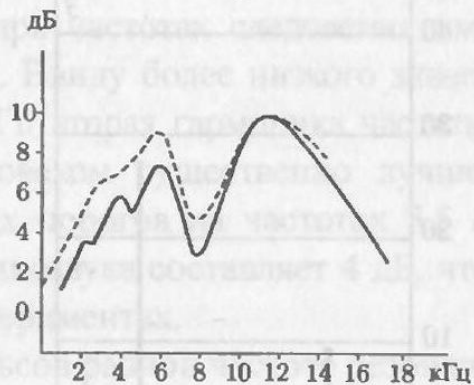
При длительности импульсов равной 15 мкс исследовался спектральный состав выходного сигнала модели при разной частоте следования импульсов.

На рис. 63 приводятся спектрограммы выходного сигнала модели, полученные при возбуждении модели прямоугольными импульсами.

Для селекции компонент сложного сигнала применяли селективный микровольметр В6-9, вольтметр ВЗ-33 и частотомер ЧЗ-34.



а)



б)

Рис. 62. Сквозная АЧХ двухконтурной резонансной модели в режиме ударного возбуждения (пунктирная линия — кривая уровня радиозвука (а — полоса 14 кГц, б — полоса 17 кГц)

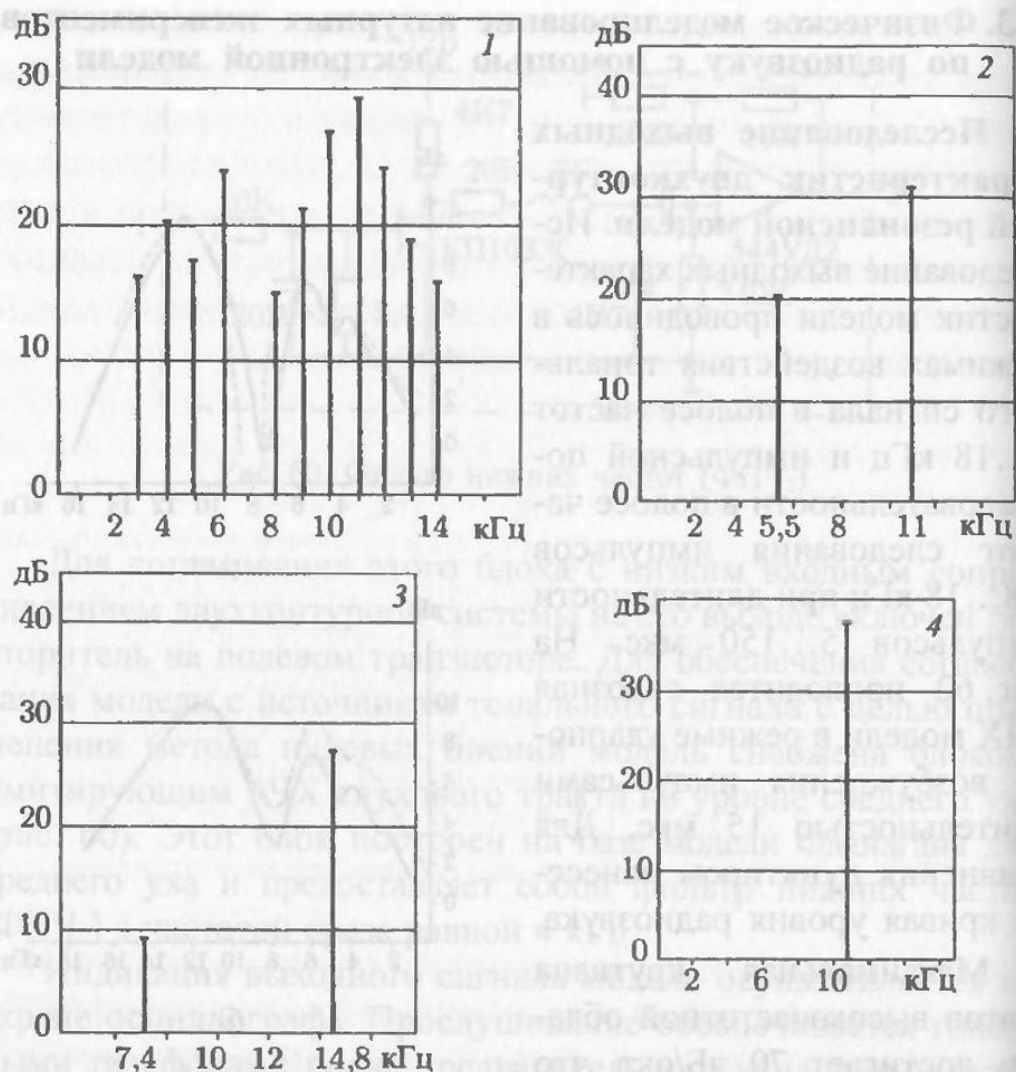


Рис. 63. Спектрограммы выходного сигнала двухконтурной резонансной модели:

1 — спектр частоты следования импульсов 1 кГц; 2 — спектр первой частоты связи (5,5 кГц); 3 — спектр частоты резонанса (7,4 кГц); 4 — спектр второй частоты связи (11 кГц)

Полученный экспериментальный материал позволяет объективно наблюдать изменение спектрального состава выходного сигнала модели при изменяющейся частоте следования импульсов.

Интересно сравнение полученных данных с результатами субъективной оценки слухового ощущения испытуемыми в натурном эксперименте по радиозвуку.

На рис. 63(1) приводится спектр выходного сигнала модели при частоте следования возбуждающих импульсов равной

1 кГц, на рис. 63(2) — спектр первой частоты связи (5,5 кГц), на рис. 63(3) — спектр частоты резонанса (7,4 кГц), на рис. 63(4) — спектр второй частоты связи (11 кГц).

Представленные спектры наглядно демонстрируют достаточно сложный характер регистрируемого сигнала, отмечаемого и в натурном эксперименте. Естественно, что в области частот до 10 кГц высота тона такого сигнала никак не может соответствовать частоте следования импульсов СВЧ (или частоте следования возбуждающих модель прямоугольных импульсов напряжения).

С другой стороны, спектр сигнала на рис. 63(2) позволяет объяснить субъективную оценку испытуемыми высоты тона во время натуральных экспериментов 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 частотах 5,5 и 11,0 кГц на пороговой кривой радиозвука составляет 4 дБ, что и было отмечено в натуральных экспериментах.

На частоте следования импульсов равной частоте резонанса системы также отмечается резкое снижение амплитуды регистрируемого сигнала — подавление на частоте 7,4 кГц порядка 20 дБ, что соответствует области высокого порога в натурном эксперименте. 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 порога на частоте 14,8 кГц по сравнению с порогом на частоте резонанса 7,4 кГц (минимум 6 дБ на пороговой кривой радиозвука), испытуемый субъективно воспринимает более высокочастотный сигнал.

На частотах следования импульсов, лежащих выше второй частоты связи, 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.

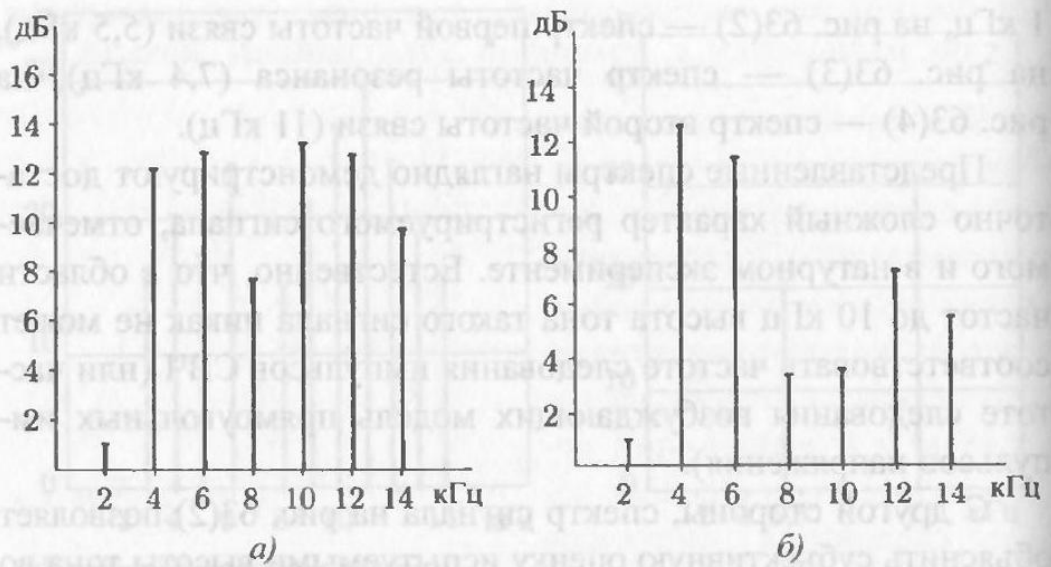


Рис. 64. Спектры выходного сигнала двухконтурной резонансной модели с одинаковой частотой следования импульсов:

а — возбуждение модели короткими импульсами; *б* — возбуждение модели длинными импульсами

На рис. 64 представлены спектры выходного сигнала модели при ее возбуждении прямоугольными импульсами разной длительности при одинаковой частоте следования. Сравнение этих спектров со всей очевидностью показывает, что ощущение «высокочастотного типа» радиозвука, возникающего в натуральных экспериментах при длительностях импульса порядка 15 мкс ($\tau_i \ll T$), объясняется наличием высокоинтенсивных высокочастотных компонент. При увеличении длительности импульсов выходной сигнал обогащается низкочастотными компонентами.

Амплитуда ударно-возбужденных колебаний на выходе модели при фиксированной частоте импульсов в пределах 0,8...18 кГц линейно зависит от амплитуды возбуждающих импульсов.

Моделирование натуральных экспериментов по радиозвуку на электронной модели. Сигнал на выходе модели в режиме ударного возбуждения импульсами длительностью 15 мкс воспринимали «на слух». Воспринимаемый сигнал эквивалентен слуховому ощущению в натуральных экспериментах — субъективно воспринимается в виде высокочастотного «звона» или «жужжания» при частоте следования импульсов

1...7 кГц. В области частот 8...18 кГц отмечается постепенное изменение характера воспринимаемого сигнала — плавное изменение частоты выходного сигнала модели при прослушивании.

На различных частотах следования импульсов проверялась возможность получения аналога «низкочастотного типа» радиозвука. При длительности импульсов $\tau_{\text{и}} = 1/f_{\text{РЕЗ}} = 135$ мкс выходной сигнал модели воспринимается в виде низкочастотного тона, соответствующего частоте следования импульсов. С уменьшением длительности импульсов до значения 67...70 мкс, т. е. до величины равной полупериоду возбужденных колебаний, воспринимается более высокочастотный тон.

Поскольку вопрос о ширине частотного диапазона возбуждаемого слухового ощущения у человека импульсами СВЧ является принципиальным и, по сути дела, определяющим возможность построения бионического канала связи, проверка этой характеристики на модели является наиболее важным и ответственным моментом.

По аналогии с натурным экспериментом модель одновременно возбуждали прямоугольными импульсами и тональным сигналом.

В отличие от натурального эксперимента биения на модели наблюдаются не только на частотах тонального сигнала, являющихся обертонами частоты следования импульсов и лежащих в диапазоне частот выше 8 кГц, но и на частотах ниже 8 кГц и на частоте, равной частоте следования импульсов.

Таким образом, методом нулевых биений в модельном эксперименте впервые была показана принципиальная возможность восприятия человеком звукового диапазона частот, воспринимаемого им физиологически естественным путем. При этом отмечено, что при заданной более высокой частоте тонального сигнала среднее значение амплитуды частоты биений (интенсивность) повышается пропорционально увеличению частоты следования возбуждающих импульсов. С понижением частоты следования импульсов амплитуда частоты биений понижается.

Полученный на модели результат можно попытаться объяснить следующим образом. Схоутоном [222–224] было высказано

зано предположение о том, что восприятие высоты периодических звуков с отсутствующей первой гармоникой может быть объяснено с помощью механизма измерения периода колебаний 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 [107].

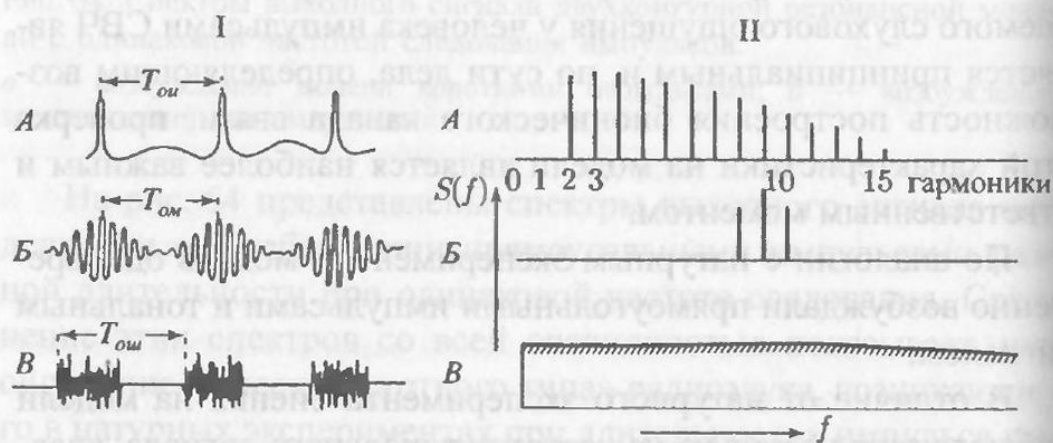


Рис. 65. Формы звуковых волн и их спектры (заимствовано из [107]:
 А — высота тона соответствует частоте следования импульсов $1/T_{oi}$; Б — высота тона соответствует частоте модуляции $1/T_{om}$; В — высота тона соответствует частоте прерываний шума $1/T_{oi}$

На рис. 65 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 [107].

С точки зрения восприятия все три типа сигналов обладают одной и той же высотой тона, несмотря на то, что спектры этих звуков существенно отличаются друг от друга. Экспериментально было показано, что в первом случае (А) высота тона соответствует частоте следования импульсов $1/T_{oi}$ [125],

во втором (B) — частоте модуляции $1/T_{\text{ом}}$ [115], в третьем (B) — частоте прерываний шума $1/T_{\text{ош}}$ [116]. 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 возбужденных механических колебаний импульсами СВЧ (рис. 30) и затухающих колебаний на выходе электрической модели, возбуждаемой импульсами напряжения (рис. 66) с приводимыми на рис. 65 показывает, что в данном случае их спектральные характеристики близки и также не содержат первой гармоники. Однако, как уже говорилось, в отличие от натурального эксперимента модель позволяет регистрировать отсутствующую компоненту (частоту следования импульсов) методом биений.

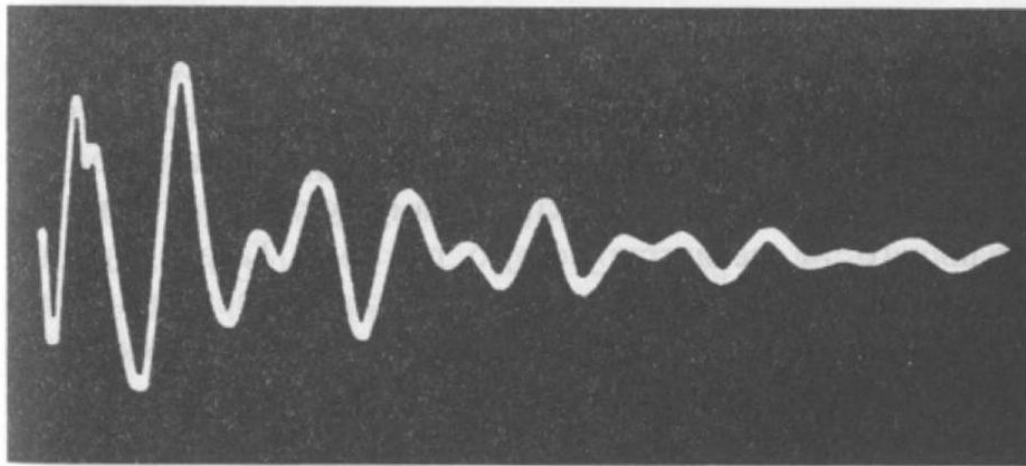


Рис. 66. Затухающие колебания на выходе двухконтурной резонансной модели

Если бы речь шла о восприятии обычного акустического сигнала, можно было бы сразу предположить наличие артефакта в эксперименте, поскольку в этом случае биения обязательно должны были бы иметь место. И хотя концепция модели предполагает отсутствие участия структур, ответственных за обработку сигнала, в формировании эффекта радиозвука, тем не менее, однозначного вывода делать здесь нельзя.

В этой связи представляется возможной следующая трактовка полученных результатов.

Предложенная двухконтурная резонансная модель достаточно полно отражает механизмы слуха, участвующие при восприятии радиозвука и, в соответствии с имеющимися аналогами этих механизмов, выделяют 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 ниже 8 кГц в ранее проведенных натуральных экспериментах отмеченное испытуемыми, видимо, можно объяснить следующими причинами:

1. Недостаточное внимание испытуемых во время эксперимента по выявлению наличия биений на низких частотах.
2. Высокий уровень шума в помещении, где проводился натуральный эксперимент, сравнимый с уровнем возбуждаемого давления в тканях черепа.
3. Малая амплитуда сигнала частоты биений по среднему уровню на низких частотах следования импульсов СВЧ.
4. Несоответствие в модели и в натурном эксперименте передаточной функции 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 [234] уровень шума в помещении, где проводился натуральный эксперимент, составил 40...60 дБ на частоте 1 кГц. Вместе с тем, по данным [206] при близких значениях плотности энергии в импульсе смещение тканей головы человека имеет порядок 10^{-11} см, что обеспечивает давление порядка 10^{-2} дин · см⁻² на частоте сигнала 1 кГц, т. е. уровень сигнала над порогом также порядка 40 дБ.

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 натуральный эксперимент, то, с учетом сравнимости уровней шума и возбуждаемого давления (в натур-

ном эксперименте) и физиологических особенностей спектрально-временного анализа сигналов механизмами слуха можно сделать вывод о необходимости наличия резидуального звука в области частот ниже 8 кГц в натурном эксперименте.

Таким образом, возникла необходимость повторной постановки натурального эксперимента с участием добровольцев с целью выяснения возможности восприятия биений на частотах звукового сигнала ниже 8 кГц. В случае положительного результата одновременно был бы продемонстрирован предсказательный характер электронной модели, т. е. корректность заложенных в ее основе положений и соответствие бионическим принципам моделирования.

5.4. Частотный диапазон радиозвука (натурный эксперимент)

Натурный эксперимент по выявлению биений в области частот 1...7 кГц был поставлен в условиях существенно меньшего уровня внешнего шума — менее 20 дБ. Частота несущей — 0,8 ГГц. Для облучения использовался отрезок прямоугольного волновода с поперечным сечением 150×270 мм², мощность импульса СВЧ — 120 Вт, ППМ_н = 0,6 Вт·см⁻². Облучалась, как и в ранних экспериментах, теменная область головы как обладающая наиболее низким значением порога для возбуждения слухового ощущения. Длительность импульсов СВЧ выбрана в пределах 25 мкс. Тональный сигнал испытуемому подавался через головные телефоны 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 эксперименте принимали участие три добровольца. На частотах следования импульсов 1...3 кГц радиозвук воспринимается с трудом. Начиная с 3-х кГц ощущение звука усиливается. При дальнейшем увеличении частоты следования импульсов СВЧ радиозвук уверенно воспринимался во всем исследуемом диапазоне.

Наличие биений с акустическим тональным сигналом в целях сокращения времени облучения проверялось в точках, где восприятие, по мнению испытуемых, было наиболее четким. Для первого испытуемого этими частотами явились частоты: 3,58; 4,21; 5,23 и 6,99 кГц. Для второго испытуемого частоты, на которых были отмечены нулевые биения, имели значения 4,01; 5,33 и 6,99 кГц. Третьим испытуемым были отмечены нулевые биения с частотами следования импульсов 3,80; 4,74 и 4,97 кГц.

Известно, что облучение металлических (проводящих) образований импульсами СВЧ приводит к возбуждению в них механических колебаний. Проверка возможности наличие артефакта заключалась во внесении в зону облучения головных телефонов без облучения добровольцев. При этом, не удалось зарегистрировать каких-либо дополнительных акустических эффектов. Восприятие акустического сигнала добровольцами как при надетых головных телефонах, так и при их расположении вне зоны облучения (при одновременном облучении головы добровольца импульсами СВЧ), не приводило к изменению результатов эксперимента.

Проведенный натурный эксперимент подтвердил вывод о необходимости присутствия первой гармоники частоты следования импульсов СВЧ в низкочастотной области, следовавший из концепции Схоутена и данных, полученных на электронной модели.

Обнаруженные нулевые биения в низкочастотной области позволяют существенно сдвинуть нижнюю границу воспринимаемого радиозвука в сторону нижних частот — по крайней мере до 3,6 кГц.

Этот экспериментальный факт имеет принципиальное значение не только для понимания механизма самого явления радиозвука, но и с точки зрения его практического применения.

Предшествующие данные об ограничении снизу полосы частот воспринимаемого радиозвука величиной 8 кГц практически снимали вопрос о возможности использования слухового эффекта СВЧ для передачи информации человеку. Совершенно очевидно при этом, что для обнаружения нулевых биений в области частот ниже 3,6 кГц необходимо повышать мощность в импульсе. В соответствии с пороговой кривой ра-

диозвука при частоте следования импульсов СВЧ равной 1 кГц пиковую мощность в импульсе можно оценить величиной 360...500 Вт, т. е. при прежних условиях облучения плотность потока энергии в импульсе составит 1,8...2,5 Вт/см². Эти положения также согласуются с данными модельного эксперимента, где для повышения амплитуды сигнала биений необходимо повышать амплитуду возбуждающих импульсов.

Созданный в соответствии с концепцией двухконтурной резонансной модели радиозвука ее электронный аналог позволил получить достаточно убедительные данные о возможности трактовки эффекта радиозвука как физического явления.

Предложенная концепция двухконтурной резонансной модели радиозвука, реализованная электронными моделями, впервые позволила объективно наблюдать спектральный состав выходного сигнала модели, представляющего аналог слухового ощущения в натурном эксперименте. Полученные характеристики показали единую природу наблюдаемых в натурном эксперименте «двух типов радиозвука» — низкочастотного и высокочастотного как результат интерференции двух источников механических колебаний.

Полученное значение резонансной частоты для сферы с низкой добротностью позволяет не только подтвердить правомочность выдвинутой концепции двухконтурной модели радиозвука как частный случай многомодовой модели, реализуемой при костном проведении звука, но и внести, наконец, ясность в понимание некоторых существенных моментов, характеризующих само явление радиозвука.

Модельные эксперименты подтвердили наличие резонанса на частотах, близких к указанной для головы взрослого человека, что, однако, в случае одноконтурной модели радиозвука Лина не дает ожидаемого повышения амплитуды сигнала на этой частоте, наоборот, характеризуется областью максимального порога чувствительности на пороговой кривой радиозвука, т. е. минимальным значением амплитуды сигнала. Эквивалентный же акустический резонатор при этом имеет максимум передачи сигнала.

Введение представления о возможности формирования пороговой кривой радиозвука двухконтурной резонансной моделью устраняет отмеченные противоречия. При этом, по

аналогии с эквивалентной двухконтурной резонансной системой с сильной связью между контурами область высокого порога чувствительности объясняется шунтированием первого контура вторым на частоте резонанса, что и приводит к снижению коэффициента передачи сигнала на частоте резонанса и повышению порога чувствительности на этой частоте. Усиление сигнала на частотах связи, приводит к образованию областей с минимальными значениями порога чувствительности на частотах 5,5 и 10,5 кГц. При этом объясняется и большая крутизна скатов на пороговой кривой радиозвука эквивалентным увеличением добротности системы за счет расширения полосы пропускания и привнесением затухания при распространении волны давления вдоль улитки (колебательная система с распределенными параметрами).

Предсказательный характер двухконтурной резонансной системы в электронном исполнении проявился в возможности выделения сигнала первой гармоники частоты следования возбуждающих импульсов. Дальнейшие натурные эксперименты подтвердили этот тезис. Тем самым впервые показана принципиальная возможность восприятия человеком всего звукового диапазона при возбуждении в тканях головы механических колебаний импульсами ЭМИ и созданы предпосылки для реализации бионического канала связи.

5.5. Краткие выводы

1. Определена структурная схема физической модели взаимодействия импульсного ЭМИ с анатомическими структурами головы, формирующая спектр сигнала, воздействующего на слуховой анализатор аналогами периферийных структур слуховой системы.

2. Разработана и сконструирована электронная двухконтурная резонансная модель радиозвука, формирующая выходной сигнал, доступный для приборной регистрации и анализа и восприятия человеком путем воздушной или костной проводимости в качестве акустического аналога радиозвука.

3. АЧХ двухконтурной резонансной модели соответствует кривой громкости радиозвука при равенстве параметров возбуждающего сигнала.

4. Показано, что при изменении параметров возбуждающего сигнала на входе модели аналогично изменению параметров импульсов ЭМИ в натуральных экспериментах, выходной сигнал модели создает имитацию высоко- или низкочастотного радиозвука.

5. Спектральный анализ выходного сигнала модели объективно показал изменение амплитуд частотных компонент при изменении параметров входного сигнала, соответствующее субъективной оценке слухового ощущения, вызываемого этим сигналом.

6. На модели получены нулевые биения в области частот следования импульсов ниже 8 кГц вплоть до 100 Гц между синусоидальным сигналом и импульсной последовательностью.

7. Впервые в натурном эксперименте продемонстрирована возможность восприятия человеком первой гармоники импульсной последовательности ЭМИ СВЧ во всем звуковом диапазоне, воспринимаемом человеком. Тем самым показана принципиальная возможность восприятия человеком речевой информации, передаваемой сложно модулированным ЭМИ без применения технических средств приема.

8. Разработанная на основе представлений о формировании эффекта радиозвука периферийными структурами электронная модель подтвердила правильность заложенных в ее основу положений и представлений об этом эффекте и создала предпосылки для физического обоснования возможности существования канала связи на основе бионики.

Глава VI

ОБОСНОВАНИЕ ВОЗМОЖНОСТИ СОЗДАНИЯ БИОНИЧЕСКОГО КАНАЛА СВЯЗИ НА ОСНОВЕ ИМПУЛЬСНОГО ЭЛЕКТРОМАГНИТНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ СВЧ

6.1. Физические основы бионического канала связи на СВЧ

Общие положения. Рассмотренный механизм формирования радиозвука и полученные в модельных и натуральных экспериментах характеристики этого эффекта создают предпосылки для обоснования возможности создания канала связи на основе бионики. То есть может ставиться вопрос о разработке способов модуляции электромагнитной энергии СВЧ и технических устройств, реализующих эти способы с целью передачи функции сообщения и ее объективного восприятия человеком в виде полезной информации без применения технических средств приема.

Восприятие человеком части спектра огибающей импульсного СВЧ излучения говорит о возможности детектирования неионизирующей радиации биологическими структурами.

При создании бионического канала связи, в первую очередь, встает вопрос о способе модуляции неионизирующей радиации. Решение этого вопроса невозможно без представлений о характере нелинейных свойств биологических структур, значениях эквивалентных параметров элементов, составляющих декодирующие структуры, наконец, без представлений о самой структурной организации эквивалентного детектора.

Таким образом, возникает задача построения структурных схем приемника с эквивалентными параметрами, величины которых могут быть определены по данным, полученным в на-

турных и модельных экспериментах по радиозвуку и с учетом физиологических особенностей механизмов слуха, и передатчика, осуществляющего кодирование и передачу сигнала, доступного для его восприятия эквивалентным приемником.

Имеющиеся литературные данные, в основном теоретического характера, о скачке давления при термоупругом расширении среды говорят о наличии достаточно высоких скоростей нарастания и спада температуры как о необходимом условии генерации механических колебаний. То есть можно говорить о формировании теплового импульса, по форме приближающегося к прямоугольной, и рассматривать эту функцию как результат формализованного детектирования несущей СВЧ биологическими структурами.

В самом общем случае механизм возбуждения механических колебаний в тканях головы можно представить эквивалентной схемой, содержащей входной контур с очень низкой добротностью (поскольку возбуждение механических колебаний наблюдается в широкой полосе частот несущей), нагруженный на импульсный детектор (формирование теплового импульса) и систему, формирующую полосу частот информационного сигнала (двухконтурная резонансная модель).

Если вопрос о формализованном детектировании несущей СВЧ можно представить однозначно, исходя из положений термоэластической теории, то представление о структуре второго детектора, а соответственно и выбор необходимого режима модуляции импульсного излучения СВЧ, возможны лишь после анализа данных натуральных и модельных экспериментов по радиозвуку с учетом принципов обработки сенсорной информации в слуховом анализаторе.

Согласно концепции Схоутена слуховая система рассматривается не как чисто спектральный, а как спектрально-временной анализатор, в котором наряду с разложением в ряд Фурье осуществляется анализ временной формы возбуждаемых колебаний.

Поскольку амплитуда возбужденных механических колебаний линейно зависит от пиковой мощности импульса СВЧ [95], а полученные в натуральных экспериментах данные указывают на возможность проведения этих колебаний в улитку органа слуха путем костной проводимости, то в соответствии с кон-

цепцией Схоутена должно иметь место временное изменение амплитуды импульсов ЭМИ по закону модулирующей функции. Поглощение амплитуды импульсов ЭМИ с разной пиковой мощностью вызовет в тканях головы возбуждение механических колебаний с амплитудой, повторяющей закон модуляции, т. е. механические колебания будут промодулированы по амплитуде.

С другой стороны, способность слухового анализатора осуществлять измерение периода раздражающего стимула говорит о возможности восприятия периодического сигнала, частота колебаний которого меняется во времени, т. е. возможна также частотная или временная модуляция ЭМИ, приводящая к частотной или временной модуляции возбужденного механического колебания. Во всех случаях на слуховой анализатор будет поступать промодулированный по тому или иному параметру акустический сигнал, представляющий собой возбужденные механические колебания, и играющий роль несущей.

Таким образом, по принципу организации бионический канал связи аналогичен техническим системам связи, осуществляющим передачу информации по схеме: модулирующий сигнал — переносчик информации — передающая среда — прием модулированного переносчика информации — детектор — выделенный модулирующий сигнал.

Вид модуляции ЭМИ. Периодическим изменением амплитуды импульсов ЭМИ осуществляется режим амплитудно-импульсной модуляции (АИМ). Восстановление модулирующей функции в слуховом анализаторе формально можно представить в виде процесса детектирования по аналогии с техническими системами, где детектором выполняется та же функция — формирование частотной составляющей, отсутствующей в спектре выходного сигнала за счет его нелинейного преобразования.

Проанализируем ход кривой громкости радиозвука и определим в общем виде возможности применения АИМ. На кривой громкости радиозвука можно выделить три области максимальных значений амплитуды сигнала, которым соответствуют центральные частоты следования импульсов 3,5; 5,5 и 10,5 кГц. Эти значения частот могут рассматриваться как

псевдорезонансные, т. е. в этих точках первая гармоника частоты следования импульсов обладает наибольшей амплитудой (рис. 67).

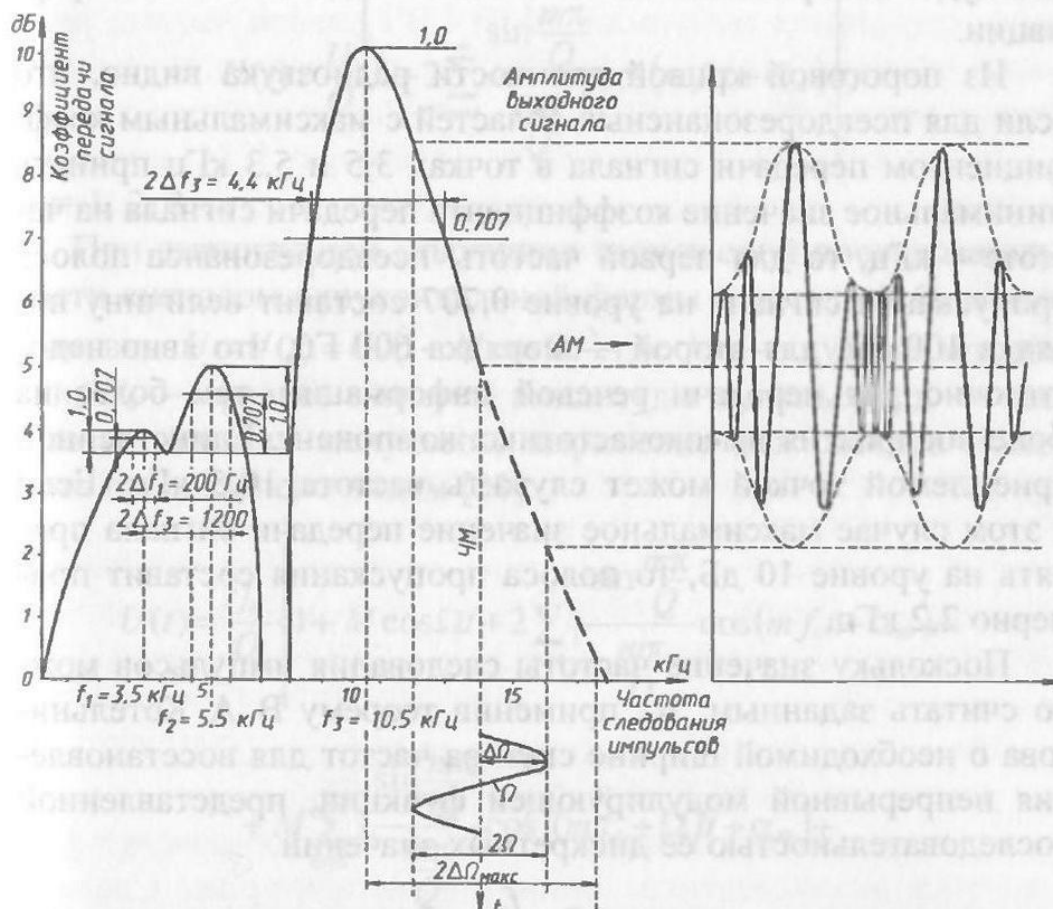


Рис. 67. Области псевдорезонансов на кривой громкости радиозвука

Термин «псевдорезонансная частота» введен с целью разграничения понятия частоты истинного резонанса отдельных контуров и образующихся в результате многомодовости системы отдельных зон на интегральной АЧХ, обладающих большим коэффициентом передачи сигнала на отдельных частотах, т. е. частотной избирательностью. Если частоту следования импульсов выбрать равной одной из центральных частот, то ее можно представить в виде несущей (в данном случае поднесущей, чтобы не путать с несущей СВЧ), т. е. переносчиком информации, а закон изменения амплитуды этих импульсов, т. е. модулирующую функцию, в качестве функции сообщения. При последующем детектировании спектр

такого сигнала будет обладать информационной способностью и за счет костной проводимости при активации улитки органа слуха и последующей обработки на нейронных уровнях должен будет восприниматься человеком в виде полезной информации.

Из пороговой кривой громкости радиозвука видно, что если для псевдорезонансных областей с максимальным коэффициентом передачи сигнала в точках 3,5 и 5,3 кГц принять минимальное значение коэффициента передачи сигнала на частоте 4 кГц, то для первой частоты псевдорезонанса полоса пропускания сигнала на уровне 0,707 составит величину порядка 100 Гц, для второй — порядка 600 Гц, что явно недостаточно для передачи речевой информации, тем более на фоне восприятия высокочастотных компонент. Единственной приемлемой точкой может служить частота 10,5 кГц. Если в этом случае максимальное значение передачи сигнала принять на уровне 10 дБ, то полоса пропускания составит примерно 2,2 кГц.

Поскольку значение частоты следования импульсов можно считать заданным, то, применив теорему В. А. Котельникова о необходимой ширине спектра частот для восстановления непрерывной модулирующей функции, представленной последовательностью ее дискретных значений

$$\Delta F = \frac{f_c}{\mu},$$

где ΔF — ширина необходимого спектра частот; f_c — частота следования импульсов; μ — коэффициент следования импульсов в 2,5–5 раз превышающий теоретический предел, получаем значение $\Delta F_{\min} = 10,5/5 = 2,1$ кГц, что говорит о правильности выбора полосы пропускания на пороговой кривой радиозвука.

Принято различать АИМ двух родов. При АИМ I рода модулируемое напряжение в течение длительности всего импульса следует за изменением модулирующей функции. Оба рода АИМ рассмотрены в технической литературе [31]. Здесь укажем лишь, что техническая реализация режима АИМ I рода более проста и рассмотрение этого режима в дальнейшем будет принято для определения всех параметров бионического канала связи (для простоты в дальнейшем будем употреблять обозначения АИМ).

Спектр немодулированной периодической последовательности импульсов прямоугольной формы описывается известным выражением:

$$U(t) = \frac{U}{Q} \left[1 + 2 \sum_{m=1}^{\infty} \frac{\sin \frac{m\pi}{Q}}{\frac{m\pi}{Q}} \cos(m f_c t + \alpha_m) \right],$$

$m = 1, 2, 3 \dots$

При амплитудной модуляции импульсной последовательности сигналом синусоидальной формы и частотой Ω , имеющим вид $U = U(t) = U_0(1 + M \cos \Omega t)$, где M — глубина модуляции; U_0 — среднее значение амплитуды импульсов; f_c — частота следования импульсов, выражение для спектра может быть представлено видом [31]:

$$U(t) = \frac{U_0}{Q} \left\{ 1 + M \cos \Omega t + 2 \sum_{m=1}^{\infty} \frac{\sin \frac{m\pi}{Q}}{\frac{m\pi}{Q}} \cos(m f_c t + \alpha_m) + \right. \\ \left. + M \sum_{m=1}^{\infty} \frac{\sin \frac{m\pi}{Q}}{\frac{m\pi}{Q}} \cos[(m f_c + \Omega)t + \alpha_m] + \right. \\ \left. + M \sum_{m=1}^{\infty} \frac{\sin \frac{m\pi}{Q}}{\frac{m\pi}{Q}} \cos[(m f_c - \Omega)t + \alpha_m] \right\},$$

где Q — скважность; $m = 1, 2, 3 \dots$; α_m — начальная фаза m -й гармоники спектра.

Полученное выражение представляет собой спектр АИМ сигнала, который состоит из спектра амплитудно-модулированного (АМ) и его гармоник по несущей и боковым.

Рассмотрим ход кривой громкости радиозвука в области частот следования импульсов 11...18 кГц. Поскольку в натурном эксперименте пороговая кривая радиозвука снималась при максимальном значении частоты следования импульсов равном 14 кГц, недостающий участок 14...18 кГц может быть

построен в соответствии с данными пороговых кривых костной проводимости в этом диапазоне.

Результаты экспериментов по импульсному облучению сферических жидкостных моделей [120] показали, что при частоте следования импульсов ЭМИ СВЧ равной частоте резонанса сферы и выше, в сферическом резонаторе выделяется сигнал первой гармоники частоты следования импульсов.

В натуральных экспериментах по радиозвуку [234] всеми испытуемыми отмечалась монотонность воспринимаемого слухового ощущения, начиная с частоты следования в районе 10 кГц и выше, т. е. с частоты, соответствующей второй частоте связи.

Таким образом, если начальную частоту следования импульсов ЭМИ установить равной 14 кГц, что будет соответствовать середине ската участка псевдорезонансной кривой, то в соответствии с полученными данными в модельных и натуральных экспериментах изменение частоты следования импульсов в пределах 11...18 кГц будет приводить к выделению сигнала первой гармоники по форме приближающегося к синусоидальной.

Изменение частоты следования импульсов ЭМИ СВЧ будет приводить к изменению амплитуды возбужденных механических колебаний, поскольку участок псевдорезонанса формируется эквивалентным резонансным контуром. Следовательно, при начальной частоте следования импульсов ЭМИ СВЧ, соответствующей среднему значению частоты на высокочастотном склоне псевдорезонансного участка и ее последующей девиации, имеет место обратнопропорциональное изменение амплитуды возбужденных механических колебаний. При наличии амплитудного детектора на выходе резонансной системы изменение амплитуды синусоидального сигнала поднесущей во времени, обусловленное девиацией частоты следования импульсов ЭМИ СВЧ приведет к выделению детектором закона этого изменения.

Осуществляя на передающем конце частотно-импульсную модуляцию (ЧИМ), получаем возможность преобразования импульсной последовательности в частотно-модулированный (ЧМ) сигнал и дальнейшего его преобразования в АМ сигнал с полосой пропускания равной 4 кГц (рис. 67).

Спектр сигнала при ЧИМ излучении может быть получен из спектра немодулированной импульсной последовательности вида

$$U(t) = \frac{U}{Q} \left[1 + 2 \sum_{m=1}^{\infty} \frac{\sin \frac{m\pi}{Q}}{\frac{m\pi}{Q}} \cos(m f_c t + \alpha_m) \right],$$

$m = 1, 2, 3 \dots$ подстановкой выражения $f_c = \omega_{c0} + \Delta\omega_{mf} \cos\Omega t$, где $f_{c0} = \frac{\omega_{c0}}{2\pi}$ — центральная (поднесущая) частота спектра;

$\Delta f_{mf} = \frac{\Delta\omega_m}{2\pi} = |f - f_0|_{\max}$ — амплитуда отклонения f относительно f_0 — девиация частоты поднесущей; $F = \frac{\Omega}{2\pi}$ — частота модуляции.

Поскольку ЧМ является угловой модуляцией, удобнее рассмотреть не мгновенное значение поднесущей, а мгновенное значение фазы этих колебаний:

$$\varphi(t) = \int \omega dt = \omega_0 t + m_f \sin\Omega t,$$

где $m_f = \frac{\Delta\omega_m}{\Omega} = \frac{\Delta f_m}{F}$ — индекс модуляции, имеющий размерность фазы [31]. При этом для простоты полагаем $\varphi_0 = 0$.

Подставляем полученное значение фазы вместо частоты поднесущей в выражение для спектра импульсной немодулированной последовательности, получаем

$$\begin{aligned} U(t) &= \frac{U}{Q} \left\{ 1 + 2 \sum_{m=1}^{\infty} \frac{\sin \frac{m\pi}{Q}}{\frac{m\pi}{Q}} \cos[m\varphi(t)] \right\} = \\ &= \frac{U}{Q} \left\{ 1 + 2 \sum_{m=1}^{\infty} \frac{\sin \frac{m\pi}{Q}}{\frac{m\pi}{Q}} \cos[m(\omega_0 t + m_f \sin\Omega t)] \right\}. \end{aligned}$$

Преобразуем выражение в квадратных скобках:

$$\begin{aligned}\cos [m(\omega_0 t + m_f \sin \Omega t)] &= \cos (m\omega_0 t + mm_f \sin \Omega t) = \\ &= \cos m\omega_0 t \cos mm_f \sin \Omega t - \sin m\omega_0 t \sin mm_f \sin \Omega t.\end{aligned}$$

Используя разложение в ряд по функциям Бесселя 1 рода

$$\cos(x \sin y) = J_0(x) + 2 \sum_{n=1}^{\infty} J_{2n}(x) \cos 2ny,$$

$$\sin(x \sin y) = 2 \sum_{n=0}^{\infty} J_{2n+1}(x) \sin(2n+1)y,$$

преобразуем полученное выражение к виду

$$\begin{aligned}\cos m\omega_0 t \left[J_0(Mm_f) + 2 \sum_{n=1}^{\infty} J_{2n}(Mm_f) \cos 2n\Omega t \right] - \\ - \sin m\omega_0 t \left[2 \sum_{n=0}^{\infty} J_{2n+1}(Mm_f) \sin(2n+1)\Omega t \right],\end{aligned}$$

отсюда

$$\begin{aligned}U(t) &= \frac{U}{Q} \left[\left[1 + 2 \sum_{n=1}^{\infty} \frac{\sin \frac{n\pi}{Q}}{\frac{n\pi}{Q}} \left\{ \cos m\omega_0 t \left[J_0(Mm_f) + 2 \sum_{n=1}^{\infty} J_{2n}(Mm_f) \cos 2n\Omega t \right] - \right. \right. \right. \\ &\quad \left. \left. \left. - \sin m\omega_0 t \left[2 \sum_{n=0}^{\infty} J_{2n+1}(Mm_f) \sin(2n+1)\Omega t \right] \right\} \right] \right] = \\ &= \frac{U}{Q} \left\{ 1 + 2 \sum_{k=1}^{\infty} \frac{\sin \frac{k\pi}{Q}}{\frac{k\pi}{Q}} \left[J_0(Mm_f) \cos m\omega_0 t + 2 \cos m\omega_0 t \sum_{n=1}^{\infty} J_{2n}(Mm_f) \cos 2n\Omega t - \right. \right. \\ &\quad \left. \left. - 2 \sin m\omega_0 t \sum_{n=0}^{\infty} J_{2n+1}(Mm_f) \sin(2n+1)\Omega t \right] \right\} = \\ &= \frac{U}{Q} \left\{ 1 + 2 \sum_{k=1}^{\infty} \frac{\sin \frac{k\pi}{Q}}{\frac{k\pi}{Q}} \left[J_0(Mm_f) \cos m\omega_0 t - J_1(Mm_f) \sin m\omega_0 t \sin \omega t + \right. \right. \\ &\quad \left. \left. + 2 \sum_{n=1}^{\infty} \left[J_{2n}(Mm_f) \cos m\omega_0 t \cos 2n\Omega t - J_{2n+1}(Mm_f) \sin m\omega_0 t \sin(2n+1)\Omega t \right] \right\} =\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
&= \frac{U}{Q} \left[\left[1 + 2 \sum_{k=1}^{\infty} \frac{\sin \frac{k\pi}{Q}}{\frac{k\pi}{Q}} \left\{ J_0(Mm_f) \cos m\omega_0 t - 2J_1(Mm_f) \sin m\omega_0 t \sin \Omega t + \right. \right. \right. \\
&+ \left. \left. \left. 2 \sum_{n=1}^{\infty} [J_{2n}(Mm_f) \cos m\omega_0 t \cos 2n\Omega t - J_{2n+1}(Mm_f) \sin m\omega_0 t \sin(2n+1)\Omega t] \right\} \right] \right] = \\
&= \frac{U}{Q} \left[\left[1 + 2 \sum_{k=1}^{\infty} \frac{\sin \frac{k\pi}{Q}}{\frac{k\pi}{Q}} \left\{ J_0(Mm_f) \cos m\omega_0 t - J_1(Mm_f) [\cos(m\omega_0 t - \Omega t) - \right. \right. \right. \\
&- \left. \left. \left. \cos(m\omega_0 t + \Omega t)] + \sum_{n=1}^{\infty} [J_{2n}(Mm_f) \cos(m\omega_0 t - 2n\Omega t) + \right. \right. \right. \\
&+ \left. \left. \left. J_{2n}(Mm_f) \cos(m\omega_0 t + 2n\Omega t) - J_{2n+1}(Mm_f) \cos[m\omega_0 t - (2n+1)\Omega t] + \right. \right. \right. \\
&+ \left. \left. \left. J_{2n+1}(Mm_f) \cos[m\omega_0 t + (2n+1)\Omega t] \right\} \right] \right]
\end{aligned}$$

Рассмотрим возможность выделения модулирующей функции в области частот 6...9 кГц на пороговой кривой радиозвука.

При установке частоты следования импульсов ЭМИ СВЧ, равной частоте механического резонанса головы, т. е. порядка 7,5 кГц в точке максимального порога (см. рис. 5), возможна ЧМ на псевдорезонансной системе, эквивалентной системе двух расстроенных резонансных контуров при первоначальном ЧИМ излучении. Однако при этом полоса пропускания полезного сигнала не превышает 1,5 кГц. Основным недостатком такой ЧМ является наличие обертонов и субгармоник, лежащих в полосе физиологически воспринимаемых частот и приводящих к повышению амплитуд мешающих сигналов, т. е. к снижению отношения сигнал/шум.

Анализ спектров АИМ и ЧИМ излучения будет проведен после определения величин коэффициента и индекса модуляции.

Определенная ранее принципиальная возможность передачи полезной информации с помощью ЭМИ СВЧ в виде кода представляет также большой практический интерес. Рассмотренный механизм радиозвука и пороговые характеристики этого эффекта создают предпосылки для оценки возможности реализации такого канала связи и его характеристик.

Ввиду того, что, как было показано выше, при любом виде модуляции импульсной последовательности ЭМИ СВЧ сигнал, поступающий в слуховой анализатор, характеризуется тремя частотными компонентами, представляющими спектр АМ сигнала, а также независимостью частоты возбужденных механических колебаний в тканях головы от частоты следования импульсов СВЧ, можно считать оптимальным формирование кода с помощью пачечно-импульсной модуляции (ПИМ). Коротким и продолжительным пачкам импульсов соответствуют различные отрезки времени, в течение которых будут возбуждаться механические колебания, т. е. будет реализован доступный для восприятия акустический сигнал разной длительности, представляющий собой аналог амплитудной телеграфии (АТ) [31].

В данной реализации вопрос выбора параметров импульсов не является принципиальным с точки зрения самой реализации бионического канала связи. Однако ввиду затухающего характера возбужденных механических колебаний при произвольном выборе частоты следования импульсов в пачке и их длительности будет наблюдаться резидуальный звук, т. е. наложение огибающей возбужденных механических колебаний в виде экспоненты на сам процесс генерации этих колебаний, что в конечном итоге приведет к снижению вероятности правильного распознавания сигнала. Поэтому частоту следования импульсов в пачке необходимо устанавливать равной второй частоте связи (~ 10 кГц), что позволит получить чистый тональный сигнал при максимальной чувствительности слуховой системы. Длительность импульсов может быть выбрана из условия $\tau_{и} < T/2$, т. е. в пределах 50 мкс.

Поскольку при приеме кода «на слух» частотная полоса сигнала заведомо меньше, чем при приеме «телефонного» сигнала [31], ширина полосы пропускания псевдорезонансного участка на уровне 0,707 удовлетворяет условиям неискаженного приема сигнала АТ.

Коды разрабатываются с учетом физиологических особенностей слухового анализатора (в частности, код Морзе) и такие вопросы, как выбор длительности короткой и продолжительной пачки решаются в соответствии с существующими ГОСТ.

На рис. 68 схематически изображен процесс передачи-приема АТ сигнала бионическим путем.

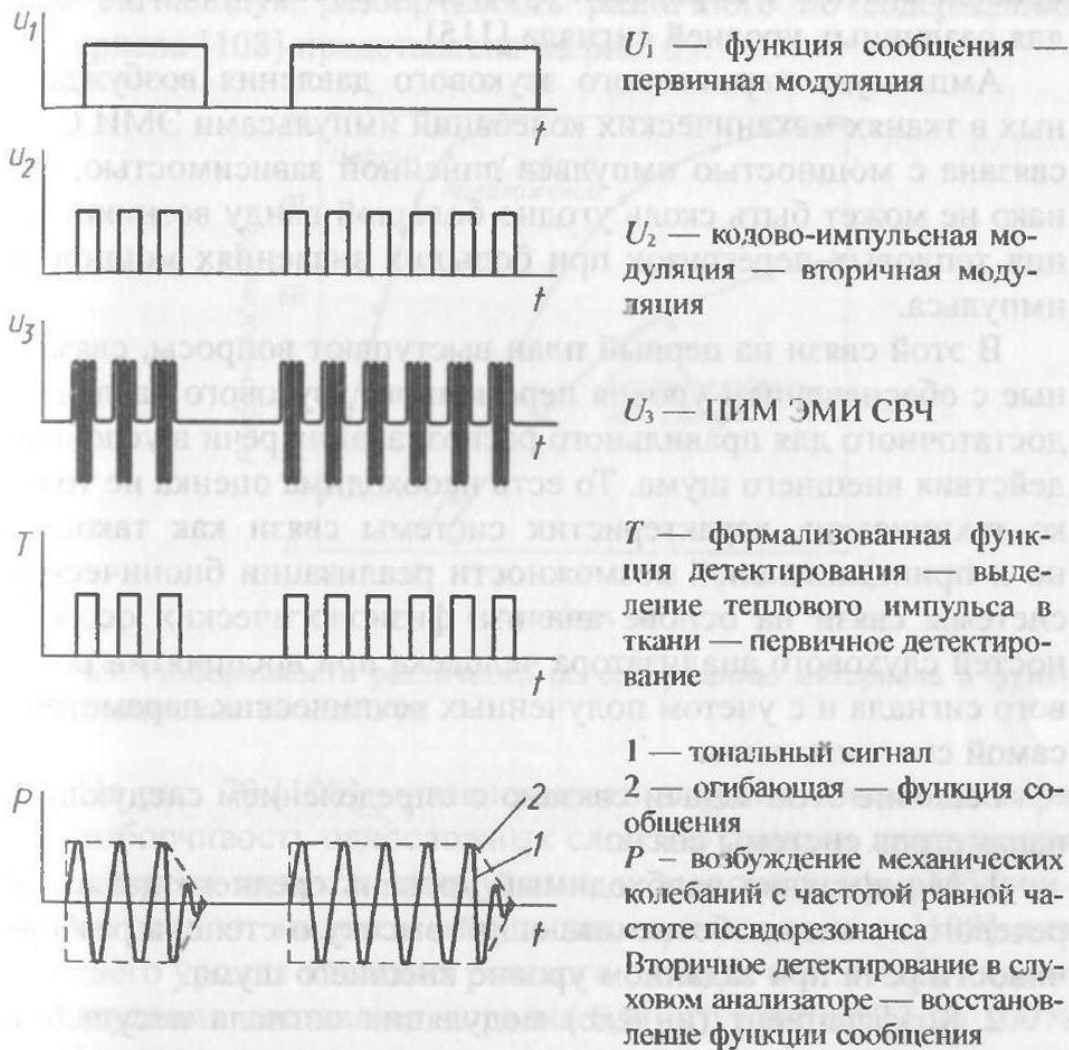


Рис. 68. Процесс формирования АТ-сигнала в слуховом анализаторе

6.2. Обоснование выбора основных параметров бионического канала связи

Рассмотренные выше физические основы бионической системы связи раскрывают сущность передачи информации человеку с помощью импульсно-модулированного электромагнитного излучения без применения технических средств приема и определяют основные принципы модуляции ЭМИ и границы частотного диапазона функции сообщения.

По сравнению с любой другой технической системой связи бионическая может быть реализована лишь при условии

выполнения некоторых дополнительных требований, связанных с чувствительностью слухового анализатора по костной проводимости и с пороговой чувствительностью АМ сигнала для различных уровней сигнала [115].

Амплитуда переменного звукового давления возбужденных в тканях механических колебаний импульсами ЭМИ СВЧ связана с мощностью импульса линейной зависимостью, однако не может быть сколь угодно большой ввиду возникновения тепловых перегрузок при больших значениях мощности импульса.

В этой связи на первый план выступают вопросы, связанные с обеспечением уровня переменного звукового давления, достаточного для правильного распознавания речи в условиях действия внешнего шума. То есть необходима оценка не только технических характеристик системы связи как таковой, но и принципиальной возможности реализации бионической системы связи на основе анализа физиологических особенностей слухового анализатора человека при восприятии речевого сигнала и с учетом полученных технических параметров самой системы связи.

Решение этой задачи связано с определением следующих параметров системы связи:

1. Минимально необходимый уровень среднего давления речевого сигнала, обеспечивающий высокую степень разборчивости речи при заданном уровне внешнего шума.

2. Коэффициент (индекс) модуляции сигнала несущей с учетом частотно-пороговой зависимости при восприятии информации в диапазоне частот модулирующего сигнала.

3. Длительность импульса.

4. Мощность импульса.

5. Тепловые нагрузки.

Уровень давления и разборчивость речевого сигнала.

По данным [35] для обеспечения высокой разборчивости речи уровень среднего давления речевого сигнала должен быть на 40...50 дБ выше порогового значения $2 \cdot 10^{-4}$ дин·см⁻². Процент правильного восприятия материала при этом достигает 80...100%.

Результаты исследований артикуляционных испытаний с тремя видами слов [87] показывают, что 80...100% правильно

воспринятого материала реализуются при относительной интенсивности речевого сигнала 25...50 дБ. В функции отношения сигнал/шум разборчивость различного по содержанию материала [108] представлена на рис. 69.

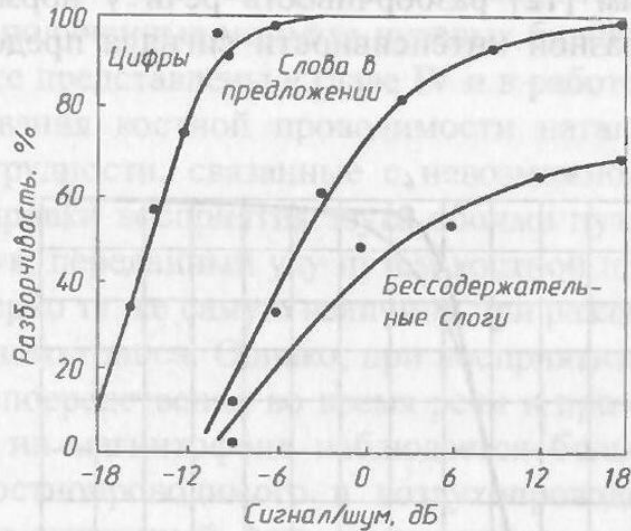


Рис. 69. Разборчивость различного по содержанию материала в функции отношения сигнал/шум

На рис. 70 [108] — зависимости влияния объема словаря на разборчивость односложных слов. По данным диаграммам для расчета индекса артикуляции и зависимостям разборчивости речи от индекса модуляции, приводимым в [108] для среднего уровня давления речевого сигнала 40...50 дБ, индекс артикуляции составляет порядка 0,8, что дает от 92 до 100% разборчивости речи в зависимости от словаря.

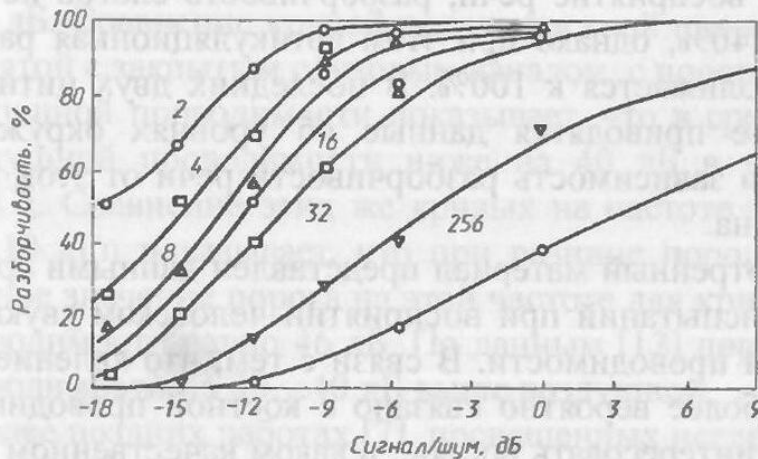


Рис. 70. Зависимость влияния объема словаря на разборчивость односложных слов

Таким образом, для достаточно высокого уровня распознавания речи (80% и выше) средний уровень звукового давления речевого сигнала при воздушном проведении должен быть порядка $6,3 \cdot 10^{-2}$ дин·см⁻².

По данным [12] разборчивость речи у нормально слышащих при разной интенсивности сигнала представлена на рис. 71.

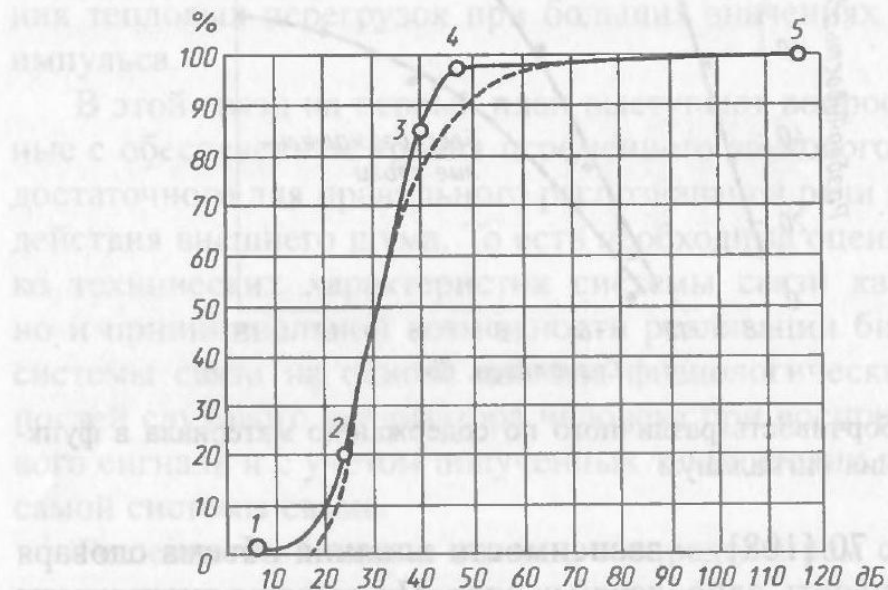


Рис. 71. Разборчивость речи у нормально слышащих при разной интенсивности сигнала

По результатам исследований [127] в условиях потери чувствительности слуха не более 10...20 дБ, что практически не влияет на восприятие речи, разборчивость слогов не превышает 30...40%, однако при этом артикуляционная разборчивость приближается к 100%. В последних двух цитируемых работах не приводятся данные об уровнях окружающего шума, хотя зависимость разборчивости речи от этой величины очевидна.

Рассмотренный материал представлен данными артикуляционных испытаний при восприятии человеком звука путем воздушной проводимости. В связи с тем, что явление радиозвука наиболее вероятно связано с костной проводимостью, нас будет интересовать вопрос, в каком качественном и количественном отношении эти данные находятся с результатами исследований костной проводимости.

По данным [136, 137, 209] для обоих видов слышимости образуется идентичная модель вибрации перегородки улитки органа слуха, что было продемонстрировано нейтрализацией тона, воспринимаемого путем костной проводимости, тоном, воспринимаемым путем воздушной проводимости. Такие же результаты, полученные методом нулевых биений в натурном эксперименте представлены в главе IV и в работе [96].

Исследования костной проводимости наталкиваются на серьезные трудности, связанные с невозможностью полной дифференцировки восприятия звука обоими путями. По данным [87] звук, переданный уху путем костной проводимости, имеет примерно ту же самую величину при различении нашего собственного голоса. Однако, при восприятии собственного голоса непосредственно во время речи и при прослушивании записи на магнитофоне наблюдается большая разница в тембре костнопроводимого и воздухопроводимого звука. Этот хорошо известный факт указывает на различный ход частотно-пороговых кривых для костной и воздушной проводимостей.

В конечном итоге, пороги костной проводимости будут определять уровень давления возбуждаемых механических колебаний в тканях головы, необходимый для восприятия человеком слухового ощущения неадекватным путем.

Измерение порогов костной проводимости имеет свои особенности. Так, при закрытом слуховом канале порог костной проводимости понижается примерно на 10 дБ для частот, лежащих ниже 2 кГц [138], на частоте 125 кГц порог понижается на 24 дБ. Сравнение кривой порога костной проводимости [138], снятой с закрытым слуховым каналом, с пороговой кривой воздушной проводимости показывает, что в среднем порог воздушной проводимости ниже на 40 дБ в диапазоне $50 \dots 10^4$ Гц. Сравнение этих же кривых на частоте псевдорезонанса 10 кГц показывает, что при разнице порогов 36 дБ абсолютное значение порога на этой частоте для кривой костной проводимости равно 46 дБ. По данным [12] пороги костной проводимости на $30 \dots 40$ дБ выше воздушной.

В более поздних работах [7], посвященных исследованию порогов слышимости при костном и воздушном проведении звуков, показано, что существует довольно нелинейная зави-

симось соотношения порогов при костном и воздушном проведении звуков от частоты. Так, на частоте 0,125 кГц превышение порога при костном проведении составляет всего 9 дБ и достигает 39 дБ на частоте 0,5 кГц. На частоте 13 кГц величины порогов оказываются одинаковыми.

Сравнение пороговой кривой радиозвука с пороговой кривой костного проведения звука показывает их хорошее качественное, а на отдельных участках и количественное, приближение.

Отличие количественных характеристик пороговой кривой радиозвука, в основном носящих амплитудный характер, от пороговой кривой костного проведения звука [87], очевидно, можно объяснить различием в способах возбуждения костей черепа и мягких тканей головы.

Существенное влияние на необходимый уровень давления речевого сигнала оказывает маскировка внешними шумами полезного сигнала. Данные порогов маскировки различными шумами рассмотрены в литературе [87, 107, 115].

Мы воспользуемся здесь основными результатами этих исследований — равенством уровней маскиера и маскируемого сигнала при определении порогов маскировки. Это обстоятельство является одним из основных критериев определения порогового значения уровня звукового давления при возбуждении механических колебаний импульсами ЭМИ СВЧ и в дальнейшем — пороговых значений импульсной мощности.

По данным [104, 234] в натурном эксперименте при облучении головы человека импульсами ЭМИ СВЧ, возникающее слуховое ощущение маскировалось внешним шумом с уровнем до 60 дБ, причем маскиер воспринимался путем воздушной проводимости.

Проведенный краткий анализ позволяет выделить следующие основные положения для определения необходимого уровня звукового давления речевого сигнала при восприятии звука путем костно-тканевой проводимости:

1. Идентичность модели вибрации основной мембраны улитки при костной и воздушной проводимостях позволяет перенести принципиальные особенности эффектов маскировки акустических стимулов на стимулы, возбуждаемые с помощью ЭМИ СВЧ.

2. Идентичность моделей вибрации основной мембраны улитки при костной и воздушной проводимостях позволяет применить основные зависимости разборчивости речевого сигнала от отношения сигнал/шум и интенсивности внешнего стимула при воздушной проводимости к костной проводимости с учетом разницы в порогах чувствительности в заданном диапазоне частот стимула.

3. Необходимость учета пороговой кривой радиозвука и частотно-пороговой кривой костно-тканевой проводимости в режиме ударных акустических колебаний при определении пороговых значений костного проведения звука в заданном диапазоне частот стимула.

Рассмотренные акуметрические и аудиометрические данные позволяют перейти к выбору основных технических параметров бионического канала связи.

Коэффициент модуляции и спектр воспринимаемого сигнала в режиме АИМ излучения. Увеличение коэффициента модуляции способствует увеличению дальности связи, что равносильно увеличению мощности передатчика. С другой стороны, при этом повышается амплитуда полезного сигнала в приемнике, что эквивалентно повышению его чувствительности.

Эти известные положения не претерпевают изменений для бионического канала связи, т. е. и в данном случае необходимо стремиться к достижению максимально возможного значения коэффициента модуляции.

С другой стороны, ввиду нелинейности модуляционных характеристик функциональных блоков передатчика коэффициент модуляции в режиме АМ всегда существенно меньше единицы.

По данным [93] при АМ модуляции ламповых СВЧ генераторов синусоидальным сигналом с мощностью несущей в согласованной нагрузке до 220 Вт нелинейность сигнала, снимаемого с детектора не превышает 5% при коэффициенте модуляции $M = 0,8$. При $M = 0,95$ нелинейность в отдельных точках в диапазоне длин волн несущей 9...100 см достигает 12%. С учетом большого разброса параметров электронных ламп, применяемых в генераторах СВЧ, величина $M = 0,8$ мо-

жет быть выбрана как реализуемая с небольшими отклонениями для достаточно большого количества ламп. Кроме того, достижение значений M близких к 1 приводит к неоправданному усложнению блоков модуляции и, как будет показано ниже, при всех случаях полностью не решает поставленной задачи. По данным [127] в слуховых аппаратах нелинейные искажения составляют 4...6%.

Для выбранного значения M определим спектр сигнала при АИМ излучении.

Компонента, соответствующая максимальному значению $\Omega_{\mu} = 2,2$ кГц имеет амплитуду равную $\frac{U_0 M}{Q}$ и ослабляется в соответствии с пороговой кривой радиозвука на 7 дБ. Для $M = 0,8$ величина постоянного уровня U_0 может быть выбрана равной 0,5 для максимального использования динамического диапазона полезного сигнала. Скважность, исходя из обычно применяемых значений длительности импульса в натуральных экспериментах по радиозвуку, порядка 10 мкс и частоты псевдорезонанса равной 10 кГц, имеет значение 10. При этом, компонента $\frac{U_0 M}{Q}$ будет ослаблена дополнительно на 28 дБ, т. е. суммарное ее ослабление составляет 35 дБ.

Запишем условие формирования спектра сигнала при АИМ режиме:
при $M = 0,8$,

$$\lim_{\frac{\pi}{Q} \rightarrow \infty; \frac{\pi}{Q} \rightarrow 0} \frac{\sin \frac{m\pi}{Q}}{\frac{m\pi}{Q}} = 1,$$

что справедливо при достаточно больших значениях Q . Условие $f_c = f'_{\text{РЕЗ}}$, где $f'_{\text{РЕЗ}}$ — частота псевдорезонанса или вторая частота связи, обеспечивает выделение первой гармоники импульсной последовательности.

Известно, что для выделения полезного сигнала, т. е. модулирующей функции, детектор должен содержать фильтр низших частот (ФНЧ). Ввиду того, что в рассматриваемом случае диапазон частот, воспринимаемых человеком в виде полезной информации и выделенной поднесущей, находятся в пределах физиологически воспринимаемых звуковых частот

и не могут различаться более, чем на порядок, то совершенно очевидно, что подавляться будут только обертоны поднесущей. Сама же поднесущая должна «прослушиваться» одновременно с восприятием модулирующего сигнала.

Процесс фильтрации обертонов может быть представлен снижением чувствительности слухового анализатора в области высоких частот. С учетом ограничения полосы пропускания полезного сигнала компоненты $2f_c$, $2f_c - \Omega$, $2f_c + \Omega$ ослаблены, по крайней мере, на 40 дБ (по пороговой кривой радиозвука). Тем самым вопросы, связанные с возникновением комбинационных частот, их оценкой и определением возможных искажений при приеме речи, отпадают.

При наличии сильного затухания компонент спектра АИМ сигнала при $m = 2, 3 \dots$ за счет наличия ВЧГС по костной проводимости, формально выполняющей роль ФНЧ [16], спектр АИМ сигнала вырождается в спектр АМ сигнала, имеющего вид:

$$U(t) = \frac{U_c}{2} [0,5 + \cos f_s t + 0,4 \cos (f_s + \Omega)t + 0,4 \cos (f_s - \Omega)t],$$

где $f_s = f_c$ — частота возбужденных механических колебаний в точке псевдорезонанса.

Воспринимаемый человеком путем костной проводимости спектр АИМ излучения после преобразования двухконтурной резонансной системой содержит три компоненты — $f_s + \Omega$, $f_s - \Omega$, f_s . Компонента f_s представляет собой помеху ввиду невозможности ее режекции анатомическими структурами.

Таким образом, отмечаемая в натуральных экспериментах монотональность воспринимаемого радиозвука при частотах следования импульсов СВЧ свыше 10 кГц подтверждается наличием члена $U_0 \cos \omega_0 t$, представляющего собой первую гармонику импульсной последовательности.

Выделение модулирующей функции в технических системах связи осуществляется, как известно, за счет биений боковых частот.

Слуховой анализатор при подаче на него АМ сигнала выполняет ту же функцию [14] и в этом смысле представляет собой аналог амплитудного детектора. Это означает, что наличие в спектре сигнала частотных компонент $f_s + \Omega$, $f_s - \Omega$

будет приводить к формированию слуховым анализатором полезного сигнала, представляющего собой модулирующую функцию. На рис. 72 схематически изображен процесс передачи–приема функции сообщения в АИМ режиме.

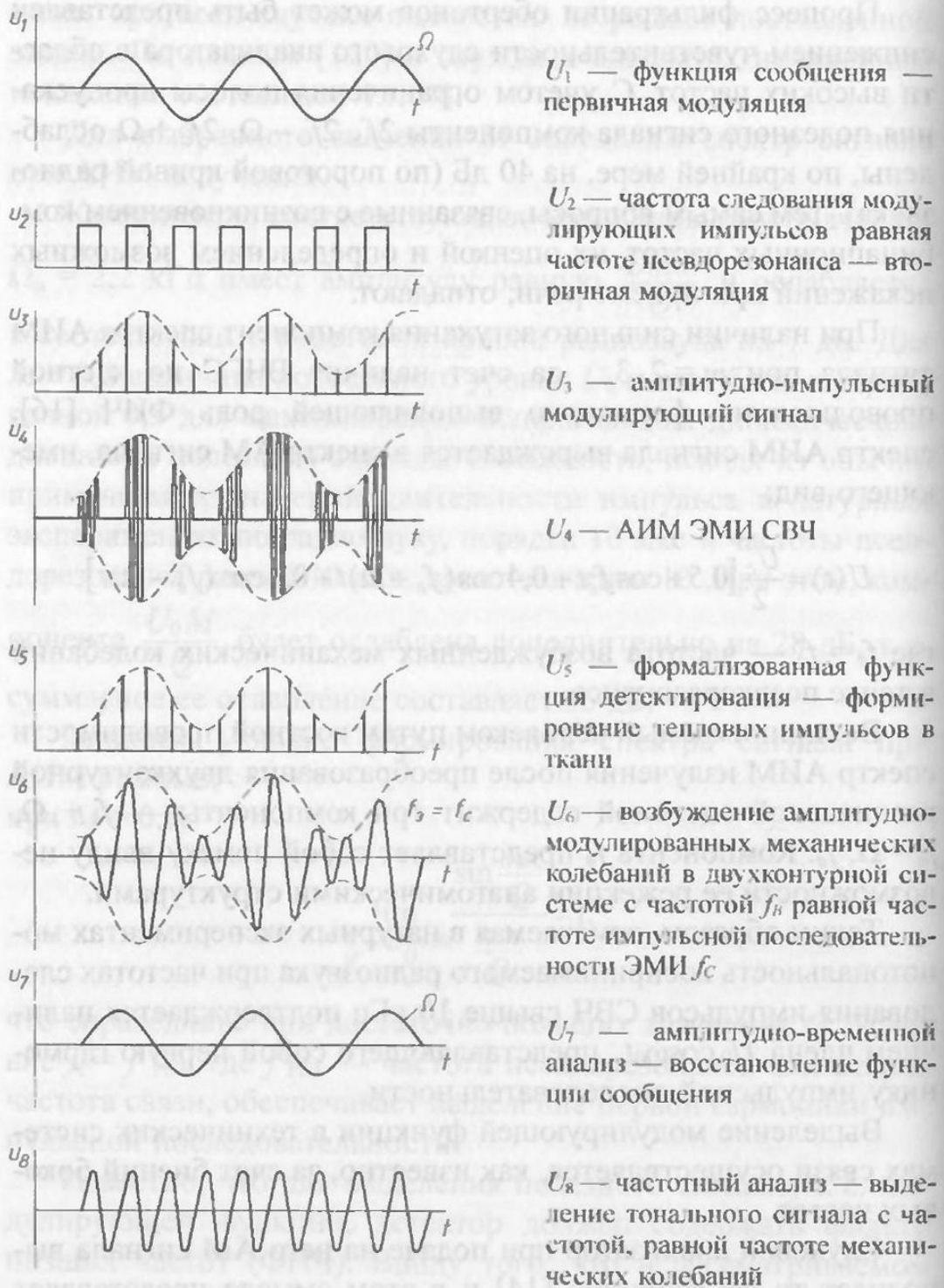


Рис. 72. Процесс формирования модулирующей функции в слуховом анализаторе в АИМ режиме

Индекс модуляции и спектр воспринимаемого сигнала в режиме ЧИМ излучения. Повышение порога по костной проводимости в области верхних частот также оказывает влияние на формирование ЧМ сигнала при ЧИМ режиме — амплитуды обертонов поднесущей и боковых ослабляются на 40 дБ и более в соответствии с пороговой кривой радиозвука. Это приводит к сужению спектра воспринимаемых при радиозвуке частот и делает бессмысленным расширение полосы полезного сигнала.

Действительно, применив на передающем конце ФНЧ с частотой среза $F_c < \Omega_\mu$, можно получить в итоге широкополосную ЧМ с индексом модуляции $m_f = \frac{\Delta f_{c \text{ макс}}}{\Omega} > 1$, где $\Delta f_{c \text{ макс}}$ — максимальная девиация поднесущей равная 4 кГц; Ω — частота модуляции меньше $\Omega_\mu = 4$ кГц. Такое решение вопроса кроме неиспользуемого расширения спектра приведет к сужению полосы полезного сигнала, т. е. в результате к ухудшению характеристик всего канала связи в целом. Поэтому целесообразно принять $m_f = 1$, т. е. $\Delta f_{c \text{ макс}} = \Omega_\mu$.

По графикам зависимости функций Бесселя от индекса модуляции [31] при $m_f = 1$ получаем: $J_0 = 0,77$; $J_1 = 0,44$; $J_2 = 0,1$; $J_3 = 0,02$.

$$\text{При } Q \rightarrow \infty \quad \frac{U}{Q} = U_0, \quad \lim_{\substack{\frac{\pi}{Q} \rightarrow \infty \\ \frac{\pi}{Q} \rightarrow 0}} \frac{\sin \frac{k\pi}{Q}}{\frac{k\pi}{Q}} = 1.$$

и для $M = 0,8$ полученный спектр ЧИМ излучения принимает вид:

$$U(t) = U_0 [1 + 1,23 \cos f_c t - 0,7 \cos (f_c - \Omega)t - 0,7 \cos (f_c + \Omega)t + \\ + 0,08 \cos (f_c - 2\Omega)t + 0,08 \cos (f_c + 2\Omega)t - 0,016 \cos (f_c - 3\Omega)t + \\ + 0,016 \cos (f_c + 3\Omega)t].$$

Пронормировав амплитуды компонент относительно компоненты f_c , получаем выражение для спектра ЧИМ в виде:

$$U(t) = U_0 [1 + \cos f_c t - 0,57 \cos (f_c - \Omega)t - 0,57 \cos (f_c + \Omega)t + \\ + 0,065 \cos (f_c - 2\Omega)t + 0,065 \cos (f_c + 2\Omega)t - 0,013 \cos (f_c - 3\Omega)t + \\ + 0,013 \cos (f_c + 3\Omega)t].$$

Амплитуды двух последних членов составляют менее 5% амплитуды и ими можно пренебречь. Компонента $\omega_0 + 2\Omega$ подавлена более, чем на 40 дБ за счет наличия ВЧГС, мощность компоненты $f_c - 2\Omega$ составляет менее 1% от мощности поднесущей.

В результате получаем спектр в виде:

$$U(t) = U_0 [1 + \cos f_c t - 0,57 \cos (f_c - \Omega)t - 0,57 \cos (f_c + \Omega)t],$$

представляющего собой спектр АМ сигнала.

Поскольку в этом выражении поднесущая представляет собой также частоту возбужденных механических колебаний, то выражение спектра воспринимаемого АМ сигнала запишем в виде:

$$U(t) = U_0 [1 + \cos f_e t - 0,57 \cos (f_e - \Omega)t - 0,57 \cos (f_e + \Omega)t].$$

Как следует из этого выражения, в отсутствии ЧМ также выделяется первая гармоника импульсной последовательности, т. е. монотональный сигнал.

Введение дополнительной ЧМ импульсов приводит к появлению боковых составляющих, формирующих полезный сигнал.

Выходной АМ спектр, учитывающий частотную характеристику $K(f)$ псевдорезонансного участка, будет описываться выражением:

$$U(t) = K(f_c) \cos f_c t - 0,57 K(f_c - \Omega) \cos (f_c - \Omega)t - 0,57 K(f_c + \Omega) \cos (f_c + \Omega)t.$$

Для определения значения K для компонент f_c , $f_c - \Omega$ и $f_c + \Omega$ определим динамический диапазон коэффициента модуляции, воспользовавшись данными о минимально слышимом АМ сигнале [115]. Для определенного выше минимального необходимого уровня среднего давления речевого сигнала порядка 40...50 дБ необходимое минимальное значение M определяется величиной в пределах 0,055...0,045 на частоте 1 кГц.

Принимая $M = 0,8$ для верхней области низших частот ($U_{\max}/U_{\min} = 9$), для области верхних частот для $M = 0,045$... $0,05$ получаем $U_{\max}/U_{\min} = 1,1$. Отсюда, $K(f_c) = 0,5$, $K(f_c - \Omega) = 0,9$ и $K(f_c + \Omega) = 0,11$ для $\Omega = \Omega_{\max}$.

Компоненты спектра при этом будут иметь амплитуды:

- ◇ поднесущая — 0,5;
- ◇ первая боковая — 0,513;
- ◇ вторая боковая — 0,0627.

Подобный вид преобразования модулированного сигнала — ЧМ→АМ рассмотрен в [29] и носит название смешанной амплитудно-частотной модуляции.

На рис. 73 схематически изображен процесс передачи, приема и анализа функции сообщения в режиме ЧИМ.



Рис. 73. Процесс формирования модулирующей функции в слуховом анализаторе в ЧИМ режиме

Частотное разрешение модулирующего сигнала и поднесущей. Присутствие неотфильтрованного сигнала поднесущей в возникающем слуховом ощущении приводит к образованию двухтонового сигнала, состоящего из двух синусоидальных колебаний — сигнала поднесущей и модулирующего сигнала.

По данным [3, 14, 63, 64] эти сигналы могут быть разрешены, т. е. восприниматься отдельно и одновременно, если выполняется условие $\Delta f > \Delta f_{кр}$, где Δf — частотный интервал между частотами воспринимаемых сигналов; $\Delta f_{кр}$ — полоса узкополосных «фильтров» в рецепторном аппарате, образующихся в результате интегрирования частотных областей в частотные группы. При этом ширина частотной группы определяется центральной частотой [115]. Спектр сигнала, реализованного эквивалентной резонансной системой, состоит из компонент Ω , f_c , $f_c - \Omega$ и $f_c + \Omega$.

Области возбуждения [64] для этих частот можно определить пользуясь классическим определением ширины полосы пропускания резонансного контура $2\Delta f = f_{рез}/Q$. Используя данные [65] о добротности колебательной системы формирующей возбуждающее действие на рассматриваемый нейрон ($Q = 7 \dots 10$), определим возможность разрешения модулирующего сигнала и сигнала поднесущей.

В режиме АИМ ширина полосы пропускания модулирующего сигнала составила 2,1 кГц при значении поднесущей 10,5 кГц (боковые соответственно 8,4 и 12,6 кГц).

Минимальное значение частотного интервала при этом равно $\Delta f_{мин} = (f_c - \Omega) - \Omega = 6,3$ кГц. Значение критических полос на уровне 0,707 определим из соотношения $f_{кр} = 2\Delta f = f_{рез}/Q$.

Для $Q = 7$ получаем $f_{кр_1} = \Omega/Q = 300$ Гц; $f_{кр_2} = \frac{f_c - \Omega}{Q} = 1200$ Гц;

$f_{кр_3} = f_c/Q = 1500$ Гц; $f_{кр_4} = \frac{f_c + \Omega}{Q} = 1800$ Гц.

Для режима ЧИМ при $\Delta f = 4$ кГц конечный АМ сигнал содержит компоненты с частотами 10; 14 и 18 кГц. При этом $\Delta f_{мин} = 6$ кГц; $\Delta f_{кр_1} = 571$ Гц; $\Delta f_{кр_2} = 1428$ Гц; $\Delta f_{кр_3} = 2000$ Гц; $\Delta f_{кр_4} = 2570$ Гц.

Сравнивая полученные значения частотных групп с приводимыми в [115] можно отметить, что применение физиче-

ского подхода для определения этой величины вполне допустимо. Получаемые при этом значения частотных групп меньше приводимых в [23]. Это обстоятельство можно объяснить несимметричностью резонансных кривых точек локализации смещений основной мембраны улитки.

Таким образом, определенные из физических представлений полосы пропускания сигналов образуют частотную группу, и сигнал будет монотонным.

По данным [14], боковые спектральные полосы никогда не возникают — вместо них прослеживается частота модуляции, которая не содержится в спектре сигнала. Данные электрофизиологических исследований показывают прямую зависимость числа разрядов нейронов от частоты несущей, а узор активности нейронов отображает возможность непосредственного выделения частоты модуляции изменением амплитуды импульсной активности.

С другой стороны, по данным [115] для монотонального восприятия спектра АМ сигнала необходимо выполнение условия $\Delta f \leq \Delta f_{кр}$, что приводит к необходимости сужения полосы пропускания полезного сигнала. Так, при АИМ для средней частоты равной 10,5 кГц полоса пропускания согласно [115] должна быть равна 1250 Гц. Для ЧИМ ширина полосы пропускания сузится до 2 кГц.

Окончательный выбор полосы пропускания можно будет сделать путем прослушивания АМ сигнала на физической модели.

Динамический диапазон коэффициента модуляции. Передача информации обычным радиоканалом происходит при линейной модуляции несущей. Обеспечение равногромкостного восприятия передаваемой информации происходит путем формирования соответствующей АЧХ в приемнике. Причем, увеличение амплитуды сигнала в той или иной области АЧХ равносильно увеличению коэффициента в этой области частот.

По данным литературы и результатов собственных исследований частотно-пороговая кривая слуха при костно-тканевой проводимости также неравномерна, т. е. и в данном случае необходима коррекция АЧХ приемника. В случае возбуждения слухового ощущения при поглощении тканями головы

энергии импульсно-модулированного ЭМИ СВЧ, т. е. при формализованном приеме информации анатомическими структурами головы, структура такого приемника жестко задана. Следовательно, равногромкостной прием информации путем костно-тканевого проведения звука при бионическом приеме возможен только путем формирования соответствующей АЧХ в тракте модуляции передатчика, т. е. возникает необходимость реализации частотно-зависимого коэффициента модуляции. При этом динамический диапазон коэффициента модуляции задается величиной подъема воспринимаемого сигнала в полосе передаваемых частот относительно точки минимального порога на кривой равной громкости при костно-тканевой проводимости.

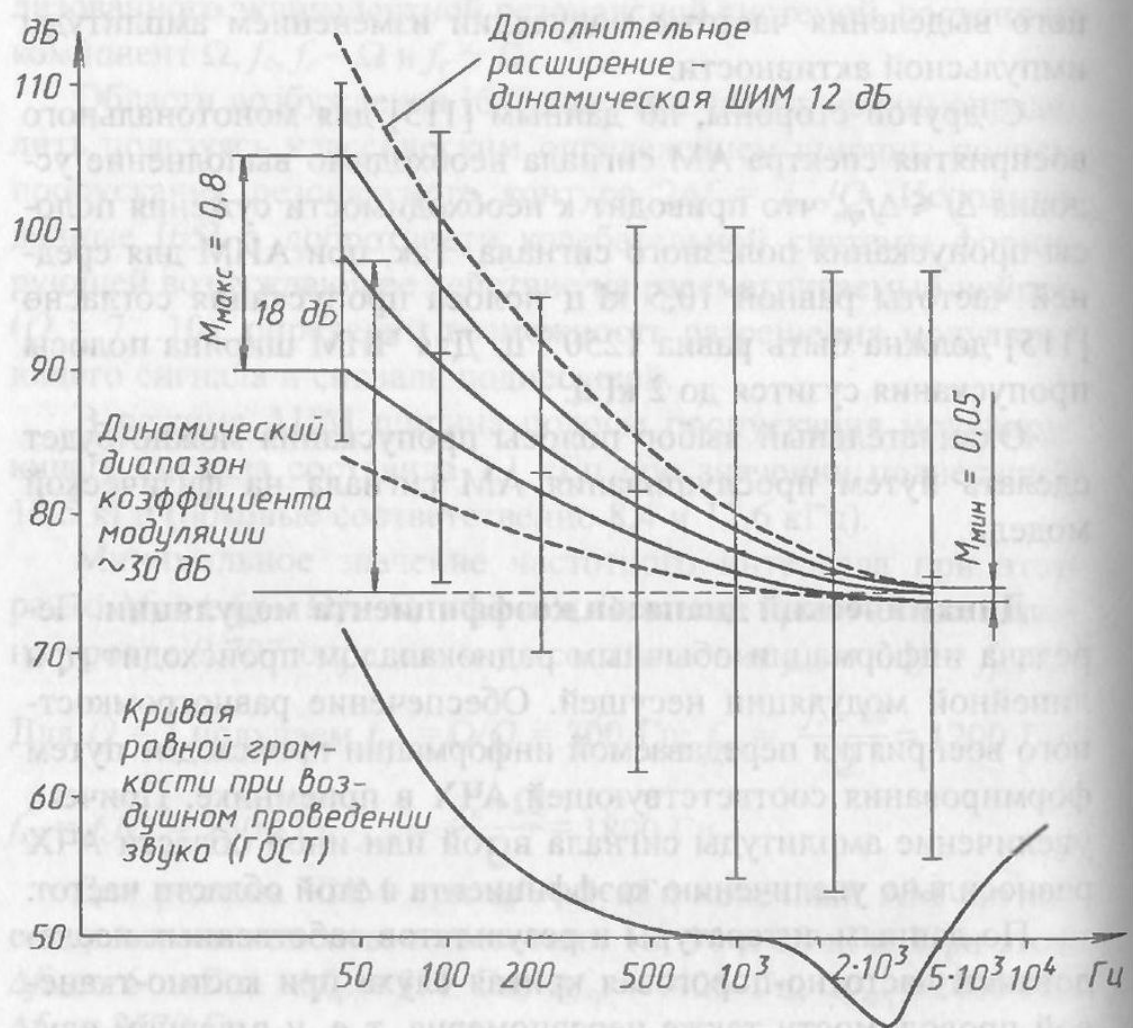


Рис. 74. Усредненная кривая равной громкости при костно-тканевом проведении

В соответствии с определенным в п.п. 6.2.2 и 6.2.3. максимальным значением полосы частот передаваемого сигнала равным 4,4 кГц и используя данные [7, 62, 82, 95, 129, 134, 180] можно определить расчетным путем усредненную кривую равной громкости при костно-тканевой проводимости звука (рис. 74).

Максимальный подъем в области НЧ на этой кривой относительно частоты 4,4 кГц составляет примерно 30 дБ.

Используя данные [115] о кривых минимально слышимого АМ сигнала и их параллельности кривой равной громкости при воздушном проведении звука, а также единый механизм вибрации улитки при воздушном и костном проведении звука [138], полученную кривую равной громкости при костно-тканевой проводимости можно рассматривать как кривую минимально-слышимого АМ сигнала.

По определенным в п. 6.2.3 значениям M_{\min} и M_{\max} , динамический диапазон M составляет только 18 дБ, что не позволяет реализовать равногромкостную кривую конечного АМ сигнала.

Дополнительное увеличение глубины модуляции на низших частотах можно осуществить используя либо зависимость $p = f(P_{\text{и}})$ [92], т. е. путем избирательного увеличения импульсной мощности, либо зависимость $p = f(\tau_{\text{и}})$ [92, 206] — путем увеличения длительности импульсов ЭМИ, где p — переменное звуковое давление развиваемое механическими колебаниями, возбужденными в тканях головы.

Первое решение технически более простое, но, оно неприемлемо в режиме ЧИМ. При увеличении длительности импульса в пределах $0 < \tau_{\text{и}} < t/2$, где t — период возбуждения механических колебаний, наблюдается рост амплитуды звукового давления до некоего максимального значения. Характер

этой зависимости определяется соотношением $A_{\Sigma} = 2A_0 \sin \frac{\Delta\phi}{2}$ [37], где A_{Σ} — амплитуда результирующего колебания; A_0 — амплитуда колебания развиваемого фронтами теплового импульса; $\Delta\phi$ — фазовый сдвиг между колебаниями возбужденными передним и задним фронтами теплового импульса и пропорциональный длительности импульса. Решение этого уравнения для значения фазового сдвига, выраженного в до-

лях периода возбужденных колебаний в пределах $0 \dots t/2$ дает зависимость близкую к линейной, что подтверждается в работе [135], указывающей на сохранение соотношения $\tau_{и} P_{и} = \text{const}$ в пределах $0 < \tau_{и} < t/2$. Дополнительное расширение импульсов ЭМИ СВЧ для низкочастотных компонент АМ сигнала должно быть порядка 12 дБ.

Длительность импульсов ЭМИ. Как показано было выше, частота резонансных колебаний в реальных условиях может варьировать приблизительно от 7,5 до 10 кГц, т. е. максимальная длительность импульса при АИМ не может превышать 50 мкс.

В режиме ЧИМ при $f_{c_{и\text{м\text{л}}}} = 14$ кГц (период следования импульсов равен 70 мкс), максимально возможное значение длительности импульса составляет 35 мкс. При $m_f = 1$ и девиации поднесущей, равной 4 кГц максимальная частота следования импульсов достигает 18 кГц ($T_{сл} = 55$ мкс) и длительность импульсов не может превышать 27,5 мкс.

Определив верхнюю границу длительности импульсов для обоих видов модуляции можно рассмотреть единый способ реализации равногромкостной кривой АМ сигнала.

В качестве меры по формированию равногромкостной кривой возможно введение дополнительной широтно-импульсной модуляции (ШИМ) в обоих режимах излучения. При этом необходимо рассмотреть условия выбора начальной длительности импульса. В соответствии с пороговыми кривыми слышимости АМ, минимальное значение длительности импульса должно соответствовать области частот 1...4 кГц.

Выбор величины длительности импульса СВЧ при заданной частоте следования должен диктоваться следующими соображениями:

1. Экономичностью передатчика канала связи, что требует минимально возможных реализуемых техническими средствами значений длительности импульса для достижения высоких значений скважности и, соответственно, низких значений среднего уровня потребляемой мощности.

2. Достаточным количеством энергии импульса, необходимой для возбуждения в анатомических структурах головы человека механических колебаний с амплитудой, достаточной для их восприятия.

3. Необходимостью обеспечения более или менее безопасных доз облучения определяемых низкими значениями среднего уровня поглощаемой мощности тканями головы человека.

4. Шириной излучаемого спектра частот и соответственно выбором значений несущей частоты канала связи.

Пункты 1 и 3 предопределяют излучение при минимальной длительности. С другой стороны, как показано в работе [160], короткие импульсы — порядка долей и единиц микросекунд приводят в натуральных экспериментах к отсутствию восприятия радиозвuka при заданной мощности в импульсе. В модельном эксперименте при этом амплитуда звукового давления падает почти пропорционально уменьшению длительности импульса. При этом для восстановления восприятия эффекта требуется увеличение мощности импульса обратно пропорциональное уменьшению его длительности.

В натурном эксперименте выбор длительности импульса связан также с уровнем окружающего шума, маскирующего эффект радиозвuka.

Таким образом, первые три пункта довольно противоречивы. Пункт 4 в данном случае практически не влияет на выбор параметров канала связи ввиду низкого значения добротности первого контура.

С учетом зависимости $A_{\Sigma} = f(\tau_{и})$ выбор начального значения длительности импульса будет определяться динамическим диапазоном модулирующего сигнала.

В этой связи, в целях создания единого функционального блока по формированию длительности импульса СВЧ для обоих видов модуляции, можно принять $\tau_{и\text{макс}} = 25$ мкс, учитывая возможные искажения в трактах преобразования импульсного сигнала. В соответствии с необходимостью дополнительного подъема сигнала в области низших частот порядка 12 дБ, минимальное или начальное значение длительности импульса равно 6,5 мкс при включенной ШИМ. Без ШИМ значение длительности импульсов для режимов АИМ и ЧИМ принято равным 10 мкс. В режиме ПИМ ввиду отсутствия ограничения на минимально-необходимый уровень звукового давления и в целях снижения среднего значения ППМ длительность импульсов выбрана равной 5 мкс.

Мощность импульса ЭМИ. В [95, 96] было показано, что минимальный порог возникновения эффекта радиозвука составил $0,3...0,6 \text{ Вт} \cdot \text{см}^{-2}$ на частоте следования импульсов 3,5 кГц при длительности импульсов 10 мкс и уровне окружающего шума 40...60 дБ. Для снижения шума использовались противошумные вкладыши «Беруши», позволяющие снизить порог по костной проводимости на 10 дБ и обладающие эффективностью противошума порядка 20 дБ в полосе частот 8 кГц. При этом можно предположить, что эквивалентный уровень маскира составляет 40 дБ (при начальном уровне 60 дБ).

Из рис. 74 видно, что на частоте стимула 3,5 кГц порог по костно-тканевой проводимости на 30 дБ превышает порог по воздушной проводимости, т. е. уровень звукового давления возбуждаемых импульсами СВЧ колебаний в тканях головы, компенсируемых маскером, должен составлять 70 дБ ($6,32 \cdot 10^{-1} \text{ дин} \cdot \text{см}^{-2}$ относительно порога $2 \cdot 10^{-4} \text{ дин} \cdot \text{см}^{-2}$). Поскольку передача информации осуществляется на частоте поднесущей равной 10 кГц, на которой порог чувствительности слуха по костной проводимости ниже на 5 дБ относительно порога на частоте 3,5 кГц, то пороговое значение уровня звукового давления возбужденных механических колебаний на частоте 10 кГц составит 60 дБ ($2 \cdot 10^{-1} \text{ дин} \cdot \text{см}^{-2}$) при пороговой ППМ_и = 0,1 Вт·см⁻².

Исследования слуховых ощущений в натурном эксперименте при облучении головы человека импульсами ЭМИ СВЧ длительностью 5...20 мкс и частотой 4...1000 Гц показали повышение порога на низших частотах относительно частоты 10 кГц порядка 14 дБ.

С учетом понижения порога на 10 дБ в результате применения вкладышей можно отметить очень хорошее совпадение подъема порога в области НЧ для радиозвука (24 дБ) и для рассчитанной кривой равной громкости костно-тканевой проводимости (23 дБ). В среднем, повышение порога полученной расчетной кривой равной громкости над аналогичной кривой для воздушной проводимости в полосе модулирующего сигнала 4 кГц составляет 28 ± 4 дБ.

В соответствии с необходимым минимальным значением уровня звукового давления речевого сигнала необходимого

для его восприятия путем воздушной проводимости равным 40...50 дБ, при костно-тканевой проводимости это значение можно принять порядка 70...80 дБ. Таким образом, для получения на частоте следования импульсов равной 10 кГц звукового давления до $2 \text{ дин} \cdot \text{см}^{-2}$, необходимое значение $\text{ППМ}_и = 1 \text{ Вт} \cdot \text{см}^{-2}$.

Полученное значение звукового давления при данном значении $\text{ППМ}_и$ хорошо совпадает с данными [201] — расчетное значение звукового давления составляет $2 \text{ дин} \cdot \text{см}^{-2}$ при интенсивности облучения $1 \text{ Вт} \cdot \text{см}^{-2}$ сферы радиуса 7 см при длительности импульсов 20 мкс и частоте несущей 918 МГц.

Сравнение полученных уровней звукового давления речевого сигнала при костно-тканевой проводимости с данными, представленными на рис. 69–71 позволяет оценить разборчивость речи при бионическом приеме в пределах 57...90% при уровне звукового давления 70...80 дБ.

По данным [132] при облучении сферы с параметрами близкими к параметрам мозговой ткани плоской волной, фокусировка электромагнитной энергии сферой возможна при условии $a \leq 0,3\lambda$, где a — радиус сферы; λ — длина волны. Для рассматриваемого здесь диапазона частот 915...2400 МГц ($\lambda = 33...12 \text{ см}$) это условие не выполняется, т. е. фокусировка отсутствует при $a = 9 \text{ см}$. В этих условиях площадь сечения облучения будет определяться площадью сечения сферы.

При площади сечения головы взрослого человека на уровне лба в среднем равной 250 см^2 , мощность в импульсе составит 250 Вт [132]. При действии ультразвуковых сигналов на ткани головы уровень сигнала, необходимый для восприятия определен величиной 87 дБ [159].

Тепловые нагрузки. Вопросы поглощения ЭМИ СВЧ и распределения тепловых полей в биологических структурах представляют собой самостоятельную задачу и рассмотрены в литературе на примере различных моделей [34, 46] и экспериментальных данных [73, 74]. Приводимые в работах [21, 118, 132] данные об электрофизических и тепловых характеристиках биологических объектов указывают на чрезвычайную сложность корректного решения этой задачи ввиду довольно большого разброса значений параметров различных

биологических тканей, с одной стороны, и, с другой стороны — из-за наличия большого числа слоев ткани с различными характеристиками. Поэтому, при решении таких задач, как правило, некоторые слои не учитываются ввиду их незначительного вклада в общую картину распределения тепла, либо за счет наличия у них высокой теплопроводности. Так, например, при расчете поглощения энергии ЭМИ СВЧ в [74] не учитывается поглощение в подкожной жировой ткани ввиду ее малой толщины на черепе, и в костях черепа, ввиду того, что удельная теплопроводность кости почти на порядок превышает теплопроводность жира [21]. В работе [46] рассматривается плоская двухслойная модель, содержащая жировую и мышечную ткани.

В работе [118] показано, что при отсутствии учета кожного покрова с увеличением толщины подкожной жировой ткани доля поглощаемой тканями энергии ЭМИ СВЧ варьирует в широких пределах. Вместе с тем, при малой толщине слоя подкожной жировой ткани, что имеет место в нашем случае, отсутствие учета наличия кожи приводит к ошибке в определении поглощенной энергии ЭМИ в пределах 5...20% на частотах 1...3 ГГц.

Анализ этих работ показывает, что при толщине подкожной жировой ткани на черепе порядка 1 мм, в кожном покрове поглощается порядка 5%, в жировой ткани — 1% всего выделяющегося тепла при облучении многослойной структуры. Остальные 94% тепла выделяются в мышечной ткани. В результате, в рассматриваемом здесь случае ввиду малой толщины промежуточных слоев между кожей и структурами мозга и слабого поглощения в них энергии ЭМИ для грубой оценки картины поглощения можно было бы принять, что за исключением 6% от всей поглощенной мощности, все тепло выделяется в структурах головного мозга. По данным [165], длины волн в тканях головного мозга и в жировой ткани на частотах 1...3 ГГц практически одинаковы (12,63 и 12,42 см на частоте 1 ГГц, 3,97 и 3,79 см на частоте 3 ГГц), что говорит о близости значений ϵ для этих видов тканей. То есть можно предположить, что при распространении энергии ЭМИ через эти слои не будет иметь место существенное отражение энергии. Вместе с тем, за счет различия электрических и теп-

ловых характеристик жировой и мышечной тканей на их границе выделяется большое количество тепла.

Таким образом, картина распределения тепла в многослойной поглощающей структуре зависит не только от поглощающих свойств каждого слоя, но и от соотношения этих свойств в различных слоях. Поэтому, для определения картины распределения поля часто пользуются методом различных моделей — как разборных [34, 109], так и целостных фантомов [58, 59].

Если пренебречь поглощением энергии в тонких слоях кожи и подкожного жира, то получаем однородную модель с охлаждением нагреваемой области за счет кровотока, так как головной мозг пронизан густой сетью кровеносных сосудов.

В пользу возможности представления данной конкретной многослойной структуры с помощью однородной сферической модели говорит сравнение полученных данных в [103] распределения величины электрического поля в однородной сферической жидкостной модели с данными [58, 59].

По данным [132] в рассматриваемом случае фокусировка электромагнитной энергии должна отсутствовать, что и подтверждается результатами исследований и данными работ [58, 59]. Расчеты, выполненные на ЭВМ [142], показали, что при моделировании облучения многослойной сферической модели головы человека ЭМИ СВЧ с частотой 1 ГГц при падении плоской волны на лицевую часть фокусировка не наблюдается. То есть в данных случаях поглощающий объем приблизительно может быть определен методом изотерм при условии равенства поглощающего сечения геометрическому сечению головы.

На рис. 75 показана область поглощения ЭМИ СВЧ в сфере, построенная с учетом данных [34, 109, 132]. Пунктиром показана область поглощения ЭМИ, получен-

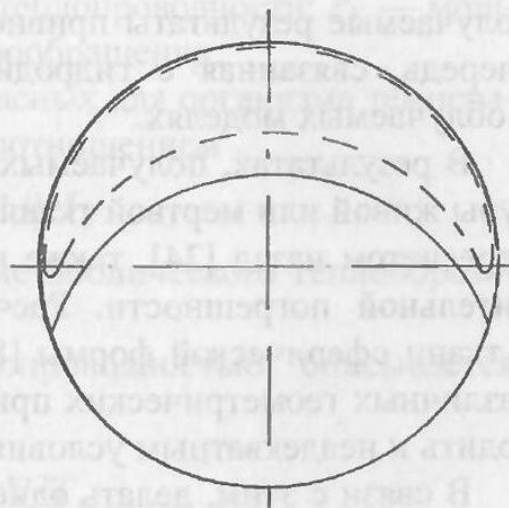


Рис. 75. Определение поглощающего объема методом изотерм

ная методом расчета на ЭВМ [109]. В этой работе подчеркивается, что поглощение в центре сферы очень мало. Качественно обе области поглощения совпадают. Количественное отличие можно отнести за счет разницы в учете диэлектрических свойств слоев ткани, захватываемых при поглощении ЭМИ.

Аналогичные результаты получены и в работах [58, 59] на фантомах (древесные опилки, смоченные физиологическим раствором) и на животных — живых и трупах. При облучении головы кроликов и собак в височно-теменной области измерялась температура под кожей и в мышечном слое, и в головном мозге. Облучение велось на частоте 460 МГц. С увеличением глубины слоя, в котором измерялась температура, спад нагрева тканей происходит по экспоненте.

Плотность потока мощности, применяемая авторами этих работ, находится в пределах $0,4 \dots 2,0 \text{ Вт} \cdot \text{см}^{-2}$. Таким образом, действие ЭМИ СВЧ на многослойную анатомическую систему, какой является голова, можно довольно хорошо описывать действием на однородную сферическую систему.

Вместе с тем, в работе [34] приводятся термограммы искусственной ткани мозга, из которых следует, что в сфере радиусом 7 см на частотах ЭМИ СВЧ равных 918 и 2450 МГц имеет место фокусировка, что естественно должно учитываться при расчете тепловых характеристик. Однако, и в этом случае, как и во всех описанных ранее можно отметить, что в получаемые результаты привносится погрешность, в первую очередь, связанная с гидродинамической неустойчивостью в облучаемых моделях.

В результатах, получаемых прямым измерением температуры живой или мертвой ткани после ее облучения и затем ее пересчетом назад [34], также неизбежно присутствие дополнительной погрешности. Расчеты же электрического поля в ткани сферической формы [88] основаны на рассмотрении различных геометрических приближений и также могут приводить к неадекватным условиям распределения тепла.

В связи с этим, делать однозначный вывод о картине распределения тепла в оригинале на уровне результатов современных исследований не представляется возможным.

Определение тепловых нагрузок проведено на основе представлений о распределении поглощенной энергии ЭМИ СВЧ в объеме ткани полученном с помощью изотерм (рис. 75).

По данным [9, 43, 123] диаметр капилляров в коре большого мозга равен 6...8 мкм, общая длина 1120 км [96, 208] при средней плотности капилляров 1400 мм на 1 мм³ мозгового вещества [57, 158, 208]. Суммарный объем крови в капиллярах с учетом объема крови в венах составляет примерно 150 мл. При суммарной скорости кровотока через позвоночные и сонные артерии порядка 750 мл [9], секундный расход крови составит 12,5 мл. Таким образом, для обновления всего объема занятого кровью требуется 12 с.

С учетом отражений среднее значение удельно-поглощенной мощности (УПМ) определится величиной $УПМ_{ср} = K \frac{P_{иср}}{VQ}$ при условии отсутствия утечки выделившегося тепла, где $K = 0,5 \pm 0,1$ [41]; V — объем, в котором поглощается электромагнитная энергия; Q — скважность.

В общем случае подъем температуры в ткани определяется выражением [21]:

$$\frac{\Delta T}{\Delta t} = \frac{1}{4200} (УПМ_{ср} + P_M - P_T - P_K),$$

где $УПМ_{ср}$ — поглощенная мощность с учетом скважности; P_M — мощность метаболического теплообразования; P_T — мощность, рассеиваемая за счет теплопроводности; P_K — мощность, отводимая системой кровообращения.

В пределах диапазона безопасных для организма температур величина P_M описывается соотношением

$$P_M = P_0 (1,1)^{\Delta T},$$

где P_0 — начальная мощность метаболического теплообразования.

Член, обусловленный теплопроводностью, описывается выражением:

$$P_T = \frac{K_T}{\rho} \nabla^2 T,$$

где K_T — удельная теплопроводность ткани; ∇ — оператор градиента.

Если кровь поступает в нагреваемую область при температуре T_1 и покидает ее при температуре $T_2 > T_1$, то величина

$$R_k = K \frac{m C_k}{\rho_k} \Delta T,$$

где K — постоянная, равная 0,689; m — скорость кровотока; C_k — удельная теплоемкость крови; ρ_k — плотность крови.

Поскольку заметное расширение кровеносных сосудов наступает при температуре 42...44 °С, что приводит к увеличению скорости кровотока, введение квадратичного члена в уравнение теплопроводности [46] можно считать оправданным лишь при больших экспозициях (естественно, в пределах безопасных доз энергии ЭМИ СВЧ). Этот момент отражен линейным участком на температурной зависимости облучаемого участка ткани от времени [21] для экспозиций, не превышающих 3 мин (в пределах доз энергии ЭМИ СВЧ $50 < \text{УПМ} < 170 \text{ Вт} \cdot \text{кг}^{-1}$).

Для линейного участка справедливо выражение:

$$\frac{\Delta T}{\Delta t} = \frac{\text{УПМ}_{\text{СР}}}{4200}.$$

Для точки псевдорезонанса в режиме АИМ частота следования равна 10 кГц. При средней длительности импульса 10 мкс (при весовом соотношении частотных компонент в полосе передаваемых частот порядка 3:1 [108]) скважность равна 10.

Учитывая глубину проникновения ЭМИ СВЧ на частоте 1 ГГц [34] и построив сечение поглощения ЭМИ СВЧ в тканях по описанной модели, можно оценить поглощающий объем величиной 500 см³. При этом расчетное среднее значение $\text{УПМ}_{\text{СР}}$ составит 25 Вт · кг⁻¹. Отсюда

$$\frac{\Delta T}{\Delta t} \cong 6 \cdot 10^{-3} \text{ град} \cdot \text{с}^{-1}.$$

По данным [108] при одноканальной связи с учетом пауз между словами и предложениями абонент занимает канал в среднем в течение 75% всего времени передачи, т. е. для прерывистой АИМ $\text{УПМ}_{\text{СР}} = 18,75 \text{ Вт} \cdot \text{кг}^{-1}$ и $\Delta T / \Delta t = 4,5 \cdot 10^{-3} \text{ град} \cdot \text{с}^{-1}$.

Среднее значение тепловой нагрузки определим из соотношения:

$$\text{ППМ}_{\text{СР}} = K \frac{P_{\text{иср}}}{SQ},$$

где K — коэффициент отражения, равный $0,5 \pm 1$; $P_{\text{иср}}$ — пиковое значение мощности импульса ЭМИ СВЧ равное 250 Вт; S — площадь поглощающего сечения, равная 250 см^2 ; Q — скважность, равная 10.

Для первого и второго режимов АИМ тепловые нагрузки составят соответственно $50 \text{ мВт} \cdot \text{см}^{-2}$ и $37,5 \text{ мВт} \cdot \text{см}^{-2}$.

В режиме ЧИМ при скважности равной 7, $\text{УПМ}_{\text{СР}} = 35,7 \text{ Вт} \cdot \text{кг}^{-1}$, $\Delta T/\Delta t = 8,5 \cdot 10^{-3} \text{ град} \cdot \text{с}^{-1}$ и $\text{ППМ}_{\text{СР}} = 70 \text{ мВт} \cdot \text{см}^{-2}$.

В режиме передачи кода при $\tau_{\text{и}} = 5 \text{ мкс}$ на частоте следования импульсов равной 10 кГц с учетом порогового значения импульсной мощности на этой частоте равной $0,1 \text{ Вт} \cdot \text{см}^{-2}$ при уровне внешнего шума 40...60 дБ, с использованием 75% всего времени работы канала связи, получаем $\text{УПМ}_{\text{СР}} = 0,93 \text{ Вт} \cdot \text{кг}^{-1}$, $\Delta T/\Delta t = 0,22 \cdot 10^{-3} \text{ град} \cdot \text{с}^{-1}$ и $\text{ППМ}_{\text{СР}} = 1,7 \text{ мВт} \cdot \text{см}^{-2}$.

В режиме передачи кода необходимость в обеспечении высокого уровня звукового давления снижается, и вероятность правильного распознавания сигнала целиком определяется уровнем сигнала помехи, т. е. внешним шумом. В предельном случае ($\bar{N}^2 = 0$) по оценке [176], импульсная пороговая мощность снижается до $3 \text{ мкВт} \cdot \text{см}^{-2}$, т. е. суммарная мощность падающей волны составит 750 мкВт. Это обстоятельство в отдельных случаях может стать определяющим при выборе вида передаваемой информации.

Крайне малые значения $\text{ППМ}_{\text{и}}$ приводятся также в [81].

В СССР, по ГОСТ 12.1.006–84, в диапазоне частот 300 мГц...300 ГГц, при тотальном облучении тела человека допустимая энергетическая нагрузка составляет $200 \text{ мкВт} \cdot \text{ч} \cdot \text{см}^{-2}$ или $12 \text{ мВт} \cdot \text{мин} \cdot \text{см}^{-2}$, что соответствует $\text{УПМ}_{\text{СР}}$ равной $0,4 \text{ Вт} \cdot \text{кг}^{-1}$. Приводимая величина поглощенной мощности считается безопасной и взята с 10-кратным запасом [30, 109].

По данным этой же работы в США, начиная с 1982 г., действует новый стандарт на предельно допустимые уровни (ПДУ) облучения, введенный Американским национальным институтом стандартов (АНИС), по которому в диапазоне частот 0,3...1,8 ГГц $\text{ППМ}_{\text{СР}}$ линейно растет от 10 до $50 \text{ Вт} \cdot \text{см}^{-2}$ и далее остается на этом уровне до частоты 100 ГГц.

Таким образом, по стандартам АНИС, полученные здесь значения $\text{ППМ}_{\text{СР}}$ при облучении головы можно считать близкими к безопасным. Причем необходимо помнить, что как стандарты АНИС, так и ГОСТ 12.1.006–84 предусматривают тотальное облучение тела. Если облучается часть тела, то допустимой считается более высокая норма.

Старый стандарт АНИС, принятый в 1966 г. и действовавший до 1982 г., предусматривал $\text{ППМ}_{\text{СР}} = 100 \text{ мВт} \cdot \text{см}^{-2}$. При этом нагрев облучаемого участка тела не превышал 1°C [109].

Исходя из приводимых цифр, можно определить безопасное время облучения головы человека величинами:

- ◇ АИМ режим без пауз — $\text{ППМ}_{\text{СР}} = 50 \text{ мВт} \cdot \text{см}^{-2}$ — 2,4 мин;
- ◇ АИМ режим с паузой — $\text{ППМ}_{\text{СР}} = 37,5 \text{ мВт} \cdot \text{см}^{-2}$ — 3,2 мин;
- ◇ ЧИМ режим — $\text{ППМ}_{\text{СР}} = 70 \text{ мВт} \cdot \text{см}^{-2}$ — 1,7 мин;
- ◇ ПИМ режим — $\text{ППМ}_{\text{СР}} = 1,7 \text{ мВт} \cdot \text{см}^{-2}$ — 70 мин.

По приводимым ПДУ опасность теплового поражения организма при тотальном облучении начинается с $4 \text{ Вт} \cdot \text{кг}^{-1}$. Приводимая расчетная величина $\text{УПМ}_{\text{СР}}$ при облучении головы человека составляет:

- ◇ АИМ режим без пауз — $25 \text{ Вт} \cdot \text{кг}^{-1}$.
- ◇ АИМ режим с паузой — $18,75 \text{ Вт} \cdot \text{кг}^{-1}$.
- ◇ ЧИМ режим — $35,7 \text{ Вт} \cdot \text{кг}^{-1}$.
- ◇ режим кода — $0,93 \text{ Вт} \cdot \text{кг}^{-1}$.

Исключая последний режим, остальные три по численным значениям $\text{УПМ}_{\text{СР}}$ в несколько раз превышают ПДУ при тотальном облучении тела. Можно предположить, что величина $4 \text{ Вт} \cdot \text{кг}^{-1}$ получена с учетом теплопродукции всего тела и ее превышение может привести к тепловой перегрузке организма. И хотя в работах [109, 206] указывается на использование в натуральных экспериментах по радиозвуку $\text{ППМ}_{\text{н}}$ до 40 и $50 \text{ Вт} \cdot \text{см}^{-2}$, полученные расчетные величины $\text{УПМ}_{\text{СР}}$ видимо нельзя считать абсолютно безопасным даже при облучении отдельных частей тела. С другой стороны, если при $100 \text{ мВт} \cdot \text{см}^{-2}$ нагрев облучаемого участка достигает 1°C , то при расчетных значениях $\text{ППМ}_{\text{СР}}$ нагрев тканей головы при облучении импульсами ЭМИ СВЧ даже в самом неблагоприятном случае (ЧИМ режим, $\text{ППМ}_{\text{СР}} = 70 \text{ мВт} \cdot \text{см}^{-2}$) должен приводить к нагреву тканей на $0,7^\circ\text{C}$, что не может считаться опасным для человека.

По данным [58] максимальное повышение температуры, отмечаемое при облучении фантома на глубине 2,5 мм от поверхности при ППМ = 1,2 Вт·см⁻², составляет 6...7 °С·мин⁻¹. По данным этой же работы, при облучении головы живой собаки непрерывным ЭМИ СВЧ с ППМ = 1,2 Вт·см⁻² на частоте несущей 460 МГц, нагрев кожи на глубине 5 мм составил 14 °С к 10-й минуте облучения. За это же время головной мозг на глубине 40 мм от поверхности головы нагрелся на 3 °С. При этом же режиме облучения трупа собаки нагрев соответственно составил 27 и 4 °С.

Приводимые цифры наглядно демонстрируют включение защитных механизмов головного мозга приводящих к существенному торможению скорости роста температуры тканей головы. Причем это торможение осуществляется не только благодаря функционированию кровотока — увеличением скорости местного кровотока, но и включением дополнительной теплоотводящей системой [135]. Можно предположить, что столь специфические моменты могли не найти отражение в стандартах ПДУ.

По данным [58] методом интерполяции на ЭВМ «Искра-226» построены зависимости повышения температуры от ППМ для экспозиции равной 10 мин (рис. 76, 77), пользуясь которыми можно определить нагрев кожи и головного мозга для рассчитанных значений ППМ в различных режимах облучения.

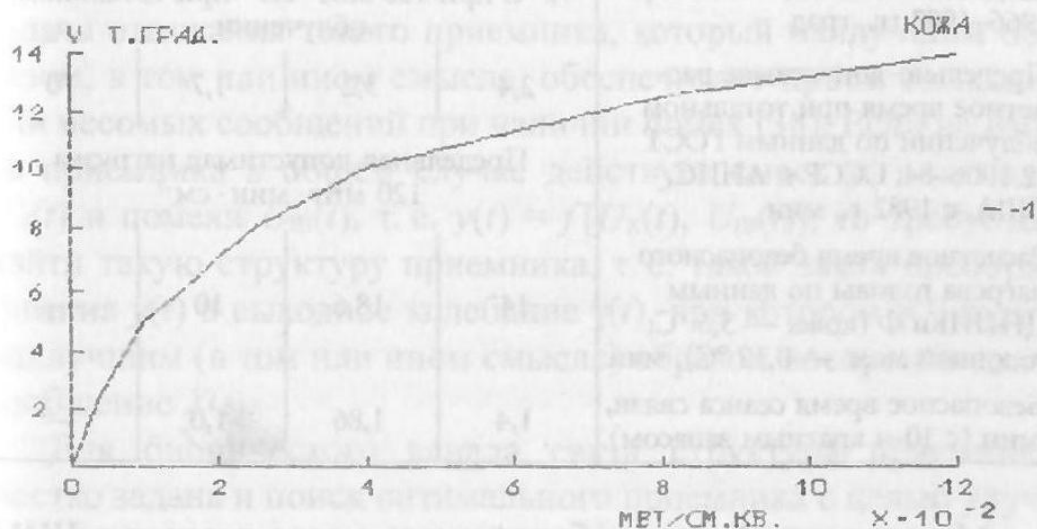


Рис. 76. Зависимость повышения температуры от ППМ за 10 мин (кожа головы)

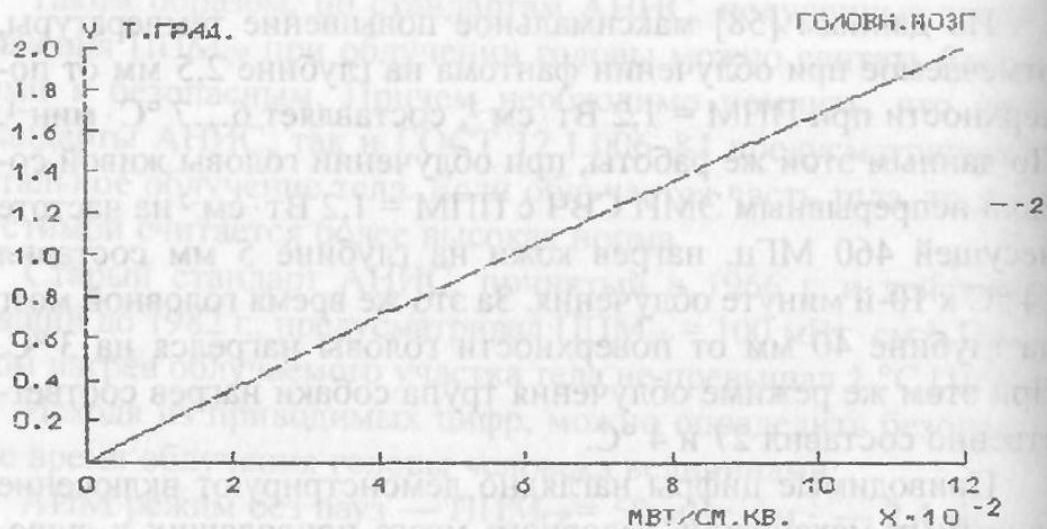


Рис. 77. Зависимость повышения температуры от ППМ за 10 мин (головной мозг)

Таблица 14

Тепловые нагрузки

Нагрузка	Режим	АИМ без пауз	АИМ с паузой	ЧИМ	ПИМ
УПМ, Вт · кг ⁻¹		25	18,75	35,7	0,93
$\Delta T/\Delta t$, град · с ⁻¹ · 10 ⁻³		6,0	4,5	8,5	0,22
ППМ _{ср} , мВт · см ⁻²		50	37,5	70	1,7
Нагрев поверхности тела по данным АНИС, США, 1966–1982 гг., град		0,5	0,7	0,017	0,375
Предельно-допустимое рас- четное время при тотальном облучении по данным ГОСТ 12.1006–84, СССР и АНИС, США, с 1982 г., мин		2,4	3,2	1,7	70
Расчетное время безопасного нагрева головы по данным ЦНИИКи Ф (кожа — 3,6 °С, головной мозг — 0,12 °С), мин		14	18,6	10	—
Безопасное время сеанса связи, мин (с 10-и кратным запасом)		1,4	1,86	1,0	—

1 °С при 100 мВт · см⁻² при тотальном облучении

Предельная допустимая нагрузка
120 мВт · мин · см⁻²

Максимальный нагрев будет иметь место в режиме ЧИМ и составит для кожи 3,6 °С, для головного мозга — 0,1...0,12 °С. При этом, приращение температуры кожи при

исходной температуре нормально функционирующего организма принятой равной 36,6 °С еще не приводит к денатурации белка.

Полученное время безопасного сеанса связи не учитывает возможного нагрева локальных областей, температура которых может оказаться существенно выше, чем приводимые значения. Кроме того, недостаточно изучено действие импульсных ЭМИ СВЧ на структуры головного мозга. Рассчитанные величины тепловых нагрузок сведены в табл. 14.

6.3. Помехоустойчивость бионического канала связи

Помехоустойчивость канала связи в общем случае определяется коэффициентом модуляции и уровнями мощности переносчика информации и окружающего шума. При расчете помехоустойчивости бионической системы связи дополнительно должны быть учтены и такие свойства слухового анализатора, как маскировка, двухтоновое подавление [146] и зависимость распознавания речи от времени наблюдения и уровня сигнала.

Одной из основных задач при оценке помехоустойчивости бионического канала связи является правильное определение природы и интенсивности помех как внешних, так и внутренних.

В теории оптимальных методов приема обычно ставится задача отыскания такого приемника, который наилучшим образом, в том или ином смысле, обеспечивает прием сигналов или несомых сообщений при наличии помех [38]. Если на входе приемника в общем случае действует смесь $u(t)$ сигнала $U_x(t)$ и помехи $U_{ш}(t)$, т. е. $u(t) = f[U_x(t), U_{ш}(t)]$, то требуется найти такую структуру приемника, т. е. такой закон преобразования $u(t)$ в выходное колебание $\gamma(t)$, при котором $\gamma(t)$ будет наилучшим (в том или ином смысле) образом воспроизводить сообщение $X(t)$.

Для бионического канала связи структура приемника жестко задана и поиск оптимального приемника с целью улучшить реальный становится бессмысленным. В связи с этим речь может идти лишь об оценке его параметров при АИМ и ЧИМ и их сравнении.

Большая мощность импульса на приемном конце делает маловероятной возможность возникновения помехи в результате модуляции амплитуды импульсов сторонним сигналом [31].

При расчете помехоустойчивости приемных устройств с двумя ступенями демодуляции целесообразно представить общий коэффициент выигрыша в виде произведения двух коэффициентов, каждый из которых характеризует помехоустойчивость одной из ступеней. Для бионического канала связи при большом уровне действующего на эквивалентный входной контур сигнала, мощность помех на много порядков ниже и поэтому будем рассматривать лишь помехи второму демодулятору. Причем, поскольку и при АИМ и при ЧИМ излучении на выходе второго демодулятора выделяется АМ сигнал, расчет помехоустойчивости должен проводиться для АМ сигнала.

Анализ современных представлений о механизмах слуха показывает, что перенос критериев оценки помехоустойчивости технических каналов связи на слуховой анализатор без соответствующей трансформации этих критериев невозможен. Принципиальное отличие фильтрации частотных компонент сигнала механизмами слуха заключается в одновременном восприятии сигналов с различными частотами и их дальнейшей обработки в различных эквивалентных фильтрах, обладающих различными критическими полосами. Причем, для выделения компоненты, не присутствующей в спектре сигнала, слуховой анализатор осуществляет предварительный амплитудно-временной анализ сигнала и затем одновременный временной анализ двухтонового сигнала, т. е. частотные составляющие сигнала по этой модели выделяются в результате текущего автокорреляционного анализа сигнала на периферии слуховой системы [3].

В работе [3] рассматривается вопрос помехоустойчивости при определении азимута источника сигнала и качественно оценивается характер преобразований сигнала и шума периферией слухового тракта. При этом сумма сигнала и внешнего аддитивного шума представлена в виде нестационарной случайной функции времени, описывающей изменение объемного смещения основания стремечка — $p(t)$. При определенных условиях эта функция имеет вид:

$$P_{1,2}(t, \theta) = S(t, \theta) + \eta_{1,2}(t) + \eta_{1,2}^f(t),$$

где 1, 2 — индексы обозначающие правую и левую половины слухового тракта; $S_{1,2}(t, \theta)$ — сигнальная составляющая давления (полностью детерминированная функция); $\eta_{1,2}(t)$ — внешняя шумовая составляющая давления (широкополосный случайный процесс с нулевым математическим ожиданием); $\eta_{1,2}^f(t)$ — собственный шум стремечка, обусловленный флуктуационными напряжениями мышц среднего уха. Это выражение переключается с общепринятым для случая аддитивной помехи в теории помехоустойчивости:

$$y(t) = U_x(t) + U_{ш}(t),$$

где $U_x(t)$ — полезный сигнал, несущий сообщение и известный точно; $U_{ш}(t)$ — помеха.

Но слуховой анализатор в отличие от обычного приемника производит спектральное преобразование над смесью сигнала и шума, причем сигнал $S(t)$ эквивалентный $U_x(t)$ и несущий сообщение, в общем случае, должен рассматриваться и как шум после фильтрации сообщения $X(t)$ в амплитудно-временном анализаторе.

В общем случае интегральный эффект всех мешающих источников шума характеризуется надпороговой интенсивностью, но ему еще не будет соответствовать звуковой образ, локализованный в определенной области «отображающего пространства». В данном конкретном случае суммарный шум будет состоять из суммы слагаемых $U(t) + \eta(t)$, где $U(t)$ — сигнал поднесущей, рассматриваемый в виде помехи локализованной внутри субъективного звукового пространства и вместе с передаваемым сообщением $X(t)$ представляющий слитный звуковой образ, а $\eta(t)$ — результат воздействия суммы независимых мешающих источников распределенных в пространстве случайным образом. Здесь видимо должна рассматриваться задача локализации субъективного воспринимаемого звукового сложного образа, состоящего из двух сигналов $U(t)$ и $X(t)$ и помехи $\eta(t)$, т. е. необходимо рассмотреть процессы выделения компонент из сложного звукового сигнала и формирования нейронными сетями двух независимых (некогерентных) сигналов, создающих в слуховой коре сложный

субъективный образ «отображающего пространства». Равномерно же распределенный в субъективном пространстве шумовой фон $\eta(t)$ по-видимому не осознается человеком в силу адаптации. Собственным шумом стремечка $n^c(t)$ пренебрегают по сравнению с собственным шумом улитки $n(t)$, обусловленным флуктуациями мембранных токов в волосковых клетках и нейронах спирального ганглия. Шум $n(t)$ представляет собой нормальный белый шум [3].

Таким образом, функцию $p(t)$ можно записать в виде:

$$p(t) = U(t) + X(t) + n(t) + \eta(t).$$

Поскольку время наблюдения сигнала существенно меньше интервала времени, в течение которого действует шум $\eta(t)$, то эта величина может быть представлена как стационарная, а сам процесс $\eta(t)$ — в виде суммы узкополосных случайных процессов. Разложение сигнала $S(t)$ фактически уже осуществлено.

Бекеши показал (цит. из [3]), что наличие определенных свойств улитки приводит к спаду коэффициента передачи сигнала, начиная с 1000 Гц. В силу этого рассматривается разложение процесса $\eta(t)$ для диапазона 600...1000 Гц. Ниже 600 Гц сказывается дифференцирующее влияние общего фильтра высоких частот, выше 1200 Гц — влияние высокочастотной части основной мембраны улитки [108], что приводит к разложению не самого процесса $p(t)$, а его производной dp/dt . Ввиду того, что реакция стремечка составляет 1,3 мс, разложение возможно при наличии фильтров с полосой пропускания 800 Гц. При этом составляющие шума $\eta(t)$ на выходе соседних эквивалентных фильтров будут статически не зависимы. Однако прямого экспериментального подтверждения о наличии таких фильтров нет.

На основании экспериментальных и модельных исследований функционирования нейронных структур и кохлеарных ядер сделаны следующие выводы [3]:

1. Нейронные структуры спирального ганглия и кохлеарных ядер реализуют текущий амплитудно-фазовый спектр разложения процесса $p(t)$ (выше 800 Гц) за короткое время наблюдения сигнала (1,3 мс), обусловленное временем установления амплитуд колебаний мембраны, причем фазовый спектр

получается в неявном виде в соотношении амплитуд в косинусной и синусной составляющих.

2. Нейронные структуры реализуют оценку мощности указанных выше узкополосных случайных процессов, т. е. реализуется текущий энергетический спектр процесса $p(t)$ за время усреднения, равное 1–2 периодам самой низкой слышимой частоты — 50...100 Гц для рассматриваемой нами задачи. Формальная запись рассмотренных положений приводится в терминах и обозначениях работы [3].

В силу принятых ограничений относительно процесса $\eta(t)$, его представляют в виде последовательности случайных процессов вида

$$\eta_N(t) = \sum_{k=1}^N \alpha_k(\omega, t) \cos \omega'_k t + \beta_k(\omega, t) \sin \omega'_k t,$$

где α_k, β_k — действительные случайные процессы с некоррелированными приращениями. При этом процесс $p(t)$ может быть аппроксимирован на интервале наблюдения T выражением:

$$p(t) = \sum_{k=1}^N A_{T,k}(\omega, t) \cos \omega'_k t + C_{T,k}(\omega, t) \sin \omega'_k t,$$

где $A_{T,k} = a_{T,k} + \alpha_{T,k}$; $C_{T,k} = c_{T,k} + \beta_{T,k}$.

Поскольку $\Delta F \geq \frac{1}{\tau_0} \approx 800$ Гц, что было показано выше ($\tau_0 = 1,3$ мс), координаты шума $\eta(t)$ $\alpha_{T,k}$ и $\beta_{T,k}$ некоррелированы. Таким образом, частоты ω_k и ω_{k+1} в выражении $\eta_N(t)$ имеют смысл крайних частот полосовых фильтров; ω'_k — гармоническая составляющая сигнала $S(t)$. Если $S(t)$ имеет непрерывный спектр в пределах полосы, то частоты будут совпадать с центральными частотами эквивалентных фильтров. При $T = \tau_0$, где T — время наблюдения, имеет место «быстрый» анализ и происходит оценка только частоты ω'_k по «принципу места». Это означает, что в случае АМ при передаче короткого сообщения будет теряться функция $X(t)$ и субъективно восприниматься сигнал $U(t)$ — поднесущая. Отсюда следует, что время наблюдения должно быть существенно больше реакции стремечка, т. е. $T \gg \tau_0$. Это условие является необходимым для восприятия функции $X(t)$. При низшей частоте пе-

редаваемой функции $X(t)$ как при АИМ, так и при ЧИМ и в соответствии с [28], время наблюдения должно быть не менее $0,25t$, где t — период колебания с низшей частотой, т. е. $T_{\text{мин}} \geq 0,25 \cdot 10 \text{ мс} = 2,5 \text{ мс}$.

Более точно минимальное время наблюдения может быть определено из следующих соображений. В теории слуха рассматриваются задачи распознавания отдельных сегментов речи, представляющих собой отдельные слитные посылки звука с различной длительностью и различными временными интервалами между ними [87]. Отдельную задачу представляет собой исследование условий восприятия гласного звука [10, 87] ввиду его большой информативности по сравнению с согласными.

Анализируя эти задачи, можно выделить следующие основные моменты, определяющие выбор минимального времени наблюдения:

- ◇ минимальное время для различения слога составляет порядка 65 мс [36] и не превышает 100 мс [27, 106];
- ◇ интервал между слогами 60...70 мс [10];
- ◇ человек может осуществлять фонемное распознавание звука, не дожидаясь конца этого звука, что показано в экспериментах по быстрой имитации гласных — среднее значение скрытых периодов имитации гласных не превышает 200 мс и в среднем составляет 130...170 мс [116].

Если принять максимальную длительность слитной звуковой посылки порядка 1...2 с, то диапазон возможных значений времени наблюдения можно определить границами 0,25...2,0 с.

Из анализа этих положений следует, что при передаче сообщения $X(t)$ имеет место «медленный» анализ и шум $\eta(t)$ отфильтровываться не будет. Поскольку $|\overline{\eta(t)}|^2 \gg |\overline{n(t)}|^2$, то функцию $p(t)$ можно записать в виде:

$$p(t) = U(t) + X(t) + \eta(t),$$

где $U(t)$ — сигнал поднесущей с заданной частотой (10 кГц при АИМ и 14 кГц при ЧИМ); $\eta(t)$ — белый шум.

Поскольку функции $U(t)$ и $X(t)$ реализуются по «принципу места», их анализ некоррелирован и оценка мощностей этих сигналов будет происходить на фоне помехи.

До сих пор мы рассматривали в общем виде суммарный сигнал, поступающий на слуховой анализатор и не учитывали некоторые физиологические особенности слухового анализатора, связанные с маскировкой низкочастотного сигнала высокочастотным и наличием прерывистого сигнала при реализации одного из режимов АИМ. Фильтрация низкочастотной области речевого диапазона также не может не сказаться на качестве восприятия информации.

Поскольку поднесущая и боковые находятся в разных критических полосах, то к реализуемому АМ сигналу могут быть применены понятия и результаты исследований эффектов маскировки и подавления двухтонового сигналов.

По данным [212] маскирование речи чистыми тонами убывает с повышением частоты маскира. Так при среднем уровне речи 95 дБ и интенсивности маскира 95 дБ, при частоте маскира 3...4 кГц артикуляция воспринимаемых слов достигает 80%, при частоте маскира 900...1500 Гц — 60%. Исследования маскирования речи чистыми и комплексными тонами показало [229], что как чистые, так и комплексные тоны на высоких частотах не могут вызывать маскирования речи.

По данным [107] при уровне маскируемого сигнала от 15 до 30 дБ в полосе частот 3200 Гц и частоте маскира 10 кГц, сдвиг порога маскирования достигает 60 дБ. Анализ данных маскировки чистыми тонами в [87] показывает, что при уровне маскира 40...50 дБ, что соответствует уровню сигнала поднесущей и минимальном соотношении частот маскира и маскируемого тона порядка 2,5...5 (соотношение частот поднесущей и верхних границ модулирующего сигнала при ЧИМ и АИМ) сдвиг порога близок к нулю, т. е. маскировка не имеет место.

Таким образом, наличие сигнала поднесущей при восприятии слухового ощущения вызываемого возбуждением механических колебаний в тканях головы импульсами ЭМИ не приводит к снижению разборчивости полезного сигнала.

В режиме прерывистой АИМ с исключением импульсного излучения в паузах реализуется случай периодического выключения маскирующего шума. В работе [213] показано, что в зависимости от частоты прерывания шума меняется его маскирующее действие. При частоте прерываний 1...200 Гц можно соединить отрывки речи — маскирующая эффектив-

ность шума низка. При очень медленных скоростях прерывания маскируются целые слова или группы слов и восприятие будет осуществляться по принципу «все или ничего» [212]. Максимальный процент артикуляции односложных слов при среднем уровне 90 дБ и маскировании беспорядочным шумом различных интенсивностей наблюдается при частоте прерывания маскира равной 10 Гц — 75...90% в зависимости от интенсивности шума. В полосе прерываний 1...40 Гц артикуляция слов варьирует в пределах 60...95%.

Сравнение периода прерывания с временем наблюдения позволяет прийти к выводу о том, что при соизмеримости этих величин прерывность сигнала в режиме АИМ не будет приводить к дополнительному снижению разборчивости речи по сравнению с расчетным значением. Более того, прерывание излучения в режиме АИМ осуществляется управляющими импульсами, формируемыми началом и концом фрагментов передаваемой информации, т. е. синхронно с произносимыми слогами, словами и т. д.

Фильтрация речи, вызванная узкой полосой псевдорезонансного участка пороговой кривой радиозвука, приводит к снижению речевой мощности примерно на 80% для частот ниже 1 кГц, но качество артикуляции при АИМ (полоса пропускания 2 кГц) составляет 71%, при ЧИМ, когда верхняя граница частотного диапазона полезного сигнала достигает 4 кГц — 92%.

Из приводимой табл. 15 [127] видно, что, несмотря на подавление довольно большого участка диапазона частотных компонент речевого сигнала, реализуемая полоса пропускания достаточна для удовлетворительного восприятия речи.

Таблица 15

Важность отдельных частот для восприятия речи

Частота, Гц	500	1000	2000	4000
Важность, %	7...15	20...40	30...40	10...26

Таким образом, фильтрация речевого сигнала приводит к некоторому снижению разборчивости речи при ее восприятии. В [127] приводятся также данные о технических характеристиках слуховых аппаратов различных фирм и моделей.

В среднем при уровне потери слуха 65 дБ, аппараты обеспечивают превышение от 45 до 65 дБ над порогом восприятия. При уровне потери слуха 90 дБ минимально возможный уровень превышения составляет 40 дБ. Полоса пропускания в аппаратах варьирует от 125...500 Гц до 4000 Гц. Сравнение этих данных с определенными в настоящей главе возможностями бионического принципа приема звуковой информации говорит об их достаточности для восприятия речи.

Проведенный анализ факторов влияющих на количество правильно принятой информации и учет физиологических особенностей слуховой системы при восприятии и анализе сложных звуков позволяет записать новое выражение функции $p(t)$.

Поскольку маскировка полезного сигнала сигналом несущей отсутствует, то поставленную задачу можно представить как распознавание бинарного сигнала, состоящего из полезного сигнала и внешнего шума. При этом, решение этой задачи возможно, если в качестве шума использовать равномерно маскирующий шум, т. е. рассматривать слуховой анализатор в качестве оптимального приемника.

Для этих условий сигнал, поступающий на вход анализатора, можно представить общепринятым выражением $y(t) = U_x(t) + \eta(t)$, где $U_x(t)$ — полезный сигнал, несущий информацию (функция сообщения или модулирующий сигнал); $\eta(t)$ — аддитивная помеха.

Вероятность ошибки оптимального приемника при анализе поступающей информации определяется выражением

$$P_{\text{ош}} = P(X=0)P_{\text{лт}} + P(X \neq 0)P_{\text{пр}},$$

где $P(X=0)$ — вероятность отсутствия сигнала; $P(X \neq 0)$ — вероятность наличия сигнала.

Поскольку $P(X=0)$ и $P(X \neq 0)$ известны априори, необходимо определить $P_{\text{лт}}$ и $P_{\text{пр}}$ — вероятности ложной тревоги и пропуска сигнала соответственно, определяемые выражением [31]:

$$P_{\text{лт}} = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{\alpha_1}^{\infty} e^{-\frac{z^2}{2}} dz, \text{ где } \alpha_1 = \frac{\ln \frac{P(X=C)}{P(X \neq C)} + \frac{Q}{N_0 \Delta f}}{\sqrt{\frac{Q}{N_0 \Delta f}}};$$

$$P_{\text{ПР}} = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{\alpha_2}^{\infty} e^{-\frac{z^2}{2}} dz, \text{ где } \alpha_2 = \frac{Q}{N_0 \Delta f} - \ln \frac{P(X=C)}{P(X \neq C)},$$

$$\sqrt{\frac{Q}{N_0 \Delta f}},$$

где Q — мощность сигнала; N_0 — спектральная плотность мощности шума; Δf — полоса частот маскира.

Вероятности $P_{\text{ЛТ}}$ и $P_{\text{ПР}}$ представляют собой функции Лапласа — $P_{\text{ЛТ}} = \Phi(\alpha_1)$; $P_{\text{ПР}} = \Phi(\alpha_2)$. Вероятность правильного распознавания будет определяться выражением $P_{\text{ПРАВ}} = 1 - P_{\text{ОШ}}$. Если пределы интегрирования есть $[0, \alpha]$, то

$$\Phi(\alpha) = 0,5 - \int_0^{\alpha} e^{-\frac{z^2}{2}} dz,$$

$$P_{\text{ЛТ}} = 0,5 - \Phi(\alpha_1); \quad P_{\text{ПР}} = 0,5 - \Phi(\alpha_2).$$

Учитывая, что априорные вероятности $P(X=0) = P(X \neq 0) = 1$, получаем $\alpha_1 = \alpha_2 = \alpha$ и $P_{\text{ПРАВ}} = 2\Phi(\alpha)$; $\alpha = \sqrt{\frac{Q}{N_0 \Delta f}}$.

Для АМ сигнала выражение для Q имеет вид:

$$Q = \overline{U_x^2(t)} = \frac{1}{T} \int_0^T [U_0(1 + M \cos \Omega t) \cos \omega_0 t]^2 dt = U_0^2 \left(1 + \frac{M^2}{2}\right),$$

где M — глубина модуляции; Ω — частота модуляции; ω_0 — частота поднесущей; U_0 — средний уровень поднесущей. Энергию АМ сигнала в интервале $[0; T]$ можно оценить выражением

$$\mathcal{E} = QT = U_0^2 T \left(1 + \frac{M^2}{2}\right) \text{ и } \alpha = \frac{U_0}{\sqrt{N_0}} \sqrt{T \left(1 + \frac{M^2}{2}\right)}.$$

Выражение для энергии сигнала включает мощность сигнала поднесущей и мощность боковых. Но поскольку сигнал поднесущей не маскирует модулирующий сигнал, а выделение обоих сигналов в слуховом анализаторе происходит одновременно, т. е. формально осуществляется детектирование и выделение АМ сигнала, то выражение для аргумента функции Лапласа будет иметь вид:

$$\alpha = M \sqrt{\frac{U_0^2 T}{2N_0}}.$$

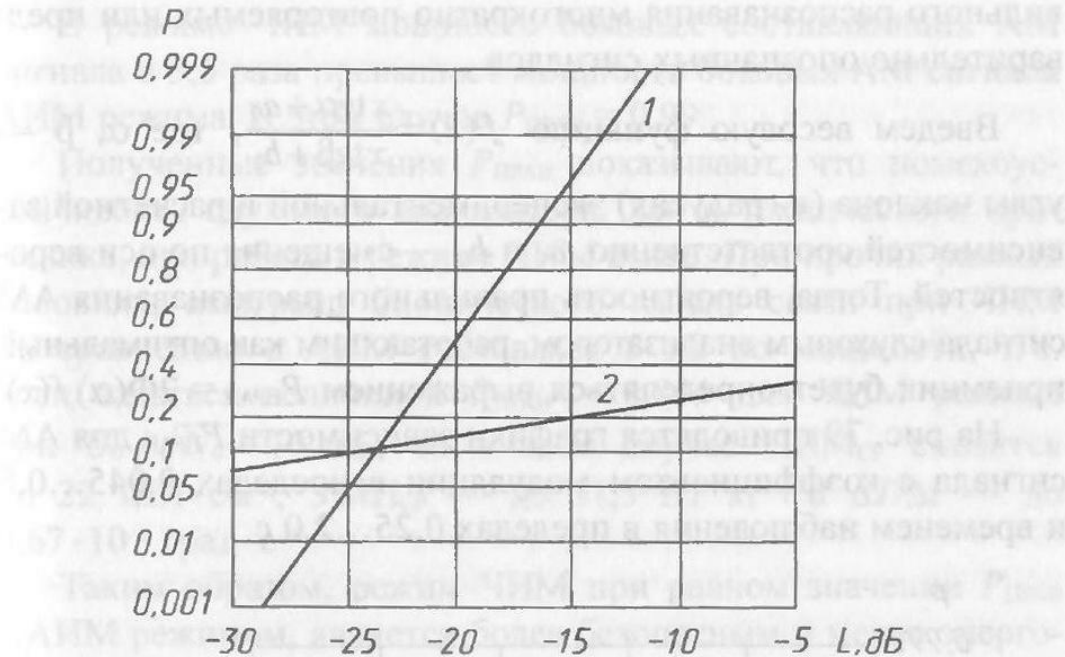


Рис. 78. Графики зависимости $P_{\text{ПРАВ}}$ от отношения сигнал/шум при времени наблюдения 1 с

Определим возможность описания слухового анализатора категориями оптимального приемника, сравнив получаемые здесь значения вероятности правильного распознавания сигнала поднесущей в отсутствии модуляции с экспериментальными данными, приводимые в литературе.

На рис. 78 представлен график экспериментальной зависимости $P_{\text{ПРАВ}}$ в функции отношения сигнал/шум для очень узкополосного шума, в пределах рассматриваемого как тональный сигнал, при времени наблюдения равном 1 с (1) [115]. Зависимость (2) построена по полученным здесь выражениям для α и $P_{\text{ПРАВ}}$ с помощью табличных данных [75] в том же диапазоне значений сигнал/шум и для $T = 1$ с.

Качественный ход обеих зависимостей одинаков, что указывает на принципиальную возможность оценки слухового анализатора как оптимального приемника. Общий характер расчетной и экспериментальной зависимостей свидетельствует об идентичности механизмов обработки сигналов. Различный угол наклона этих зависимостей может быть отнесен к психофизиологическим особенностям слуха, таким, как ассоциативная память, многочисленная корреляционная обработка и т. д., которые субъективно повышают вероятность пра-

вильного распознавания многократно повторяемых или предварительно опознанных сигналов.

Введем весовую функцию $f(x) = \frac{x \operatorname{tg} \alpha + a_0}{x \operatorname{tg} \beta + b_0}$, где α, β — углы наклона (в градусах) экспериментальной и расчетной зависимостей соответственно, a_0 и b_0 — смещения по оси вероятностей. Тогда, вероятность правильного распознавания АМ сигнала слуховым анализатором, работающим как оптимальный приемник будет определяться выражением $P_{\text{ПРАВ}} = 2\Phi(\alpha) f(x)$.

На рис. 79 приводятся графики зависимости $P_{\text{ПРАВ}}$ для АМ сигнала с коэффициентом модуляции в пределах 0,045...0,8 и временем наблюдения в пределах 0,25...2,0 с.

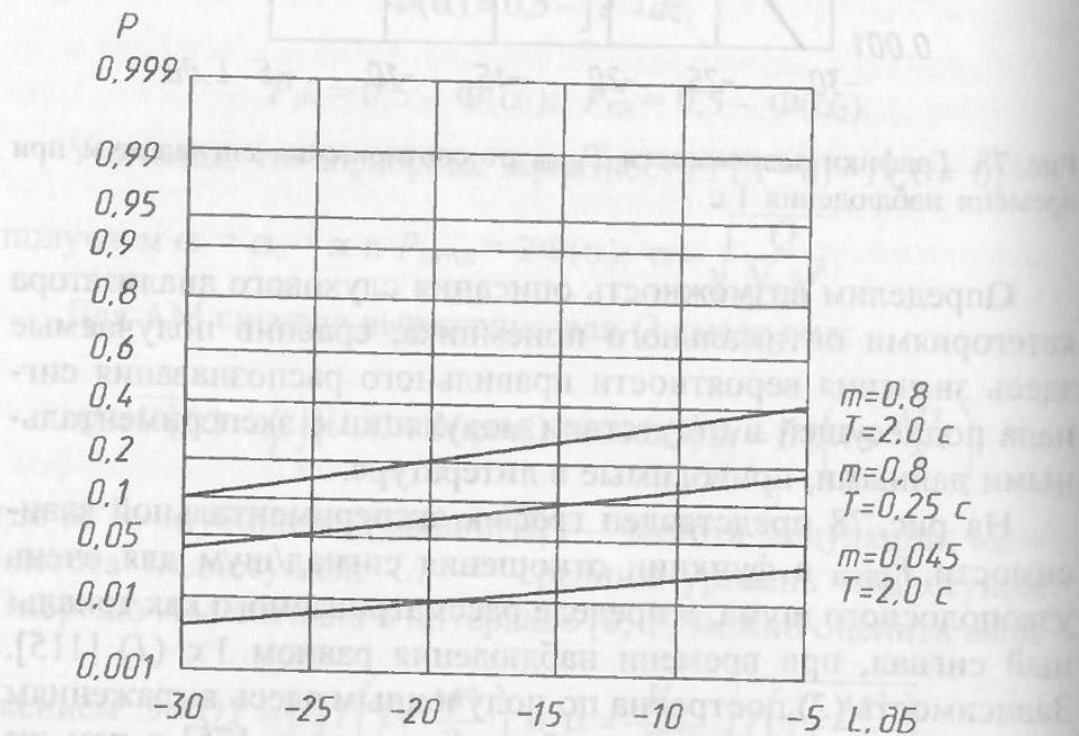


Рис. 79. Зависимость $P_{\text{ПРАВ}}$ для АМ сигнала

Для оценок параметров бионического канала связи уровень внешнего шума принят равным 40 дБ. Принимая минимально необходимый для восприятия средний уровень речевого сигнала равным 50 дБ, определим вероятность $P_{\text{ПРАВ}}$ при $M=0,8$ и $T=2,0$ с для режимов АИМ и ЧИМ и для АМ сигнала на выходе детектора. Подставляя значения M и T в выражение для аргумента функции Лапласа для АМ сигнала, получаем значение $P_{\text{ПРАВ}} = 0,844$ для режима АИМ.

В режиме ЧИМ мощность боковых составляющих АМ сигнала в 3,3 раза превышает мощность боковых АМ сигнала АИМ режима. В этом случае $P_{\text{ПРАВ}} = 0,99$.

Полученные значения $P_{\text{ПРАВ}}$ показывают, что помехоустойчивость слухового анализатора, как и технического приемника, при работе в режиме ЧИМ выше. При прочих равных условиях, выигрыш бионического канала связи при ЧИМ по сравнению с АИМ составляет 5 дБ по мощности, т. е. если задаться величиной $P_{\text{ПРАВ}} = 0,844$ для ЧИМ режима при $U_0/\sqrt{N_0} = 10$ дБ, то в этом случае ППМ_{СР} снизится до 22 мВт·см⁻², УМП_{СР} — до 11,3 Вт·кг⁻¹ и $\Delta T/\Delta t$ — до $2,67 \cdot 10^{-3}$ град·с⁻¹.

Таким образом, режим ЧИМ при равном значении $P_{\text{ПРАВ}}$ с АИМ режимом, является более безопасным и менее энергоемким — минимальную мощность импульса СВЧ для обеспечения уровня звукового давления 80 дБ в тканях головы можно оценить величиной порядка 80 Вт.

6.4. Аудиометрия возрастных изменений костно-тканевой проводимости

В физиологии слуха современная костно-тканевая аудиометрия в основном охватывает диапазон частот примерно от 250 до 4000 Гц. Верхний предел определяется техническими возможностями, в первую очередь, полосой пропускания вибраторов. Функционально, верхняя граница слухового восприятия достигает 225 кГц [81].

Поскольку рассмотренные выше эквивалентные схемы амплитудного детектора и ФНЧ определяют спектр воспринимаемого слуховой системой сигнала и связаны с ВЧГС по костной проводимости, то возникает необходимость исследования порогов чувствительности слуха в высокочастотной области.

Известно, что с возрастом происходит повышение порогов чувствительности слуха и понижение ВЧГС по воздушной проводимости [12, 53, 87, 127]. Возрастные изменения слуха, зависящие как от функционального состояния рецепторно-нервного аппарата слуховой системы, так и от меняющихся с возрастом акустических характеристик костей и

мягких тканей головы, для высокочастотной костно-тканевой аудиометрии практически не исследованы. Между тем, в силу предполагаемой сильной связи резонансных контуров, образуемых анатомическими структурами головы, изменение характеристик этих структур должно приводить к довольно существенным перераспределениям фазовых соотношений в общей системе, что не может не сказаться на интегральной АЧХ. В результате, указанные возрастные изменения могут привести к различного рода аномалиям при восприятии радиозвука и даже к потере возможности самого восприятия такого рода слухового ощущения. Тем самым, высокочастотная костно-тканевая аудиометрия позволяет определить возрастную границу для лиц, способных воспринимать информацию бионическим путем.

Методика. Использовали костный телефон (вибратор) в частотном диапазоне от 4 до 20 кГц. В этом диапазоне слуховые пороги измеряли ступенчато с частотным шагом в 1 кГц. Величину слуховых порогов измеряли по напряжению электрического сигнала, подаваемого на вибратор от звукового лабораторного генератора ГЗ-102 в милливольтгах. Вибратор фиксировали на лобной кости испытуемого в саггитальной плоскости.

Контрольные пороговые измерения показали постоянство отдачи энергии механических колебаний вибратора при различной величине давления вибратора на голову испытуемого.

Наружные слуховые проходы испытуемых плотно закрывали ватой и вазелином. Известно, что obturация слуховых проходов у нормально слышащих людей или у больных с рецепторно-нервными нарушениями слуха, вызывают снижение костно-тканевых слуховых порогов. В то же время при нарушениях аппарата звукопроводения пороги не меняются [44, 45, 228]. Obturация слуховых проходов позволяла вести исследования в более однотипных условиях, исключив возможные изменения слуховых порогов, связанные с индивидуально различными резонансными свойствами наружного слухового прохода [68].

Всем испытуемым была сделана тональная аудиометрия с помощью аудиометра МА-31 (ГДР). Костный телефон рас-

полагали по описанному выше способу. Аудиометрия проводилась в специальной звукоизолированной акустической камере.

Результаты. Обследованы 42 здоровых человека без каких-либо жалоб на снижение слуха. По возрасту все испытуемые разделены на 4 группы:

- 1) 15–30 лет — 14 женщин, 4 мужчин.
- 2) 31–40 лет — 5 женщин, 3 мужчин.
- 3) 41–49 лет — 6 женщин, 5 мужчин.
- 4) Старше 50 лет — 4 женщины, 1 мужчина.

По результатам тональной аудиометрии в каждой возрастной группе выделены люди с отклонениями от нормы — соответственно 10, 3, 5 и 3 человека, которые составляли группу «патология» в отличие от остальных испытуемых, составлявших группу «норма».

Установлено, что высокочастотная граница для слуховых ощущений по этой методике составляет 20 кГц. С возрастом граничная частота уменьшается до 10 кГц в группе «норма» и до 7...8 кГц в группе «патология». Группа «патология» характеризуется также более высокими слуховыми порогами, причем для испытуемых в возрасте до 30 лет повышение порогов наиболее выражено для частот 4...5 кГц, в старшем возрасте — для различных частот.

На рис. 80–83 в качестве примера приводятся данные высокочастотной аудиометрии обеих групп. Графики построены с учетом АЧХ костного вибратора и обработаны на ЭВМ «Искра-226».

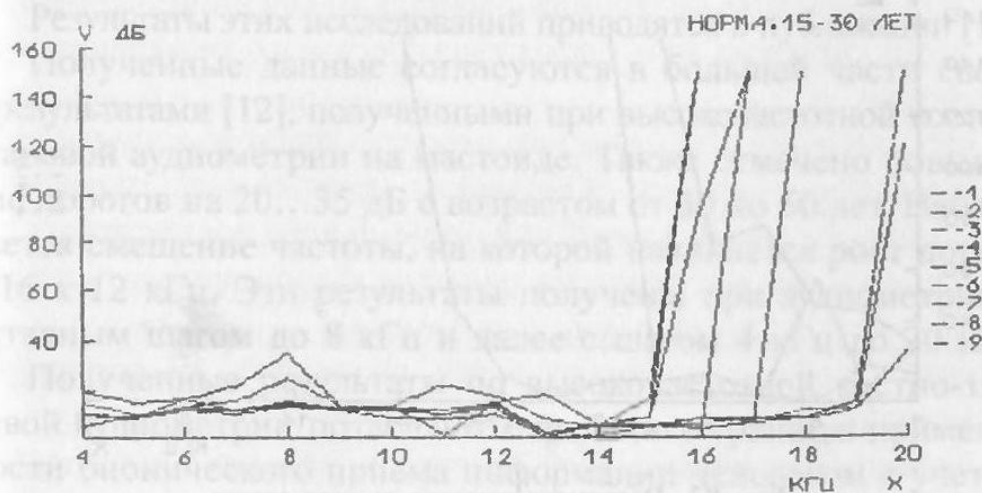


Рис. 80. Высокочастотная аудиометрия

С учетом данных, полученных при измерениях с сосцевидного отростка [12, 82, 159], следовало ожидать повышение чувствительности уха с повышением частоты. Однако результаты измерений показали обратную картину — в обеих группах, для всех испытуемых наблюдается весьма резкое повышение порогов в высокочастотной области.

Выделение группы «патология» по результатам тональной аудиометрии несомненно условно, причем у нормально слышащих нет четких границ по аудиограмме между нормой и патологией. Условными критериями для отнесения в группу «патология» были: повышение порогов воздушной проводимости на частотах 125...4000 Гц более 10 дБ для всех возрастных групп и на частоте 8000 Гц — более 10 дБ для лиц до 30 лет, больше 15 дБ — до 40 лет, более 20 дБ — до 50 лет, более 25 дБ — свыше 50 лет. При костной аудиометрии колебания порогов в пределах ± 20 дБ относительно нулевого уровня расценивали как норму, при превышении этой величины испытуемый относился в группу «патология».

Несмотря на достаточно произвольное разделение всех испытуемых на две группы, оно оказалось полезным для оценки результатов высокочастотной костно-тканевой аудиометрии, выражено отличающихся в группе «норма» от группы «патология».

Исследования показали, что высокочастотная костно-тканевая аудиометрия четко фиксирует возрастные изменения как в норме, так и в патологии. Общим для всех испытуемых в обеих группах является повышение порогов и снижение верхней границы слуха с возрастом.

Результаты этих исследований приводятся в публикации [16].

Полученные данные согласуются в большей части своей с результатами [12], полученными при высокочастотной костно-тканевой аудиометрии на мастоиде. Также отмечено повышение порогов на 20...35 дБ с возрастом от 30 до 50 лет. Наблюдается смещение частоты, на которой начинается рост порога с 16 к 12 кГц. Эти результаты получены при аудиометрии с октавным шагом до 8 кГц и далее с шагом 4 кГц до 20 кГц.

Полученные результаты по высокочастотной костно-тканевой аудиометрии позволяют определить границы применимости бионического приема информации человеком с учетом возрастных изменений слуховой системы.

Обязательным условием для реализации бионического канала связи является наличие выраженных областей изменения пороговой чувствительности по костной проводимости, формирующих псевдорезонансную характеристику.

В реальной ситуации некоторые рассмотренные параметры идеального бионического канала связи будут претерпевать изменения. Это в первую очередь определяется ВЧГС. Нормой принято считать воспринимаемый человеком диапазон звуковых частот в пределах $16...2 \cdot 10^4$ Гц. Однако у подавляющего большинства людей ВЧГС колеблется в пределах $14...16$ кГц, причем этот диапазон, как показали результаты исследований, с возрастом может быть сужен вдвое.

Эти результаты, в первую очередь, ограничивают возможности восприятия информации бионическим путем, т. е. бионический канал связи при передаче речевого сигнала не может рассматриваться как доступное для всех средство связи.

Для определения границ применимости бионического приема информации представляют интерес исследования возможности восприятия радиозвука людьми с различными формами нарушения слуха проведенные А. Фреем [168].

Для исследования были отобраны добровольцы с различными формами нарушений функций слуха. Облучение велось на частотах несущей 1310 и 2982 МГц с частотой следования импульсов 244 и 400 Гц при длительности импульсов 6 и 1 мкс. Порог «слышимости» при этом варьировал у отдельных испытуемых в пределах $0,4...2,0$ мВт·см⁻² по среднему уровню.

Эксперименты позволили выявить следующие особенности возникновения или отсутствия слухового ощущения при облучении:

- ✧ при удалении сосцевидного отростка радиозвук не воспринимается даже при 30-кратном превышении плотности мощности необходимой для нормального восприятия;
- ✧ при наличии отосклероза радиозвук воспринимается также, как и нормальными слышащими;
- ✧ при атрофии слухового нерва радиозвук не воспринимается;
- ✧ несмотря на нормальный акустический слух одним из испытуемых радиозвук не воспринимался.

Результаты экспериментов и наличие аудиограмм испытуемых позволили автору цитируемой работы 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.

Полученные результаты можно прокомментировать исходя из последних данных натуральных и модельных экспериментов. Действительно, как показали модельные исследования, частота механического резонанса головы человека при размере 57 см должна соответствовать 7,8 кГц, при размере 53 см — порядка 10 кГц. Такое сильное отклонение определенной в работе [168] верхней границы диапазона радиозвука от модельных результатов можно объяснить следующим. Натурные эксперименты по костной проводимости [95] показали наличие области высоких значений порога дополнительно к области механического резонанса (также с повышением порога), не отмеченной в натуральных экспериментах по радиозвуку. Методика съема пороговой кривой костной проводимости позволяет предполагать отсутствие этой области на пороговой кривой радиозвука (5...6 кГц) за счет большой градации частоты следования импульсов. В то же время, в натурном эксперименте по радиозвуку всеми испытуемыми отмечалось восприятие сигнала с частотой близкой по высоте тона к 10 кГц при частоте следования импульсов порядка 5 кГц. Причем, порог на частоте сигнала 10 кГц относительно порога на 5 кГц на пороговой кривой радиозвука ниже 4 дБ, на пороговой кривой костной проводимости — на 5 дБ. В этой связи представляют интерес и аудиометрические данные возрастной потери чувствительности слуха [12, 87]. Интересно, что по данным [87], на частотах 5...6 кГц наблюдается подъем порога на 5...6 дБ относительно порога на частоте 10 кГц, что также совпадает с данными собственных исследований костной проводимости.

Близкое значение отношений порогов чувствительности на одних и тех же частотах позволяют предполагать наличие одного и того же механизма восприятия звука при костном воз-

буждении механических колебаний в тканях головы и при облучении импульсами СВЧ.

Вместе с тем, понижение частоты следования от 5 кГц при малой длительности импульсов (6 и 1 мкс) и недостаточной мощности в импульсе должно приводить к тому, что амплитуда первой гармоники будет недостаточна для четкого ее восприятия в связи с повышением порога при понижении частоты, а вторая гармоника попадает в область повышения порога на частотах ниже 10 кГц. Все это приводит к резкому снижению уровня звукового давления на частотах следования импульсов ЭМИ СВЧ ниже 5 кГц и субъективно проявляется в отсутствии слухового ощущения. Очевидно, этим можно объяснить определенное А. Фреем минимальное значение ВЧГС для восприятия радиозвука.

6.5. Структура бионического канала связи

Определение структуры бионического канала связи в первую очередь связано с необходимостью его физического моделирования для количественной и качественной оценок выдвинутых положений и подтверждения их правомерности.

То есть ставится вопрос о разработке технических средств приема и передачи информации с возможностью гибкого изменения параметров функциональных блоков и их связей в модельном эксперименте с целью проверки приемлемости количественных показателей бионического канала связи, их уточнения и определения их применимости.

В натуральных условиях формирование слухового ощущения происходит при непосредственном участии слухового анализатора и анатомических структур головы, резонансные свойства которых и их взаимосвязь определяют наличие псевдорезонансных участков на частотно-пороговой кривой костно-тканевого проведения звука. Этот комплекс структур назовем бионическим приемником.

При физическом моделировании бионический приемник можно представить двумя функционально связанными блоками — эквивалентным приемником, представляющим собой технический аналог совокупности анатомических структур головы, взаимодействующих с импульсами ЭМИ СВЧ и формирующих АМ сигнал в звуковом диапазоне, и второй детектор,

представленный физиологически естественными механизмами слухового анализатора формирующими слуховое ощущение, адекватное модулирующей функции на фоне помехи. Связь этих двух функциональных блоков осуществляется с помощью костного телефона (вibratora).

Известными техническими приемами, естественно, возможно моделирование функций слухового анализатора — второго детектора, т. е. фильтрации поднесущей. Однако такое решение структуры приемника, обеспечивающего на выходе отфильтрованный модулирующий сигнал, привело бы к обычному восприятию слуховым анализатором простого сигнала, в пределе, монотонального, что не соответствовало бы условиям восприятия слухового ощущения в натурном эксперименте. Поэтому с целью сохранения максимальной аналогии между сигналом, воспринимаемым слуховым анализатором в натуральных условиях и при бионическом моделировании, функции детектирования и фильтрации модулирующего сигнала сохраняются за слуховым анализатором.

Таким образом, модель бионического приемника, как системы в целом, представляет собой гибрид технической конструкции эквивалентного приемника и биологической системы — слухового анализатора.

Структура бионического приемника. Сущность физических процессов при взаимодействии импульсного ЭМИ СВЧ с анатомическими структурами головы, рассмотренная в предыдущих пунктах, позволяет выделить следующие функции, выполняемые бионическим приемником:

1. Поглощение энергии импульса ЭМИ тканями головы в широком диапазоне частот несущей.
2. Выполнение формализованной функции первичного детектирования несущей — формирование теплового импульса в тканях головы.
3. Формирование скачка давления, приводящего к расширению и последующему сжатию тканей головы, т. е. выполнение формализованной операции дифференцирования теплового импульса.
4. Возбуждение механических колебаний в системе, образованной анатомическими структурами с резонансными свойствами.

5. Амплитудно-временной и частотный анализ возбужденных механических колебаний — формирование слухового ощущения.

Перечисленные выше функции определены из представлений о термоэластической природе радиозвука и концепции двухконтурной резонансной модели. В общем виде структурная схема модели бионического приемника представлена на рис. 84.

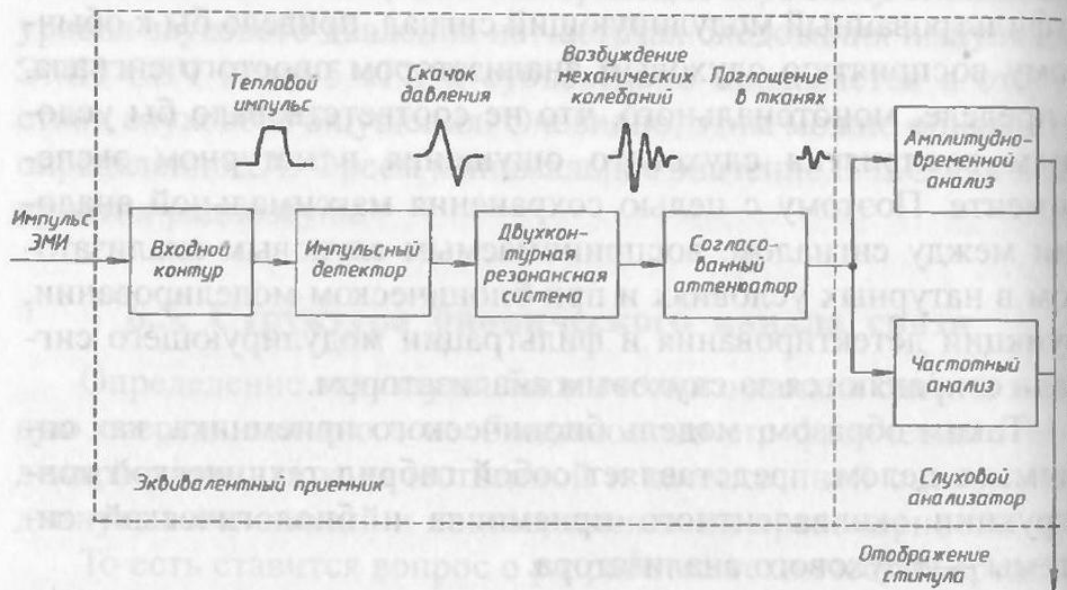


Рис. 84. Структурная схема модели бионического приемника

Структура модулирующего устройства передатчика бионического канала связи. Ввиду жестко заданной структуры бионического приемника все необходимые преобразования модулирующего сигнала при передаче информации производятся на передающем конце системы связи. Эти преобразования сводятся к следующим операциям:

1. Ограничение речевого сигнала областью средних частот.
2. Подъем АЧХ в тракте модулирующего сигнала в области низших частот.
3. Расширение динамического диапазона модулирующего сигнала в области низших частот введением дополнительной ШИМ.

Первые два пункта не требуют специального рассмотрения и реализуются обычными техническими приемами. До-

полнительным условием в данном случае является достаточно высокая крутизна ската АЧХ на частотах среза — порядка 20 дБ/окт, что обеспечит малую амплитуду мощности второй гармоники (не более 1%).

Техническое решение функциональных блоков, обеспечивающих первые два пункта, не требует рассмотрения каких-либо вопросов, связанных с физиологическими особенностями слуха и не приносит изменений в величины, характеризующие восприятие полезной информации. Решение последнего пункта связано с выделением управляющего сигнала из сложного модулирующего сигнала.

Рассмотрим возможные функции преобразования модулирующего сигнала в управляющий сигнал и соответствующие им коэффициенты снижения разборчивости передаваемого сообщения.

В общем виде длительность импульса будет выражаться зависимостью $\tau_{и} = \varphi(T)$, где T — текущее значение периода модулирующего сигнала. Реализация этой функции возможна следующими путями:

1. Фильтрация частотных компонент речевого сигнала набором дискретных узкополосных фильтров.
2. Центральное ограничение речевого сигнала.
3. Пиковое ограничение речевого сигнала.

Выделение управляющего сигнала по первому пункту с сохранением высокой разборчивости речи потребовало бы наличия большого числа фильтров с высокой крутизной, стремящейся к бесконечности. Такое решение вопроса в области низких частот практически нереально. При выборе одного из двух других способов формирования управляющего сигнала необходимо ввести представление об артикуляционных испытаниях.

В ссылках, представленных в работе [87], указывается, что артикуляция слов является наиболее информативным признаком речи и разборчивость речи зависит в первую очередь от качества артикуляции. Как центральное, так и пиковое ограничение речевого сигнала являются искажениями амплитуды речевого сигнала.

По данным [87], центральное ограничение связано с резким ухудшением разборчивости речи, что при формировании

управляющего сигнала не позволяет реализовать функцию $\tau_{и} = \varphi(T)$. Пиковое ограничение амплитуды сигнала позволяет сохранять разборчивость речи на уровне 95% в бесконечности, т. е. при бесконечно большом ограничении, разборчивость падает всего лишь до 70% [87].

На рис. 85 показан процесс формирования обоих видов управляющего сигнала. Таким образом, процесс пикового ограничения, называемый клиппированием, является наиболее приемлемым для формирования управляющего сигнала. Процесс клиппирования речевого сигнала представлен на рис. 86.

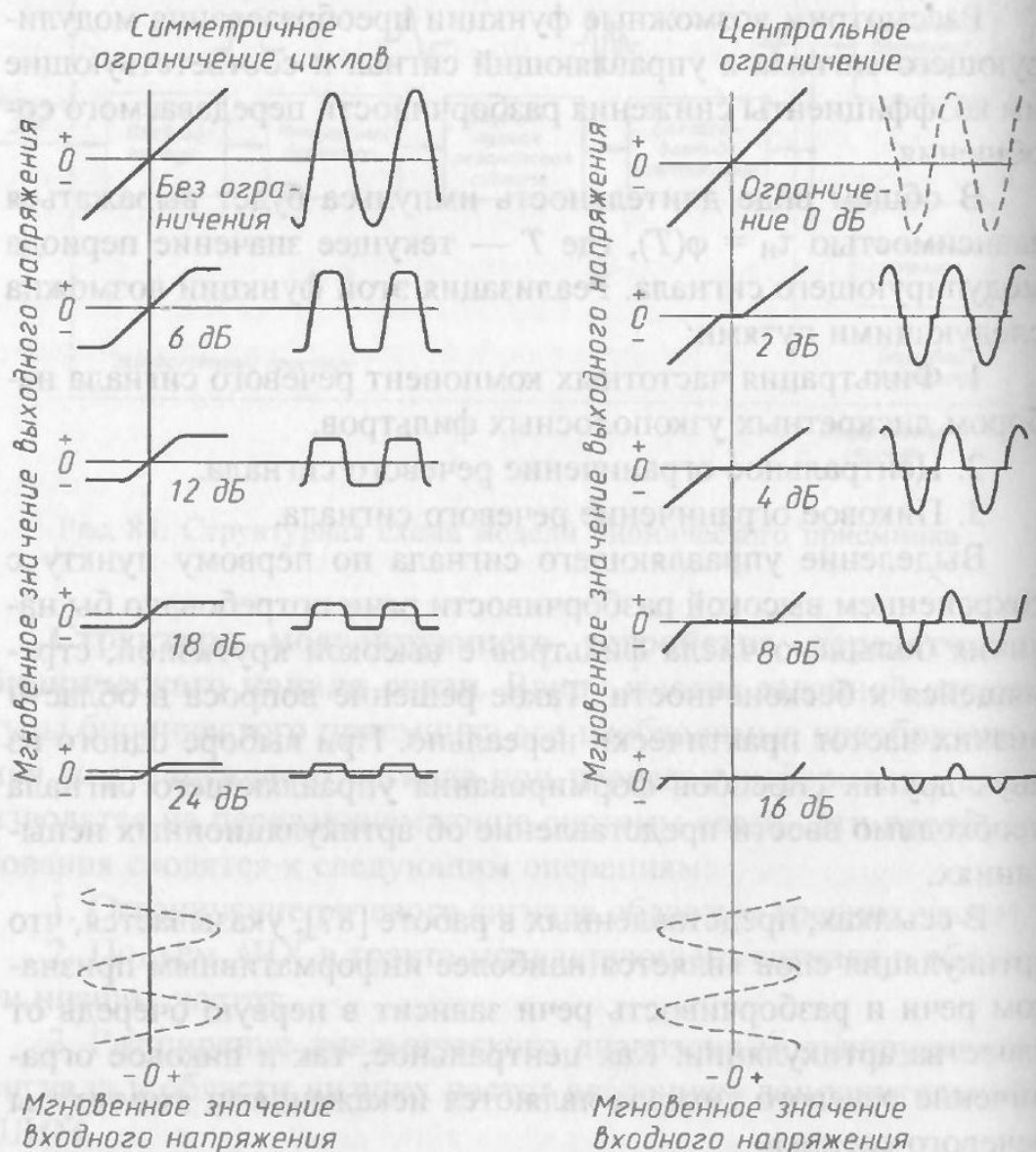


Рис. 85. Процесс формирования управляющих сигналов (функция преобразования модулирующего сигнала)

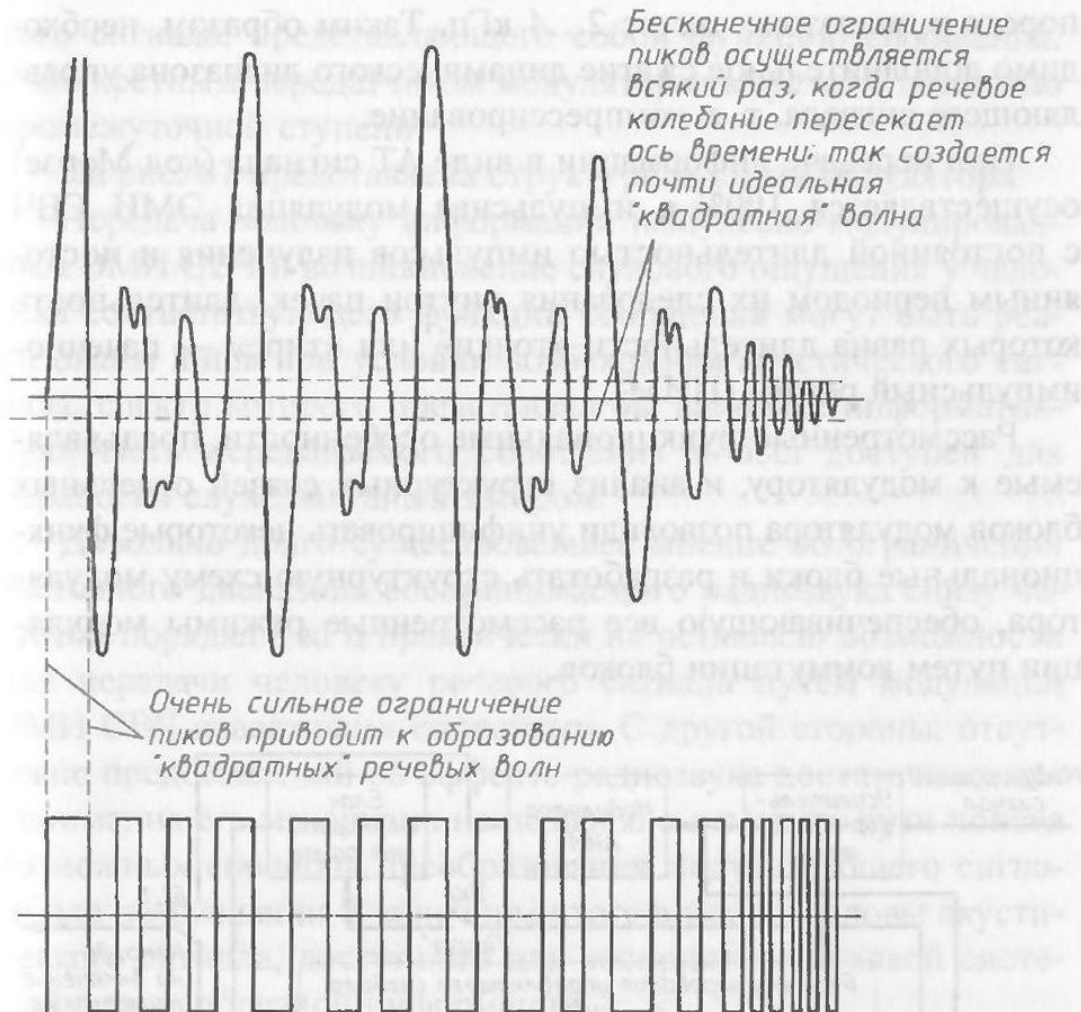


Рис. 86. Процесс клиппирования речевого сигнала

Последовательность прямоугольных импульсов с различной длительностью после интегрирования подается на преобразователь «напряжение—длительность импульса», выходной сигнал которого поступает на вход генератора импульсов и далее на вход модулятора передатчика. На второй вход модулятора поступает модулирующий сигнал (функция сообщения) для осуществления амплитудной модуляции импульсной последовательности.

Для АИМ при полосе частот 100...2000 Гц в результате клиппирования длительность импульсов варьирует в пределах 10 мс — 250 мкс при необходимых значениях длительности импульсов СВЧ 6,5...25 мкс. При ЧИМ клиппирование обеспечивает изменение длительности прямоугольных импульсов практически в тех же пределах ввиду небольшого изменения

порога в диапазоне частот 2...4 кГц. Таким образом, необходимо дополнительное сжатие динамического диапазона управляющего сигнала, т. е. компрессирование.

При передаче информации в виде АТ сигнала (код Морзе) осуществляется 100%-я импульсная модуляция ЭМИ СВЧ с постоянной длительностью импульсов излучения и постоянным периодом их следования внутри пачек, длительность которых равна длительности «точки» или «тире» — пачечно-импульсный режим (ПИМ).

Рассмотренные функциональные особенности, предъявляемые к модулятору, и анализ структурных связей отдельных блоков модулятора позволили унифицировать некоторые функциональные блоки и разработать структурную схему модулятора, обеспечивающую все рассмотренные режимы модуляции путем коммутации блоков.

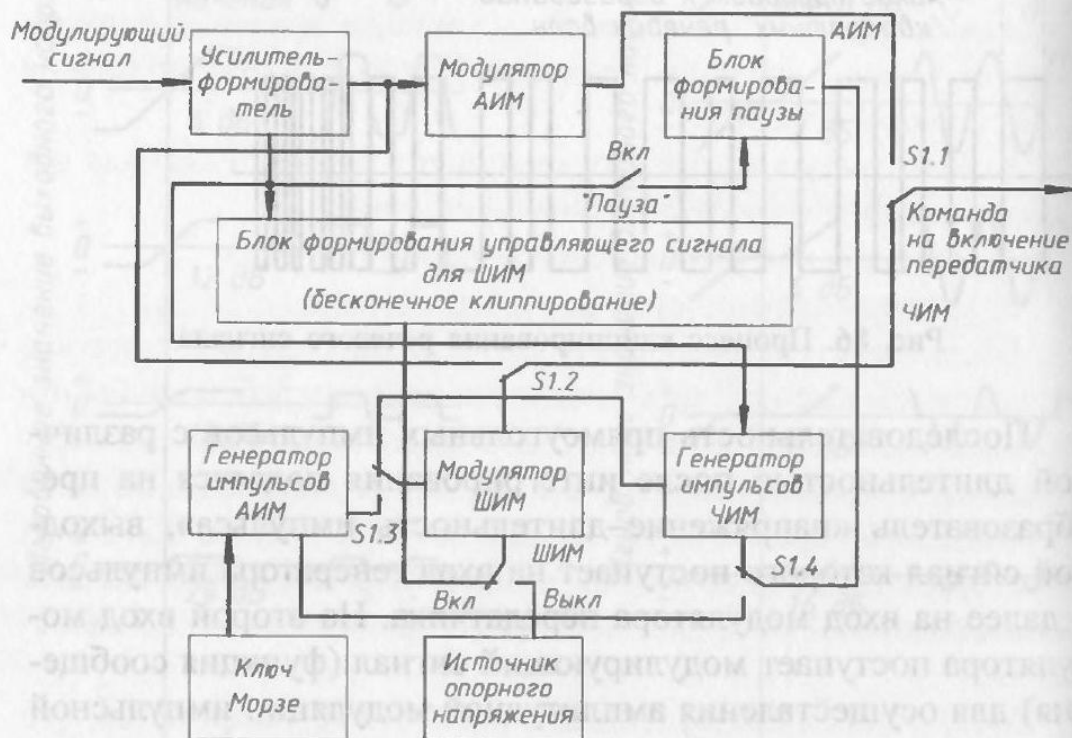


Рис. 87. Структурная схема модулятора

Основу модулятора составляют управляемые автогенераторы импульсов АИМ и ЧИМ режимов. Управление как амплитудой, так и частотой следования импульсов осуществляется с помощью управляющих сигналов, формируемых из вход-

ного сигнала, представляющего собой функцию сообщения. С конкретным передатчиком модулятор стыкуется с помощью промежуточной ступени.

На рис. 87 представлена структурная схема модулятора.

Передача человеку информации импульсно-модулированным ЭМИ СВЧ и возникновение слухового ощущения у человека соответствующего функции сообщения могут быть реализованы лишь при условии возбуждения акустического сигнала, спектр которого представлял бы наиболее информативную часть передаваемого сообщения и был доступен для обработки слуховым анализатором.

Довольно долго существовавшее мнение об ограничении частотного диапазона воспринимаемого радиозвуча снизу частотой порядка 8 кГц практически не оставляло возможности для передачи человеку речевого сигнала путем модуляции ЭМИ СВЧ известными способами. С другой стороны, отсутствие представлений об эффекте радиозвуча достаточных для понимания его механизма не позволяло наметить пути поиска возможных способов преобразования модулирующего сигнала для возбуждения в конечном итоге в тканях головы акустического сигнала, доступного для восприятия слуховой системой в виде полезной информации.

Восприятие человеком первой гармоники модулирующего сигнала во всем звуковом диапазоне в натурном эксперименте и исследованные зависимости параметров возбужденных колебаний от параметров импульсов ЭМИ СВЧ в модельных экспериментах позволили обосновать принципиальную возможность решения поставленной задачи. Методом эквивалентного резонансного контура были определены наиболее оптимальные законы модуляции импульсной последовательности ЭМИ СВЧ АИМ и ЧИМ с дополнительной ШИМ на низких частотах.

Расчет спектров сигналов при режимах модуляции с учетом наличия ВЧГС показал, что на слуховую систему будет поступать стандартный АМ сигнал, скорректированный равногромкостной кривой костного проведения звука. При этом потребовалось формальное введение представления о выполнении тканями головы процесса первичного детектирования — выделения огибающей импульсов ЭМИ в виде тепловых им-

пульсов, приводящих к возбуждению акустических волн давления.

Выделенный слуховой системой АМ сигнал представляет собой двухтоновый сигнал, состоящий из сигнала частоты поднесущей и двух боковых частот, разделенных частотным интервалом, превышающим границы частотных групп. Одновременный анализ двухтонового сигнала обеспечивает синхронное восприятие компонент в виде отдельных слуховых ощущений разной тональности.

Наличие ВЧГС обеспечивает фильтрацию первых гармоник двухтонового сигнала и совместно со слуховым анализатором, выполняющим функцию вторичного нелинейного преобразования, образует детектор с ФНЧ, выделяющий полезный сигнал. Сигнал поднесущей при этом не маскирует более низкочастотный модулирующий сигнал и не является помехой. Можно сказать, что отмеченная особенность бионического детектора представляет органический недостаток в основном для АИМ.

В отличие от радиотехнических НЧ детекторов, когда сигнал несущей и модулирующий сигнал по частоте разнесены на несколько порядков, фильтрация полезного сигнала осуществляется с помощью простого ФНЧ. В случае бионического детектора сигнал поднесущей и модулирующий сигнал находятся в области частот, доступных для одновременного восприятия — частота сигнала поднесущей 10 кГц в режиме АИМ и верхняя частота полезного сигнала — 2,2 кГц. Для режима ЧИМ частота сигнала поднесущей равна 14 кГц при полосе сигнала равной 4,4 кГц.

В режиме АИМ уровень сигнала поднесущей выше уровня модулирующего сигнала. При ЧИМ для большинства людей на частоте 14 кГц порог чувствительности весьма высок и модулирующий сигнал более подчеркнут.

С технической точки зрения режим ЧИМ более предпочтителен, а в отдельных случаях может быть единственно возможным. Мощность современных импульсных передатчиков СВЧ очень высока и линейная модуляция излучения в этом случае может оказаться технически невозможной. Работа же передатчика с постоянной мощностью в импульсе и девиацией частоты их следования реализуется относительно просто

(например, при использовании в качестве генератора СВЧ колебаний многорезонаторного магнетрона).

Моментом, ограничивающим возможность бионического канала связи, является необходимость обеспечения определенного минимального уровня давления речевого сигнала для его разборчивого восприятия. Это обстоятельство, по проведенным оценкам, приводит к высоким уровням облучения и не позволяет применять такой канал связи для передачи сколь угодно длительного сообщения.

В отмеченных источниках литературы высокая разборчивость речи — в пределах 70...90% — обеспечивается при среднем уровне давления речевого сигнала 13...53 дБ. Столь высокий разброс этой величины, естественно, не позволяет сделать окончательные выводы относительно необходимого уровня импульсной мощности ЭМИ СВЧ. Отмечается также, что увеличение объема словаря ведет к снижению разборчивости речи, что должно быть учтено при передаче речевого сигнала.

Сравнение полученных величин с имеющимися литературными данными как теоретического характера, так и натуральных экспериментов показывают, что обоснование зависимости $p = f(\tau_{и})$ до значений $\tau_{и} = T/2$ согласуется с данными [206], отражающими расчеты амплитуд давлений для сферических моделей проводимые на ЭМИ, начиная со значений $\tau_{и} = 1$ мкс.

Рассчитанная величина импульсной мощности для заданной частоты несущей (800 МГц) находится в пределах этой величины, определяемых пороговой кривой импульсной мощности для диапазона частот несущей [169].

Уровень звукового давления, определенный с учетом свойств маскировки и подавления внешнего шума вкладышами, вводимыми в ушные каналы с одновременным снижением порога костной проводимости звука, хорошо согласуется с данными [206]. Определенный здесь необходимый уровень звукового давления речевого сигнала относительно абсолютного порога равен 50 дБ. Приводимый в литературе уровень звукового давления равный 70 дБ для центра сферы, на периферии будет ослаблен на 16 дБ — по приводимым в ссылке графикам и дополнительно должен быть снижен на 6 дБ для приведения в соответствие объемных плотностей энергии. В результате уровень звукового давления в районе улитки мо-

жет быть оценен величиной 48 дБ, что практически равно выбранному значению этой величины в настоящей работе.

Применение положений эффекта маскировки для определения уровня давления по имеющимся величинам пороговой импульсной мощности в случае радиозвука не встречает противоречий в имеющейся литературе и было использовано также в работе [168]. Результаты натурального эксперимента по определению частотного диапазона радиозвука тем не менее показали, что фактор внешнего шума играет не последнюю роль при восприятии слухового ощущения возникающего во время облучения.

Расчеты показали, что бионический канал связи обладает достаточно высокой помехозащищенностью и обеспечивает уже при небольшом превышении сигнала над шумом разборчивости речи не ниже 80 дБ.

Разборчивость речи могла бы быть повышена путем увеличения индекса модуляции, что эквивалентно увеличению мощности передатчика. Однако существенное повышение порога чувствительности костного слуха в области низших частот при возбуждении акустических колебаний импульсами ЭМИ СВЧ приводит к необходимости реализации большего динамического диапазона глубины модуляции и ограничивает возможности этого параметра. Вместе с тем, существенный разброс значений минимального уровня давления речевого сигнала для обеспечения высокой разборчивости нуждается в проверке в натурном эксперименте. Так, снижение среднего уровня звукового давления речевого сигнала хотя бы на 10 дБ относительно принятой здесь величины 50 дБ позволило бы снизить необходимое значение $ППМ_{ср}$ до уровней, близких к безопасным.

На разборчивость речи влияет также возрастное снижение чувствительности костного слуха, в связи с чем при решении прикладных задач этот вопрос также должен учитываться.

Как было показано, снижение ВЧГС приводит к сужению полосы пропускания полезного сигнала. Однако, при ВЧГС равной или ниже определенной значением 10 кГц, когда исчерпаны возможности бионического приема с оптимальными параметрами, возможна реализация ЧИМ на низкочастотном скате псевдорезонансного участка с максимальной полосой

пропускания 1 кГц. Ассиметрия псевдорезонансного участка относительно частоты поднесущей в режиме АИМ не позволяет добиться равенства амплитуд боковых, что приводит к искажению воспринимаемого сигнала.

Изменения значений порогов в области псевдорезонанса должны привести к необходимости пересмотра определенных выше значений M , m_f и $P_{\text{и пор}}$ для обоих режимов модуляции.

Полученные экспериментальные данные модельных и натуральных исследований радиозвука позволили предложить структуру бионического канала связи, определить функциональные блоки передатчика и приемника, взаимосвязь между ними.

Анализ передаточных функций приемника позволил ввести понятие эквивалентного приемника для количественной оценки процессов преобразователя энергии импульсов ЭМИ в энергию механических колебаний.

Слуховой анализатор является составной частью бионического приемника и связан с эквивалентным приемником костным вибратором. Такой гибрид позволяет имитировать условия возбуждения механических колебаний и их анализ в натуральных условиях.

Определенная структура бионического канала связи создала условия для его физического моделирования методом электронных и жидкостных сферических моделей.

6.6. Краткие выводы

1. Предложен метод описания амплитудно-частотных характеристик костно-тканевой аудиограммы в категориях и терминах четырехполюсников (понятие псевдорезонансных областей).

2. Определены законы модуляции импульсного ЭМИ позволившие описать характер его преобразования в тканях головы и формирования акустического сигнала лежащего в полосе физиологически нормально воспринимаемых частот и доступного для обработки слуховым анализатором.

3. На основе психоакустических данных рассчитаны величины основных параметров импульсной последовательности ЭМИ СВЧ для обеспечения формирования необходимого слухового ощущения у человека.

4. По данным аудиометрических и акустических исследований определены необходимые уровни давления возбуждаемых акустических колебаний и значения импульсной мощности для рассмотрения режимов модуляции ЭМИ СВЧ, обеспечивающих высокую разборчивость речи.

5. Проведена оценка тепловых нагрузок при облучении головы импульсным ЭМИ СВЧ всех определенных режимов модуляции и возможное время сеанса передачи информации.

6. По исследованным порогам костно-тканевой проводимости рассмотрены возможные границы применимости бионических принципов приема информации.

7. Определены структура бионического канала связи, структурные организации приемника и передатчика и основные передаточные функции.

Глава VII

ФИЗИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ БИОНИЧЕСКОГО КАНАЛА СВЯЗИ

7.1. Выбор модели бионического канала связи

Основная цель, преследуемая при физическом моделировании бионического канала связи — подтверждение правомерности выдвинутых выше положений, связанных с кодированием и декодированием полезной информации и возможности ее объективного восприятия человеком при дистантном действии модулированных ЭМИ СВЧ на анатомические структуры головы. При этом должны быть реализованы рассмотренные выше принципы организации и функции биологических структур, формирующих пороговую кривую радиозвуча и закономерности анализа поступающей на слуховой анализатор информации. Поставленная цель достигается путем разработки технических устройств для передачи и приема информации, функциональные блоки которых представляют собой логические аналоги, обладающие формализованными передаточными функциями структур оригинала. Демонстрация возможности осуществления реального бионического канала связи обеспечивается соответствием технических параметров вновь разрабатываемых функциональных блоков, а также привлекаемой серийной аппаратуры основным количественным показателям бионического канала связи, определенным выше. Таким образом, модельный бионический канал связи должен содержать в себе эквивалентный приемник и передатчик.

За основу эквивалентного приемника взята структурная схема двухконтурной резонансной модели, реализующая концепцию формирования эффекта радиозвуча на периферии слуховой системы возбужденными механическими колебаниями.

При моделировании бионического канала связи средствами электроники, усиление колебаний СВЧ диапазона связано с известными техническими трудностями. Оценка величины коэффициента усиления показала, что эквивалентный приемник должен обладать коэффициентом усиления сигнала несущей по напряжению порядка 10^2 , что повлекло бы за собой решение технически сложной задачи. В то же время, вопрос выбора несущей при бионическом моделировании канала связи средствами электроники не является принципиальным или определяющим какие-либо специфические стороны самого процесса переноса модулирующего сигнала.

С другой стороны, сохранение аналогов основных этапов физического взаимодействия биологических структур с ЭМИ СВЧ, т. е. поглощение энергии ЭМИ СВЧ средой, формирования теплового импульса и скачка давления, приводящего при наличии резонирующего объема к возбуждению механических колебаний, требуют привлечения и в модельном эксперименте в качестве несущей, импульсного СВЧ излучения.

В связи с этим, физическое моделирование бионического канала связи представлено здесь двумя подходами:

1. Использование в качестве несущей одной из частот радиодиапазона с применением электронного аналога эквивалентного приемника и радиопередатчика. Такое решение схемы бионического канала связи, обладая максимальной гибкостью позволяет сравнительно легко добиться соответствия параметров функциональных блоков как эквивалентного приемника, так и радиопередатчика, расчетным. Это обстоятельство, в свою очередь, позволяет широко варьировать многими конструктивными элементами функциональных узлов, добиваясь оптимального решения, что в свою очередь обеспечивает возможность имитации различных реальных ситуаций при приеме информации и их оценки. Мобильность и автономность такого канала связи позволяет использовать его в качестве рабочего инструмента при подготовке операторов и корреспондентов с целью адаптации слуха к восприятию полезной информации на фоне поднесущей, а также в целях демонстрации.

2. Непосредственное применение импульсно-модулированного ЭМИ СВЧ в качестве переносчика информации и ис-

пользование сферического жидкостного резонатора в качестве эквивалентного приемника. Такая модель бионического канала связи адекватна реальной ситуации при облучении головы человека импульсами ЭМИ СВЧ и реализует все описанные выше пункты трансформации энергии импульсов ЭМИ СВЧ в энергию механических колебаний и формирует спектр акустического сигнала, доступный для амплитудно-частотного анализа. Таким образом, модель бионического канала связи с ЭМИ СВЧ в качестве переносчика информации является максимальным приближением к оригиналу и результаты на этой модели могут рассматриваться как определяющие.

В общем случае, реализация обеих моделей бионического канала связи может быть представлена следующими этапами:

1. Техническая разработка эквивалентного приемника с реализацией функциональными блоками передаточных функций отражающих структурную организацию процессов поглощения ЭМИ СВЧ и его первичного детектирования тканями головы человека, учитывающих физическую сущность взаимодействия анатомических структур головы при осуществлении первичной селекции передаваемого сообщения и особенности периферийных механизмов слуховой системы реализующих амплитудно-частотный сигнал в отображении слухового образа.

2. Техническая разработка передатчика обеспечивающего функциональное преобразование полезного сигнала (код, речь) в соответствии с амплитудно-частотными свойствами пороговой кривой костной проводимости при модуляции мощности излучения, в сигнал, спектральный состав которого коррелирует с резонансными свойствами головы человека и формирует на приемном конце АЧХ, необходимую для разборчивого восприятия функции сообщения.

3. Приборная проверка бионического канала связи включающая в себя:

- а) проверку на соответствие технических характеристик функциональных блоков эквивалентного приемника и передатчика разработанным техническим требованиям в режиме модуляции и демодуляции тест-сигналом в заданной полосе частот;

б) проверку основных рассмотренных идей и положений путем спектрального анализа выходного сигнала эквивалентного приемника в режиме приема-передачи тест-сигнала при различных режимах модуляции;

в) проверку работоспособности путем определения разборчивости слов и слогов по существующим ГОСТ в режиме приема-передачи;

г) корректировку параметров моделей на основе полученных результатов.

4. Передача речевого сигнала и кода, включающая в себя:

а) передачу и прием свободного текста на русском языке с определением вероятности правильного распознавания речи;

б) передачу и прием кода Морзе с печатанием на пишущей машинке или записью текста сообщения от руки.

7.2. Техническая разработка моделей бионического канала связи

Общие положения. В соответствии с определенной в п. 6.5 схемой бионического приемника, реализация схемы эквивалентного приемника достигается развитием двухконтурной резонансной модели (п. 4.4) функциональными блоками, позволяющими осуществить прием информации на расстоянии.

При разработке функциональных блоков эквивалентного приемника основным вопросом стал выбор их технической реализации.

Анализ технической литературы показал, что реализация отдельных функций такого приемника возможна доступными техническими приемами, однако структура эквивалентного приемника в целом не подчиняется структурным схемам известных радиоприемников. Так, например, по типу усиления сигнала несущей эквивалентный приемник представляет собой приемник прямого усиления. Действительно, при поглощении импульса ЭМИ тканями головы не происходит преобразования частоты несущей, как например в супергетеродинном приемнике, а применение избирательного входного контура будет отражать пороговую зависимость импульсной мощности от частоты несущей [219].

Наличие импульсного детектора в эквивалентном приемнике отражает формализованную функцию детектирования тканями ЭМИ СВЧ — выделение огибающей радиоимпульса в виде теплового импульса. Однако при этом данный приемник не является узкоспециализированное устройство для приема только телеграфных сигналов.

Выделенная тканями головы последовательность тепловых импульсов трансформируется в АМ сигнал поднесущей с частотой, определяемой резонансными свойствами анатомических структур головы человека и степенью их связи, что представлено двухконтурной резонансной системой. Фактически эти структуры осуществляют первичное Фурье-преобразование. Аналогом такого преобразования является процесс возбуждения ударных колебаний в резонансном контуре единичной функцией. В литературе отсутствуют данные об использовании такого рода преобразователя информации в радиоприемных устройствах.

Дальнейшее преобразование сигнала, представляющего собой АМ колебания, происходит в слуховом анализаторе.

Решение некоторых технических вопросов при разработке эквивалентного приемника, не имеющих принципиального значения, может осуществляться традиционными способами и в основном нести чисто техническую нагрузку.

Добротность входного контура эквивалентного приемника может существенно превышать таковую, если ее определять из пороговой кривой импульсной мощности [219], а наличие усилителя высокой частоты (УВЧ) лишь формально будет отражать усиление, осуществляемое этим контуром. Однако отсутствие в эквивалентном приемнике этих функциональных узлов привело бы к необходимости наличия мощного передатчика, что в сущности соответствовало бы реальной ситуации в натурном эксперименте, но создало бы большие технические неудобства и привело бы к большим энергетическим затратам. Вместе с тем, такое решение принципиально не меняло бы ситуации в модельном эксперименте. Сюда же частично можно было бы отнести и необходимость введения в структуру эквивалентного приемника системы автоматического регулирования усиления (АРУ) с целью предотвращения перегрузки первого каскада УВЧ и обеспечения постоянства

уровня выходного сигнала при различных расстояниях между приемником и передатчиком. Однако эти меры также привели бы к усложнению схемы приемника, не отражая одновременно существа происходящих процессов. В этом плане целесообразнее применение ручной регулировки усиления сигнала.

Применение того или иного способа регулирования усиления полезного сигнала в первую очередь продиктовано необходимостью установки определенного уровня звукового давления при передаче речевого сигнала. При определении видов модуляции ЭМИ СВЧ в гл. VI оказалось достаточным рассмотрение отдельных участков частотно-пороговой кривой радиозвука. В связи с этим, в эквивалентном приемнике можно ограничиться одноконтурной резонансной системой в целях упрощения решения технических задач.

Как показано в гл. VI передача информации в режиме ЧИМ реализуется при равенстве начальной частоты следования импульсов ЭМИ СВЧ среднему значению высокочастотного ската псевдорезонансного участка и последующей ее девиации. С целью максимального возможного приближения модели к оригиналу эквивалентный приемник может содержать блок автогенератора, синхронизируемого импульсами передатчика, а преобразование ЧМ→АМ будут осуществлять анатомические структуры головы путем подачи ЧМ сигнала с помощью костного вибратора на костно-тканевые образования черепа. Выделение при этом АМ сигнала будет подтверждать также зависимость частотно-пороговой кривой костного проведения звука от резонансных свойств анатомических образований головы.

Структурная схема передатчика модельного бионического канала связи определена рассмотренными в гл. VI вопросами, касающимися выбора и обоснования вида модуляции и параметров несущей.

При физическом моделировании бионического канала связи не ставились задачи обычно имеющие место при реализации того или иного типа радиоканала — высокая стабильность частоты несущей, минимальное содержание гармоник и т. д. Эти вопросы в данном случае не принципиальны и не являются основными показателями бионического канала связи. Поэтому собственно передатчик может быть собран по схеме

автогенератора с запуском управляющими импульсами, поступающими с выхода модулятора. Таким образом, структурная схема передатчика может содержать всего два функциональных блока — модулятор и автогенератор частоты несущей. Конкретные схемы решения передатчика будут рассмотрены ниже.

Одним из важных показателей бионической системы связи является высокая стабильность параметров импульсной последовательности ввиду линейной зависимости параметров возбужденных в двухконтурной резонансной системе приемника колебаний поднесущей от параметров радиоимпульса.

Обобщение рассмотренных выше положений позволяет выработать следующие технические требования предъявляемые к эквивалентному приемнику и передатчику модельного канала связи:

Полоса частот модулирующего сигнала в режиме АИМ, Гц	100...2000
Полоса частот модулирующего сигнала в режиме ЧИМ, Гц	100...4000
Крутизна АЧХ тракта модулирующего сигнала на верхней частоте среза, дБ	20
Подъем АЧХ тракта модулирующего сигнала в области низших частот, дБ	18,5
Начальная длительность импульсов модуляции, с ...	10^{-5}
Диапазон вариации длительности импульсов модуляции, с	$(6,5...25) \cdot 10^{-6}$
Частота следования импульсов в режиме АИМ, Гц...	10^4
Начальная частота следования импульсов в режиме ЧИМ, Гц	$1,4 \cdot 10^4$
Коэффициент модуляции в режиме АИМ на низшей частоте полосы пропускания	0,8
Динамический диапазон коэффициента модуляции выходного АМ сигнала в полосе частот модулирующего сигнала, дБ	22
Индекс модуляции в режиме ЧИМ на низшей частоте полосы пропускания	1,0
Частота следования импульсов в пачке в режиме ПИМ, Гц	10^4
Длительность пачек импульсов и интервал между пачками импульсов в режиме ПИМ, с	в соответствии с ГОСТ на АТ сигнал

Длительность импульсов в пачке в режиме ПИМ, с	$5 \cdot 10^{-6}$
Добротность одноконтурной резонансной системы эквивалентного приемника, абс. ед.	2
Верхняя частота среза ФНЧ приемника, Гц	$1,4 \cdot 10^4$
Крутизна АЧХ ФНЧ на частоте среза, дБ/окт	40
Дальность действия канала связи для радиочастотной модели, м	до 15
Дальность действия канала связи для СВЧ модели при изотропном излучателе, м	до 0,5

Преобразовательно-модулирующий блок. Определенные в гл. VI параметры сигналов бионического канала связи и передаточные функции блоков, осуществляющих преобразование входного сигнала и модуляцию несущей, является универсальными с точки зрения их применимости в той или иной физической модели. В этой связи преобразовательно-модулирующий блок представляет собой законченную конструкцию и его техническая разработка может быть рассмотрена вне связи с применением в той или иной модели бионического канала связи и предварять технические разработки этих моделей.

В соответствии с структурной схемой рассмотренной в п. 6.5.2 и техническими требованиями определенными в п. 7.2.1, преобразовательно-модулирующий блок выдает управляющий сигнал (команду) на передатчик через буферное устройство, в предельном случае представляющим собой усилитель тока и напряжения.

На рис. 88 приводится принципиальная схема. Усилитель-формирователь выполнен на транзисторах $VT1$, $VT2$ и ОУ $DA1$. С выхода усилителя сигнал через взвешивающие фильтры ($R = 1,5$ к и $C = 0,33$ мк в режиме АИМ и $R = 2,4$ к; $C = 68$ н в режиме ЧИМ) поступает на модуляторы.

На рис. 89 приводятся АЧХ взвешивающих фильтров обеспечивающих необходимый подъем уровня модулирующего сигнала в области НЧ.

В режиме АИМ импульсы с частотой следования 10 кГц вырабатываются генератором на двух элементах $DD1$ и через модулятор ШИМ поступают на вход модулятора АИМ ($VT4$). При этом на другой вход модулятора поступает усиленный модулирующий сигнал ($VT3$).

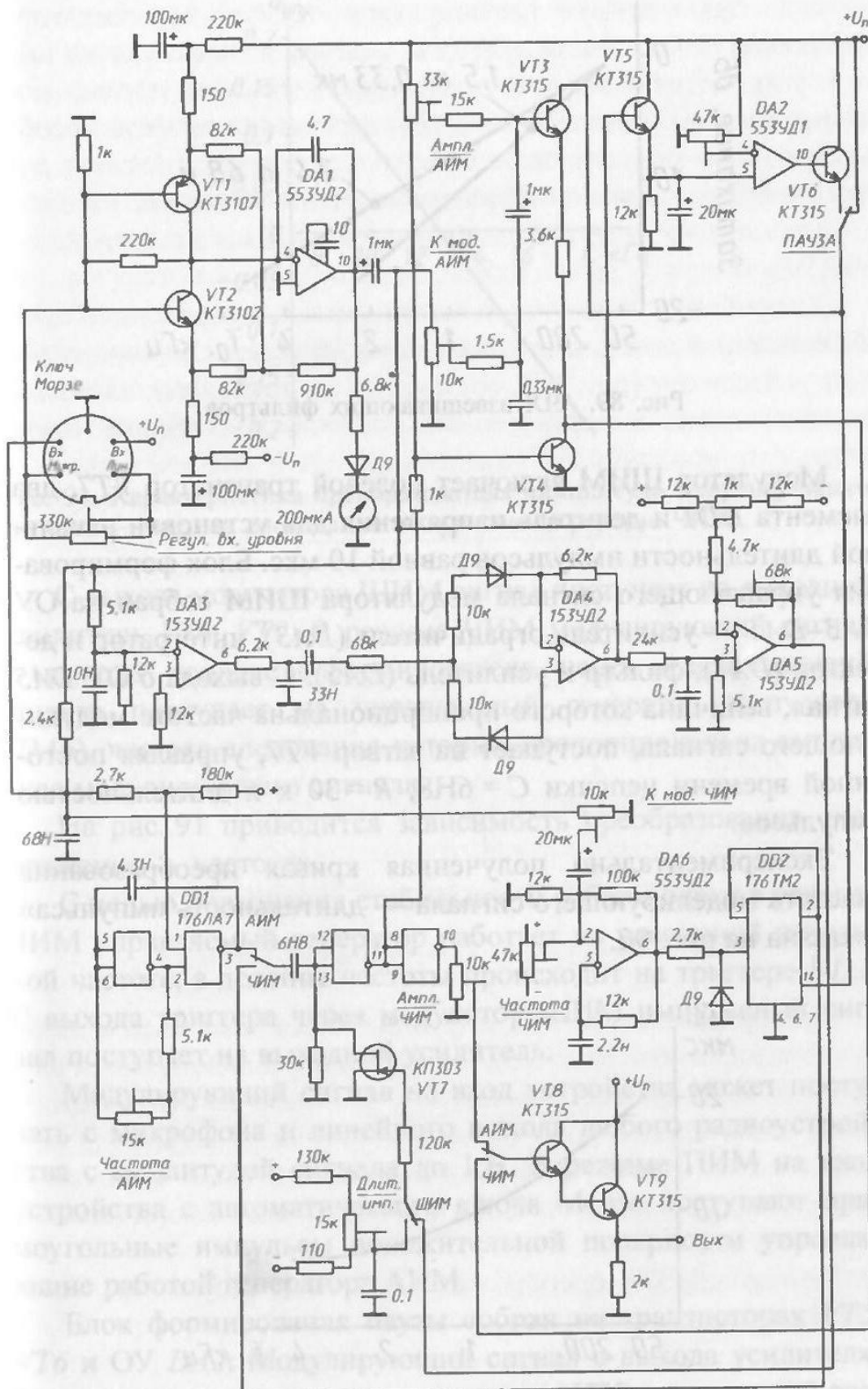


Рис. 88. Принципиальная схема преобразовательно-модулирующего блока

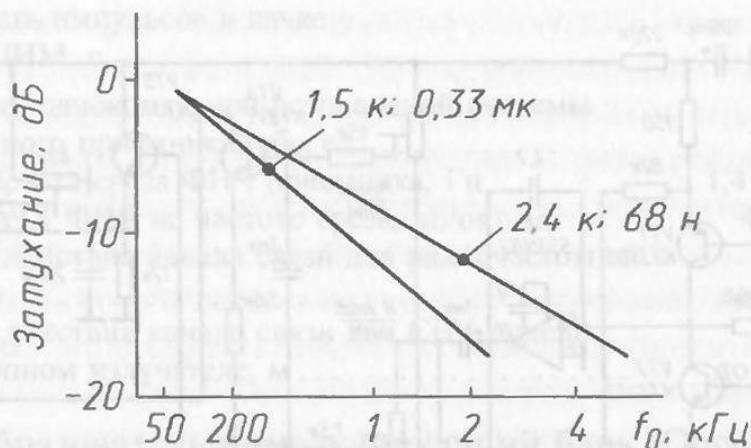


Рис. 89. АЧХ взвешивающих фильтров

Модулятор ШИМ включает полевой транзистор $VT7$, два элемента $DD1$ и делитель напряжения для установки начальной длительности импульсов равной 10 мкс. Блок формирования управляющего сигнала модулятора ШИМ собран на ОУ $DA3$ – $DA5$ — усилитель-ограничитель ($DA3$), интегратор и детектор ($DA4$), фильтр и усилитель ($DA5$). С выхода 6 ОУ $DA5$ сигнал, величина которого пропорциональна частоте модулирующего сигнала, поступает на затвор $VT7$, управляя постоянной времени цепочки $C = 6\text{нФ}$; $R = 30\text{к}$ и длительностью импульсов.

Экспериментально полученная кривая преобразования «частота моделирующего сигнала — длительность импульса» показана на рис. 90.

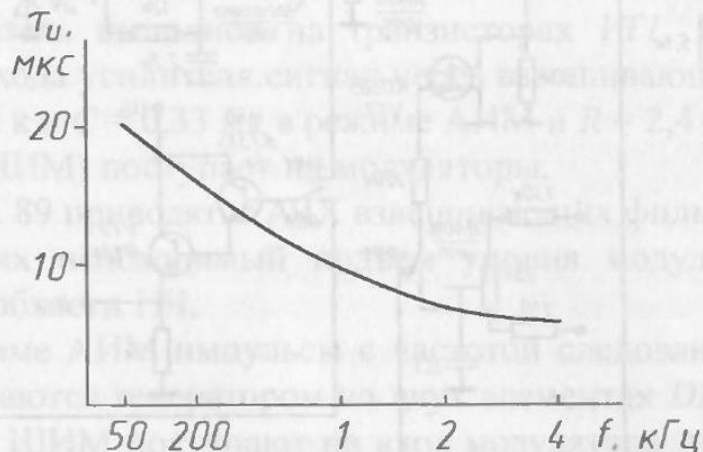


Рис. 90. Характеристика преобразователя «частота модулирующего сигнала — длительность импульса» модулятора ШИМ

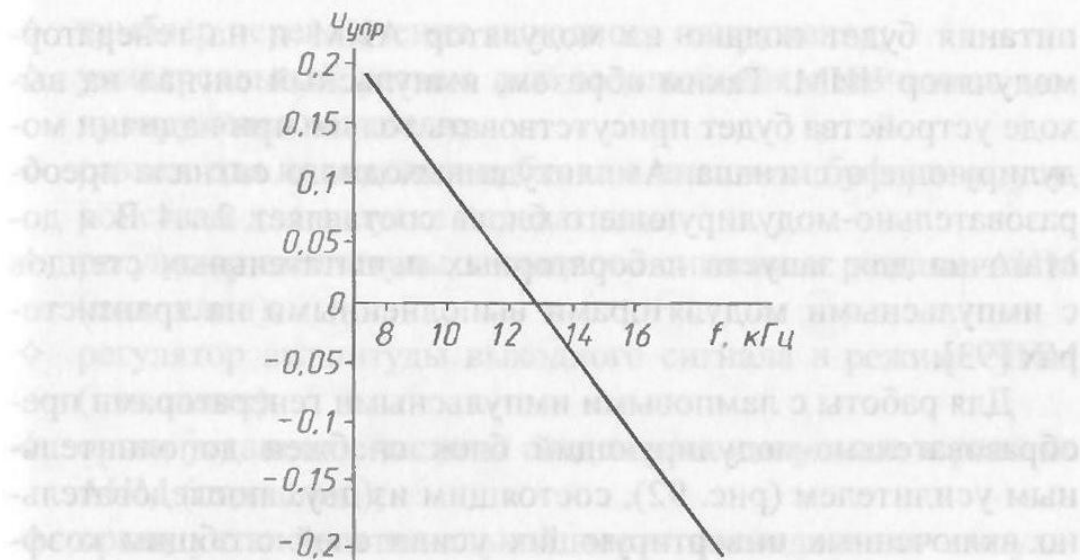


Рис. 91. Характеристика преобразователя «амплитуда модулирующего сигнала — частота следования импульсов» в режиме ЧИМ

С выхода модулятора ШИМ сигнал поступает на выходной усилитель $VT8$, $VT9$. В режиме ЧИМ модулирующий сигнал с выхода усилителя-формирователя через взвешивающий фильтр поступает на управляемый генератор импульсов ($DA6$), частота следования которых пропорциональна амплитуде модулирующего сигнала.

На рис. 91 приводится зависимость преобразования «напряжение — частота».

С целью повышения стабильности работы блока в режиме ЧИМ управляемый генератор работает на удвоенной начальной частоте, а деление частоты происходит на триггере $DD2$. С выхода триггера через модулятор ШИМ импульсный сигнал поступает на выходной усилитель.

Модулирующий сигнал на вход устройства может поступать с микрофона и линейного выхода любого радиоустройства с амплитудой сигнала до 1 В. В режиме ПИМ на вход устройства с автоматического ключа Морзе поступают прямоугольные импульсы положительной полярности управляющие работой генератора АИМ.

Блок формирования паузы собран на транзисторах $VT5$, $VT6$ и ОУ $DA2$. Модулирующий сигнал с выхода усилителя-формирователя поступает на детектор ($VT5$) и пороговый элемент ($DA2$). При этом транзистор $VT6$ открыт, и напряжение

питания будет подано на модулятор АИМ и на генератор-модулятор ЧИМ. Таким образом, импульсный сигнал на выходе устройства будет присутствовать только при наличии модулирующего сигнала. Амплитуда выходного сигнала преобразовательно-модулирующего блока составляет 2...4 В и достаточна для запуска лабораторных испытательных стендов с импульсными модуляторами выполненными на транзисторах [93].

Для работы с ламповыми импульсными генераторами преобразовательно-модулирующий блок снабжен дополнительным усилителем (рис. 92), состоящим из двух последовательно включенных инвертирующих усилителей с общим коэффициентом усиления 10.

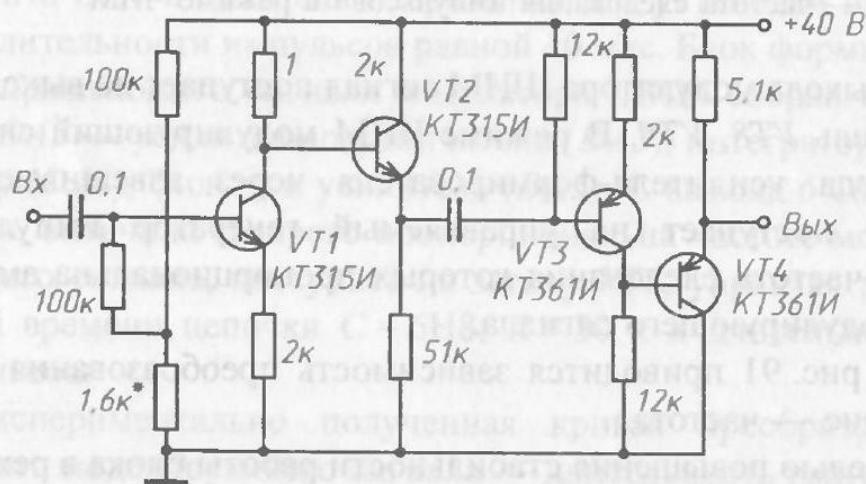


Рис. 92. Согласующий инвертирующий усилитель

Преобразовательно-модулирующий блок выполнен в двух модификациях — в виде отдельного универсального блока настольной конструкции (совместно с блочным источником питания) включающей дополнительный усилитель и в виде печатной платы, органически совмещенной в одном корпусе с радиопередатчиком при реализации модельного бионического канала связи.

Универсальный преобразовательно-модулирующий блок содержит следующие органы управления:

- ◇ тумблер режима работы — АИМ–ЧИМ;
- ◇ тумблер включения ШИМ;
- ◇ тумблер включения паузы;

- ◇ тумблер переключения выходного напряжения;
- ◇ универсальный разъем для подключения источников модулирующего сигнала;
- ◇ разъем для подключения блока к внешним буферным устройствам для запуска передатчика;
- ◇ регулятор амплитуды выходного сигнала в режиме АИМ (под шлиц);
- ◇ регулятор амплитуды выходного сигнала в режиме ЧИМ (под шлиц);
- ◇ орган установки частоты следования импульсов в режиме АИМ (под шлиц);
- ◇ орган установки начальной частоты следования импульсов в режиме ЧИМ (под шлиц);
- ◇ регулятор постоянного уровня выходного сигнала.

Радиочастотная модель бионического канала связи. Радиочастотная модель работает в диапазоне 37...40 МГц и содержит электронный эквивалентный радиоприемник, нагруженный на костный (воздушный) телефон, и радиопередатчик, состоящий из преобразовательно-модулирующего блока, буферного каскада и автогенератора несущей.

Эквивалентный радиоприемник

На рис. 93 представлена структурная схема эквивалентного радиоприемника, на рис. 94 — его принципиальная схема.

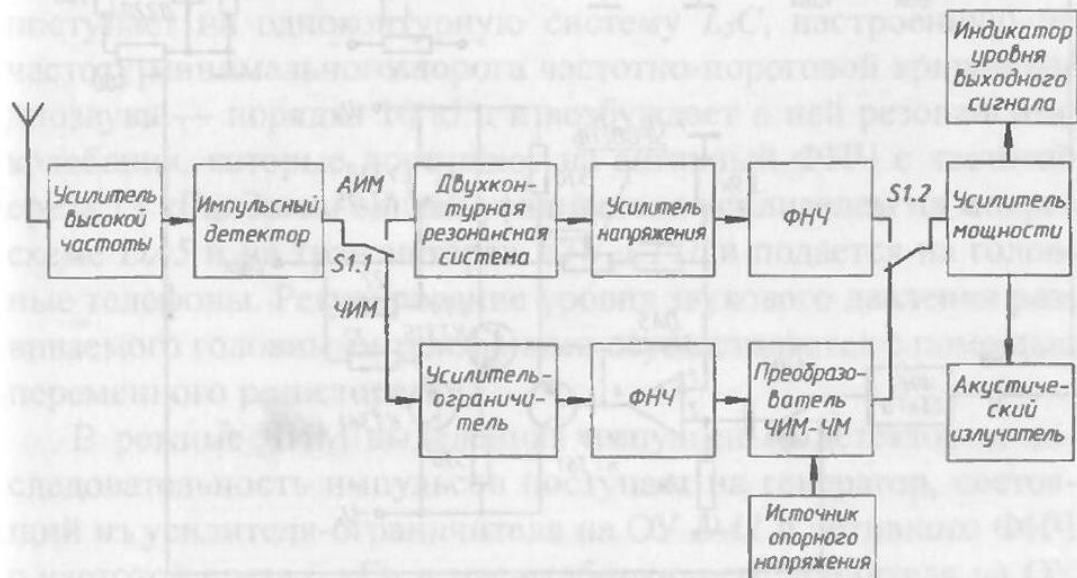


Рис. 93. Структурная схема эквивалентного радиоприемника

Входная цепь эквивалентного радиоприемника образована антенной и колебательным контуром, настроенным на частоту несущей передатчика. Антенна состоит из телескопического штыря и шестилучевой звездочки, что позволяет при геометрической длине штыря равной 955 мм получить электрический четвертьволновой штырь. Связь антенны с контуром емкостная, что упрощает схему входной цепи и позволяет добиться максимального коэффициента передачи напряжения контура равного 5. Избирательный контур образован постоянной индуктивностью L_1 , подстроечной емкостью 8...30 пФ и постоянной емкостью 10 пФ. Полоса пропускания контура достаточна для прохождения радиоимпульсов без искажений.

Сигнал с контура поступает на трехкаскадный усилитель высокой частоты (УВЧ), собранной на транзисторах $VT1$ – $VT3$. Каскад на транзисторе $VT3$ собран по схеме эмиттерного повторителя для согласования со входом импульсного детектора $VD1$. Связь выходного каскада УВЧ со входом импульсного детектора осуществляется с помощью параллельного контура L_2C . Такой вид связи позволяет получить большой коэффициент передачи напряжения детектора, подключаемого к части витков индуктивности контура.

Выделенная импульсным детектором $VD1$ огибающая импульсно-модулированного сигнала несущей в виде последовательности прямоугольных импульсов усиливается импульсным усилителем на транзисторах $VT4$, $VT5$ и в режиме АИМ поступает на одноконтурную систему L_3C , настроенную на частоту минимального порога частотно-пороговой кривой радиозвука — порядка 10 кГц и возбуждает в ней резонансные колебания, которые поступают на активный ФНЧ с частотой среза 13 кГц. Затем сигнал усиливается усилителем на микросхеме $DA5$ и на транзисторах $VT8$ – $VT11$ и подается на головные телефоны. Регулирование уровня звукового давления развиваемого головными телефонами осуществляется с помощью переменного резистора 1 М.

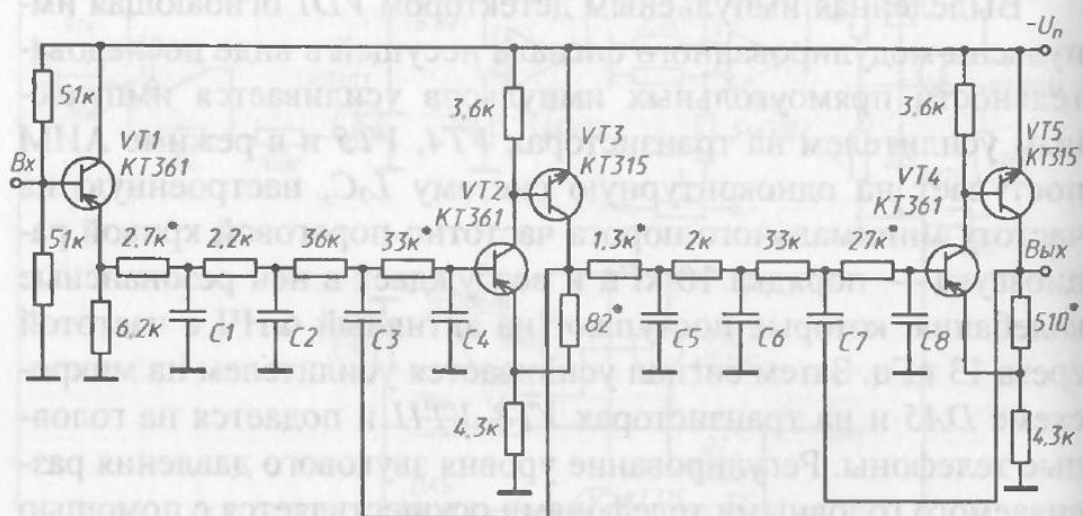
В режиме ЧИМ выделенная импульсным детектором последовательность импульсов поступает на генератор, состоящий из усилителя-ограничителя на ОУ $DA1$ и активного ФНЧ с частотой среза 6 кГц и масштабирующего усилителя на ОУ $DA2$. Выходной сигнал, представляющий постоянный уровень

напряжения, пропорциональный частоте следования импульсов, управляет частотой автогенератора синусоидального сигнала с постоянной амплитудой, состоящего из управляемого генератора импульсов треугольной формы ($DA3$, $DA4$, $VT6$) и формирователя синусоидального сигнала на полевом транзисторе $VT7$.

Частота управляемого генератора может устанавливаться равной 12 или 14 кГц с помощью переключателя. При девиации частоты следования импульсов в режиме ЧИМ частота автогенератора пропорционально смещается, и выходной сигнал автогенератора представляет собой ЧМ сигнал. Таким образом, частота автогенератора синхронизируется частотой следования импульсов радиопередатчика.

При подаче этого сигнала после усиления на костный телефон, происходит преобразование ЧМ→АМ на высокочастотной ветви псевдорезонансного участка.

Таким образом, в режимах АИМ и ЧИМ на слуховой анализатор поступает АМ сигнал, содержащий тональный сигнал с частотой 10 кГц (АИМ) или 12...14 кГц (ЧИМ) и сигнал, адекватный модулирующей функции.



Част. среза	C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8
6 кГц	18Н8	5Н	10Н	500	30Н	1Н5	1Н2	300
13 кГц	9Н4	2Н5	5Н	250	15Н	770	600	150

Рис. 95. Активный ФНЧ эквивалентного радиоприемника

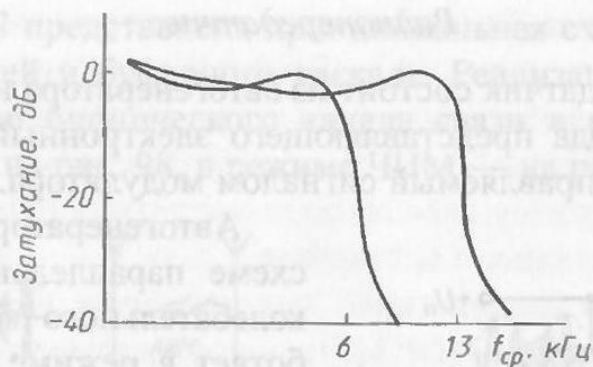


Рис. 96. АЧХ активных ФНЧ

На рис. 95 приводится схема активного ФНЧ приемника с затуханием 40 дБ/окт.

На рис. 96 приводится АЧХ разработанных активных ФНЧ с реализованной величиной затухания на частотах среза равной 40 дБ/окт.

Приемник содержит следующие органы управления и контроля:

- ◇ тумблер включения питания;
- ◇ регулятор уровня звукового давления;
- ◇ тумблер переключения рода работы в различных режимах модуляции «АИМ–ЧИМ»;
- ◇ тумблер переключения диапазона полезного сигнала при ЧИМ — «12...14 кГц»;
- ◇ разъем для подключения головных телефонов;
- ◇ разъем для контроля выходного сигнала;
- ◇ разъем для подачи модулирующего сигнала непосредственно на приемник в режиме проводной связи.

Питание эквивалентного радиоприемника осуществляется от четырех элементов типа «3336», включенных последовательно со средней точкой.

Конструктивно приемник выполнен в виде вертикальной конструкции на дюралюминиевом шасси и закрыт крышкой из листовой стали. На верхней полке шасси в изоляторе крепится телескопическая антенна. Монтаж выполнен печатным способом. Индуктивности входного и выходного контуров УВЧ выполнены медным проводом на полистироловых каркасах, индуктивность резонансной системы — в броневом сердечнике СБ-2а.

Радиопередатчик

Радиопередатчик состоит из автогенератора несущей и буферного каскада представляющего электронный коммутирующий ключ, управляемый сигналом модулятора.

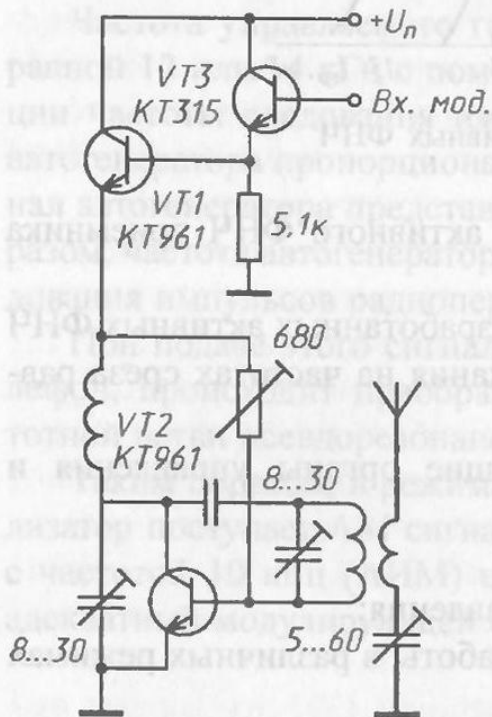


Рис. 97. Радиопередатчик

Автогенератор собран по схеме параллельного питания колебательного контура и работает в режиме мягкого возбуждения. Такое решение схемы автогенератора позволяет получить практически 100% АМ аналоговым сигналом с минимальными искажениями при одновременной 100% импульсной модуляции для обеспечения АИМ и ЧИМ.

В качестве буферного каскада использован эмиттерный повторитель, нагрузкой которого является автогенератор. Контур автогенератора индуктивно связан с телескопической антенной. Импульсная максимальная мощность в антенне порядка 1 Вт.

Конструктивно автогенератор выполнен в дюралюминиевом корпусе вертикальной конструкции.

Радиопередатчик содержит следующие органы управления и контроля:

- ◇ тумблер включения питания;
- ◇ сигнальная лампа включения питания;
- ◇ регулятор глубины модуляции;
- ◇ стрелочный прибор контроля глубины модуляции;
- ◇ тумблер переключения режима работы — АИМ—ЧИМ;
- ◇ тумблер включения паузы;
- ◇ тумблер включения ШИМ;
- ◇ тумблер переключения на режим ПИМ;
- ◇ универсальный разъем для подключения источников модулирующего сигнала и автоматического ключа Морзе.

На рис. 97 представлена принципиальная схема автогенератора несущей и буферного каскада. Реализация радиочастотной модели бионического канала связи в режиме АИМ представлена на рис. 98, в режиме ЧИМ — на рис. 99.

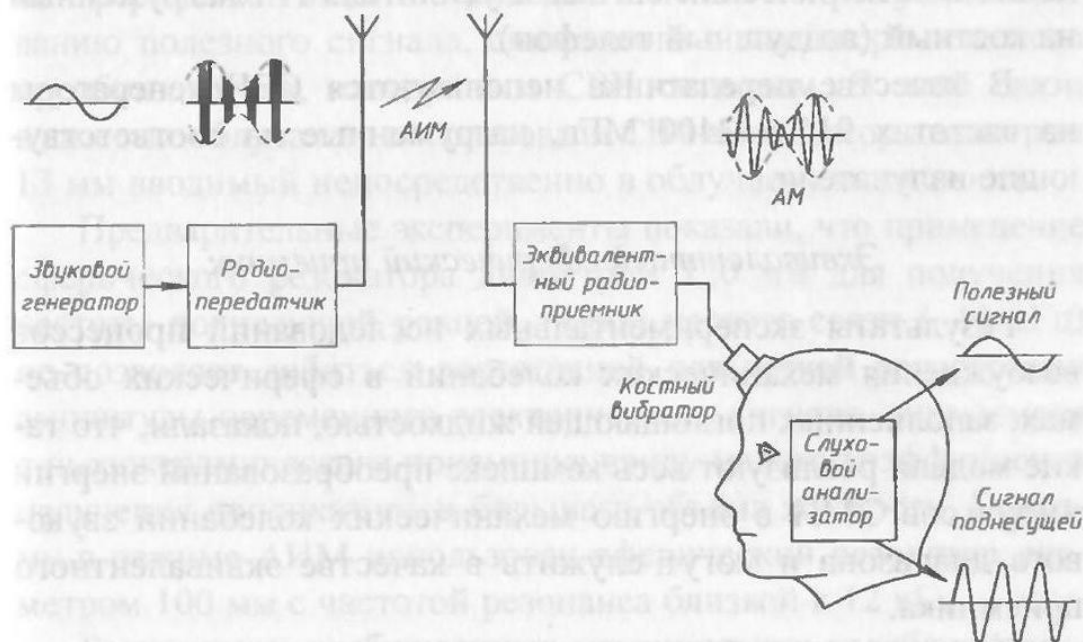


Рис. 98. Структурная схема радиочастотной модели бионического канала связи в режиме АИМ

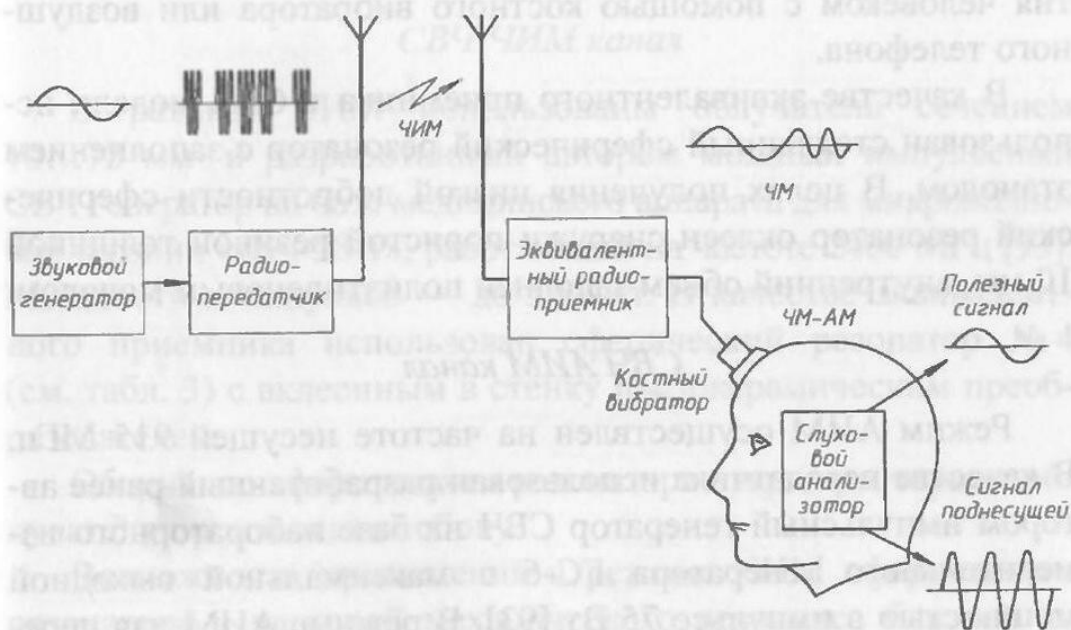


Рис. 99. Структурная схема радиочастотной модели бионического канала связи в режиме ЧИМ

СВЧ модель бионического канала связи. СВЧ модель работает в диапазоне 915...2400 МГц и содержит сферический жидкостный резонатор в качестве эквивалентного приемника, пьезокерамический преобразователь звукового давления в электрический сигнал и усилитель НЧ нагруженный на костный (воздушный телефон).

В качестве передатчика используются СВЧ генераторы на частотах 915 и 2400 МГц, нагруженные на соответствующие излучатели.

Эквивалентный сферический приемник

Результаты экспериментальных исследований процессов возбуждения механических колебаний в сферических объемах, заполненных поглощающей жидкостью, показали, что такие модели реализуют весь комплекс преобразований энергии импульсов ЭМИ в энергию механических колебаний звукового диапазона и могут служить в качестве эквивалентного приемника.

Регистрация возбужденных в поглощающей жидкости механических колебаний одним из способов, описанных в гл. III, позволяет использовать сигнал, снимаемый с пьезокерамического преобразователя для спектрального анализа и восприятия человеком с помощью костного вибратора или воздушного телефона.

В качестве эквивалентного приемника в СВЧ модели использован стеклянный сферический резонатор с заполнением этанолом. В целях получения низкой добротности сферический резонатор оклеен снаружи пористой резиной толщиной 10 мм, внутренний объем заполнен полиэтиленовым мочалом.

СВЧ АИМ канал

Режим АИМ осуществлен на частоте несущей 915 МГц. В качестве передатчика использован разработанный ранее автором импульсный генератор СВЧ на базе лабораторного измерительного генератора ГС-6 с максимальной выходной мощностью в импульсе 75 Вт [93]. В режиме АИМ для передачи неискаженного аналогового сигнала максимальная мощность в импульсе составила 25 Вт.

Использование этого передатчика с последующим усилением мощности СВЧ до 500 Вт в импульсе при облучении сферической модели прямоугольным волноводом сечением 150...270 мм² показало, что наличие сильной дифракции поля на сферической модели приводит к почти полному маскированию полезного сигнала, снимаемого с пьезокерамического преобразователя, наведенным СВЧ сигналом. В этой связи в качестве облучателя использовали СВЧ ампликатор диаметром 13 мм вводимый непосредственно в облучаемую жидкость.

Предварительные эксперименты показали, что применение сферического резонатора диаметром 120 мм для получения частоты поднесущей равной второй частоте связи (~10 кГц) не позволяет добиться достаточной для четкой регистрации амплитуды переменного электрического сигнала, снимаемого с пьезокерамического приемника ввиду малого коэффициента излучения аппликатора и большего объема жидкости. Поэтому в режиме АИМ использован сферический резонатор диаметром 100 мм с частотой резонанса близкой к 12 кГц.

Регистрация возбужденных механических колебаний осуществлялась с помощью автономного пьезокерамического приемника, непосредственно на который устанавливался сферический резонатор [98].

СВЧ ЧИМ канал

В режиме ЧИМ использованы облучатель сечением 10...72 мм² и разработанный автором мощный импульсный СВЧ генератор на базе медицинского аппарата для микроволновой терапии «Луч-58-1», работающий на частоте 2400 МГц [93]. Мощность в импульсе — до 500 Вт. В качестве эквивалентного приемника использован сферический резонатор №4 (см. табл. 3) с вклеенным в стенку пьезокерамическим преобразователем.

Облучение сферического резонатора открытым торцом облучателя производится сбоку.

Возможность применения в режиме ЧИМ сферического резонатора с частотой механического резонанса близкой ко второй частоте связи обеспечила максимальное приближение модели к оригиналу.

СВЧ ПИМ канал

Режим ПИМ реализован на сферическом резонаторе диаметром 100 мм. Облучение этанола осуществляли с помощью аппликатора диаметром 13 мм, вводимого внутрь жидкости. Мощность в импульсе до 100 Вт, частота несущей — 915 МГц. Сферический резонатор установлен на автономном пьезокерамическом приемнике.

Формирование пачек импульсов осуществляется с помощью автоматического ключа Морзе, управляющего работой преобразовательно-модулирующего блока.

Импульсы с выходного модулятора запускают СВЧ генератор. Частота следования импульсов выбрана равной 12 кГц, длительность импульсов — до 20 мкс.

7.3. Спектральный анализ выходного сигнала эквивалентного сферического приемника

В режиме АИМ и ЧИМ при модуляции импульсного ЭМИ тест-сигналом в полосе частот эквивалентного сферического приемника регистрировали спектр возбужденных в этаноле механических колебаний с помощью анализатора спектров СК 4-26 и двухкоординатного регистратора РА-2.

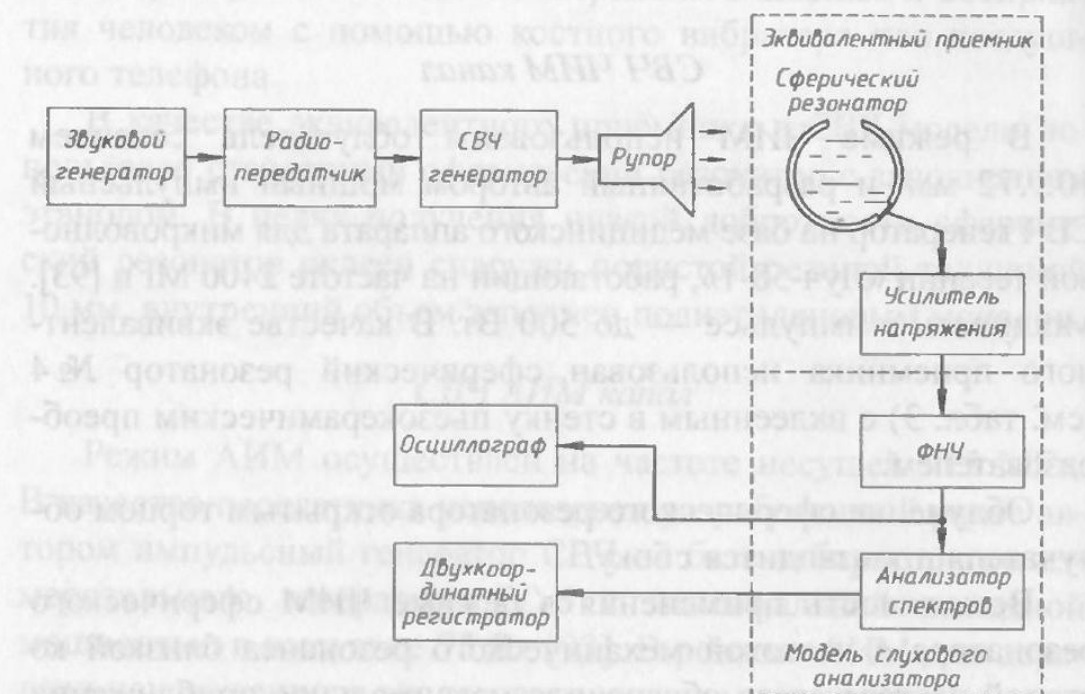


Рис. 100. СВЧ модель бионического канала связи

Предварительно определяли полосу пропускания сферического резонатора по уровню 0,707 амплитуды возбужденных механических колебаний на частоте основного резонанса. Модуляцию СВЧ передатчиков осуществляли с помощью разработанного универсального преобразовательно-модулирующего блока. На рис. 100 представлена блок-схема СВЧ модели бионического канала связи.

АИМ режим. По измеренным частотным параметрам сигналов, контролируемых в помощью частотомера ЧЗ-34, расчетное значение ширины полосы пропускания составило 500 Гц на частоте резонанса равной 12,1 кГц. В качестве тест-сигнала использован ряд частот в полосе 500 Гц, в качестве источника тест-сигнала использован лабораторный генератор Г4-117. Глубину модуляции варьировали в пределах 0,3...0,8.

На рис. 101–107 представлены образцы зарегистрированных спектров, состоящие из сигнала поднесущей и сигналов двух боковых.



Рис. 101. Спектр сферической модели в режиме АИМ

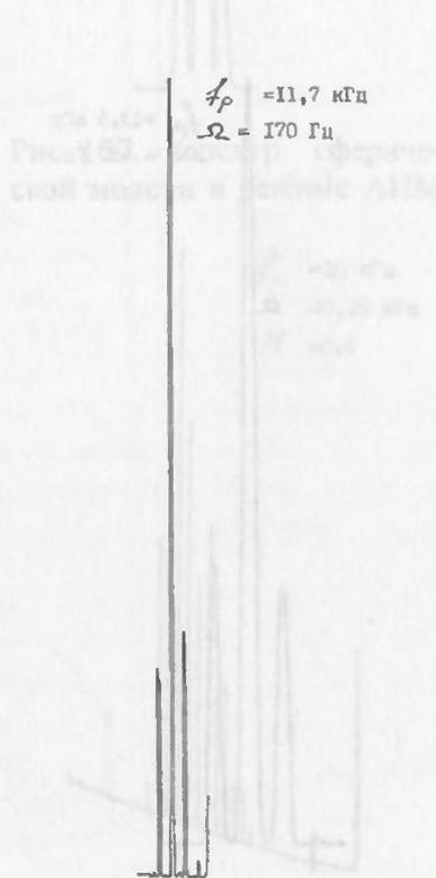


Рис. 102. Спектр сферической модели в режиме АИМ

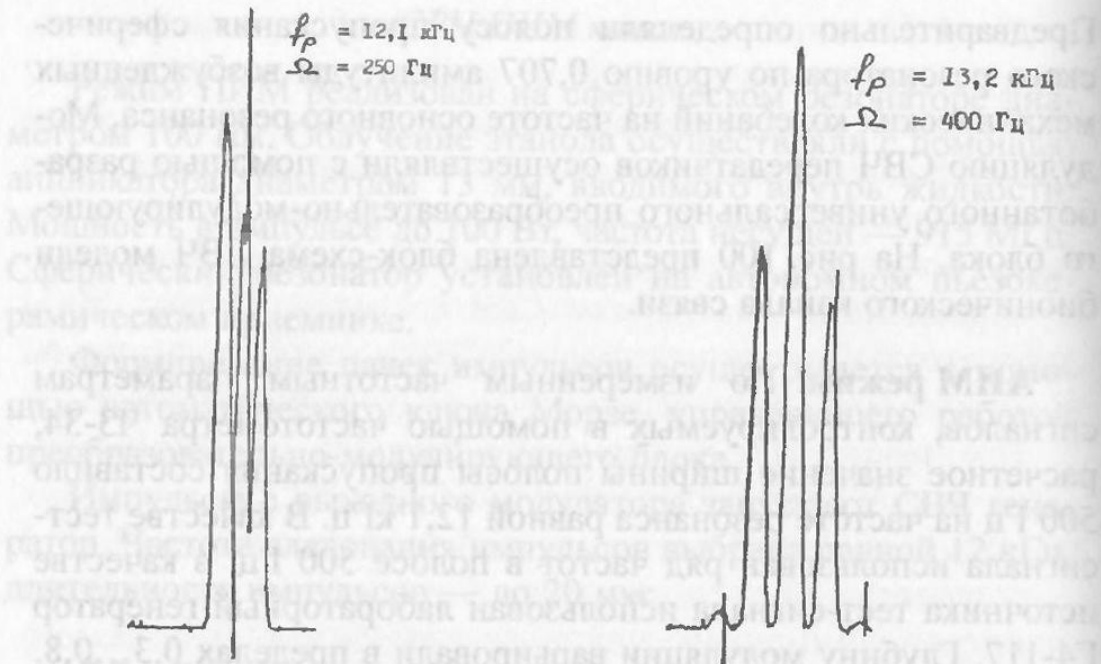


Рис. 103. Спектр сферической модели в режиме АИМ

Рис. 104. Спектр сферической модели в режиме АИМ

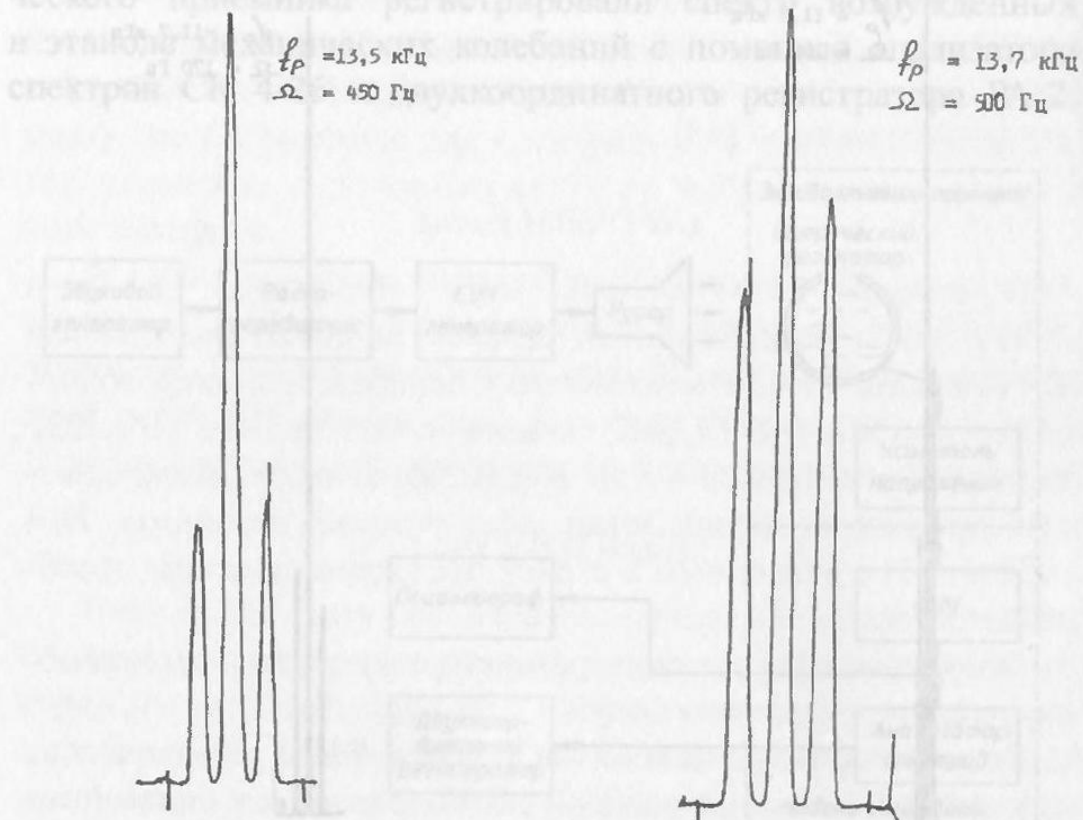


Рис. 105. Спектр сферической модели в режиме АИМ

Рис. 106. Спектр сферической модели в режиме АИМ

ЧИМ режим. Определяли частоту основного резонанса и ширину высокочастотного ската АЧХ сферического резонатора соответствующую области второй частоты связи двухконтурной резонансной системы. Контроль частотных параметров вели с помощью частотомера ЧЗ-34. По данным измерений начальную частоту следования импульсов устанавливали равной $10,22 + 0,67 = 10,89$ кГц с помощью электронного частотомера, что соответствует середине высокочастотного ската АЧХ резонатора (0,67 кГц — полуширина высокочастотного ската в области второй частоты связи).

В качестве тест-сигнала использован ряд частот в полосе до 1000 Гц, в качестве источника тест-сигнала использован лабораторный генератор Г4-117. Глубина модуляции выбрана близкой к 0,8.

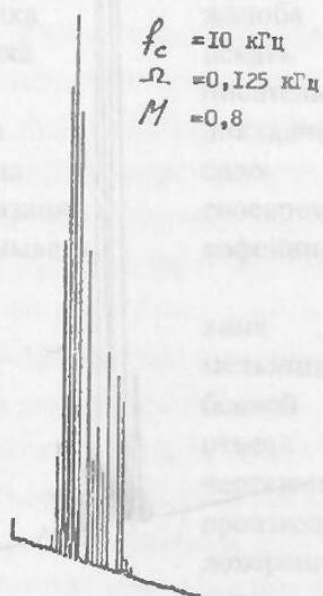


Рис. 108. Спектр сферической модели в режиме ЧИМ

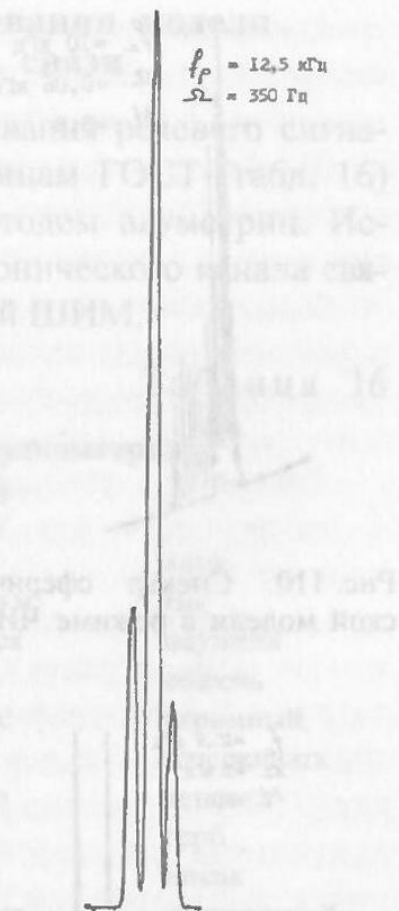


Рис. 107. Спектр сферической модели в режиме АИМ

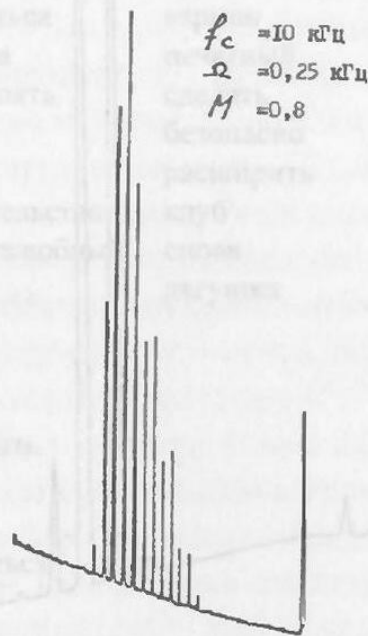


Рис. 109. Спектр сферической модели в режиме ЧИМ

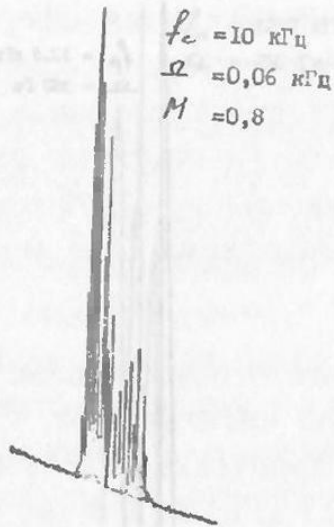


Рис. 110. Спектр сферической модели в режиме ЧИМ

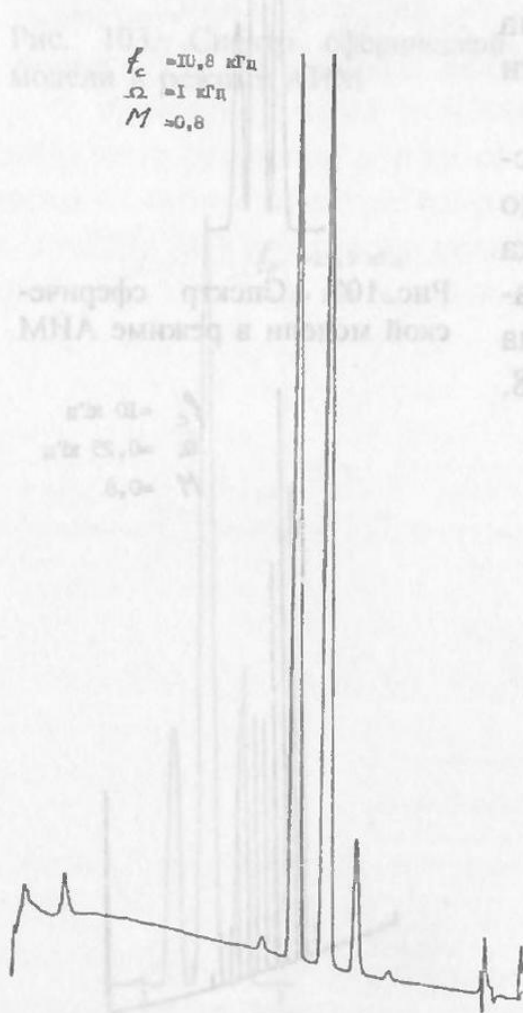


Рис. 111. Спектр сферической модели в режиме ЧИМ

На рис. 108–112 представлены образцы зарегистрированных спектров, состоящих из трех компонент — первый боковой, амплитуда которой близка к амплитуде несущей, сигнала несущей и второй боковой и их гармоник в полосе пропускания.

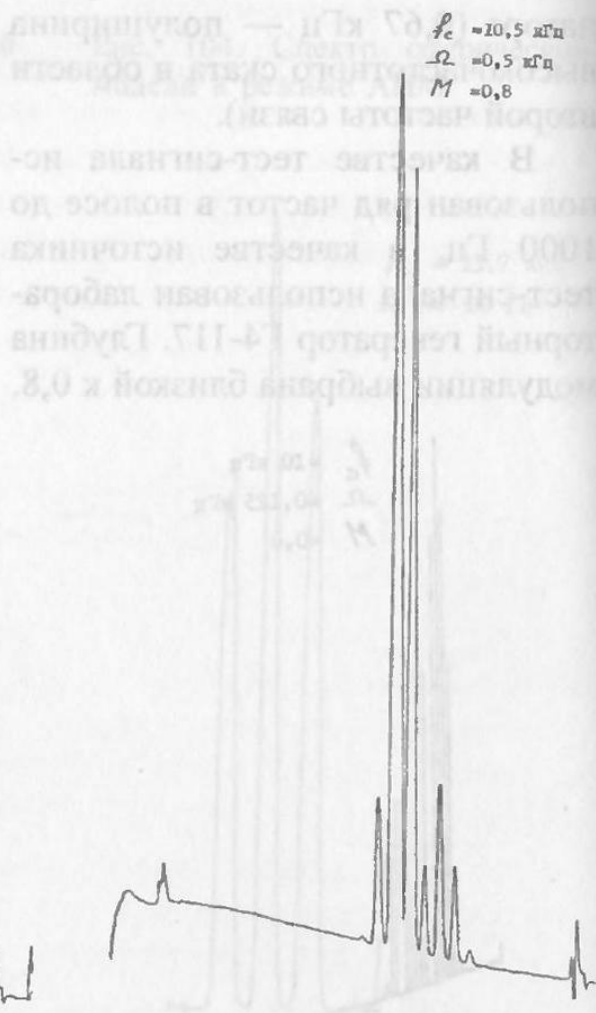


Рис. 112. Спектр сферической модели в режиме ЧИМ

7.4. Акуметрические исследования модели бионического канала связи

Вероятность правильного распознавания речевого сигнала при приеме-передаче слов по таблицам ГОСТ (табл. 16) на русском языке [30] определяли методом акуметрии. Использовали радиочастотную модель бионического канала связи в режиме АИМ и ЧИМ с включенной ШИМ.

Таблица 16

Перечень слов для речевой аудиометрии (ГОСТ 12.1.037-82)

требовать	издалека	гость	хата
милый	ребенок	техникум	Вы
средний	старик	убраться	неужели
скандальный	до свидания	язык	обжечь
Зина	чтец	интерес	огромный
ученический	количество	облить	зачеркивать
бровь	гильза	хорошо	теплота
спасательный	пьяный	такой	герб
успокаивать	машинный	кидать	никак
сито	перевязка	Надежда	деревенский
бег	скатерть	лед	сказочка
отказ	пушистый	также	слух
выразительный	два	забираться	карман
курточка	жалоба	походка	печатный
лошадка	искать	исправлять	сделать
кроме	писательский	кефир	безопасно
травка	докладчик	город	расширить
никогда	село	доказательство	клуб
организация	своевременно	недружелюбный	снова
раздумывать	кофейник	сад	лягушка
	хина	тьма	
	мельница	вкус	
	боевой	исчерпать	
	отъезд	вата	
	чертежник	отбор	
	производительность	влюбиться	
	доверенность	стойка	
	гиря	жезл	
	просить	режим	
	зима	половина	

Эксперимент проводили в звукоизолированном помещении размером $2,8 \times 2,8 \times 2,8$ м³. Измеренный уровень шума в помещении не более 20 дБ.

В эксперименте приняли участие двадцать испытуемых в возрасте 26–50 лет без каких-либо предварительных проверок слуха.

Критерием оценки работоспособности модели в режиме передачи-приема служило количество информации принятой испытуемым отнесенное к количеству переданной информации.

Методика эксперимента. Таблицу слов записывали на бытовой магнитофон. В режиме воспроизведения сигнал с линейного выхода магнитофона подавали на вход преобразовательно-модулирующего блока, сигнал с выхода которого путем проводной связи подавали непосредственно на переключатель *S.1.1* радиоприемника, т. е. после импульсного детектора (см. блок-схему эквивалентного радиоприемника на рис. 93). Это сделано с целью исключить возможные случайные помехи как высокочастотные, так и низкочастотные при работе радиоканалом и тем самым выявить прямую связь параметров воспринимаемого сигнала от параметров эквивалентного приемника.

В качестве маскира использовали собственный шум приемника.

Используя паспортные данные измерительного микрофона МКЭ-2А (собственный шум измерительного микрофона — 24 дБ), определяли уровень напряжения на его зажимах с помощью милливольтметра ВЗ-33 при заглушенном микрофоне в звукоизолированном помещении. Головные телефоны при работе модели в режиме АИМ располагали в непосредственной близости от микрофона.

Включали приемник и органом «уровень сигнала» устанавливали уровень шумового сигнала равный 40 дБ по показаниям милливольтметра ВЗ-33. Затем вход милливольтметра переключали на выходной разъем приемника и измеряли уровень напряжения шумового сигнала на зажимах головных телефонов. Подключали преобразовательно-модулирующий блок к приемнику и органами управления блока выставляли уровень поднесущей равный 50 дБ по показателям милливольт-

метра. Таким образом, на головные телефоны подавали смешанный сигнал, состоящий из помехи и сигнала поднесущей.

На вход преобразовательно-модулирующего блока от генератора звуковых частот подавали сигнал с частотой 100 Гц и органами регулировки блока устанавливали глубину модуляции равную 0,8. Максимальные и минимальные значения амплитуды сигнала поднесущей при этом определяли по шкале экрана осциллографа. Отключали генератор звуковых частот и на вход преобразовательно-модулирующего блока подавали сигнал с линейного выхода магнитофона. Регулировкой уровня выходного сигнала магнитофона добивались глубины модуляции поднесущей равной 0,8. На этом калибровка модели в режиме АИМ заканчивалась.

Испытуемый располагался в удобной позе в кресле и надевал головные телефоны. Включали запись. Испытуемый, услышав очередное слово, должен был вслух повторить его. При этом экспериментатор, находившийся рядом, отмечал в таблице слов правильно произнесенное слово знаком «+». Если испытуемый неправильно воспроизводил слово, экспериментатор ставил знак «-» в таблице слов против неправильно произнесенного слова. Если испытуемый не различал очередное слово, он вслух произносил фразу «не понял» и экспериментатор также ставил знак «-» против слова, которое испытуемый не различил. По окончании записи магнитофон отключали, пленку перематывали обратно и магнитофон выключали. Подсчитывали количество правильно воспринятых испытуемых слов, брали их отношение к общему числу слов в таблице (100) и умножали на 100%. Получали в процентах количество правильно принятой информации. Корректировали уровень суммарного сигнала подаваемого на головные телефоны и повторяли весь цикл операций с участием следующего испытуемого.

В режиме ЧИМ сигнал с выхода приемника подавали через дополнительный усилитель мощности на костный телефон с «мягкой мембраной», укрепляемый с помощью резинового ремня на голове испытуемого. Ушные проходы испытуемого закрывались ватными турундами с вазелином. На уши надевались противошумы. Предварительно костный телефон также располагали в непосредственной близости от измери-

тельного микрофона и калибровали шкалу милливольтметра описанным выше способом.

Измеряли уровень напряжения на зажимах костного телефона. При этом в режиме ЧИМ на головной телефон подается суммарный сигнал, состоящий из маскирующего шума приемника и тонального сигнала с частотой 12 или 14 кГц. Органом «уровень сигнала» усилителя мощности повышали напряжение сигнала на зажимах костного телефона до значения соответствующего уровню звукового давления 80 дБ по шкале милливольтметра. Подключали к приемнику преобразовательно-модулирующий блок и подавали на его вход сигнал с частотой 100 Гц. Органами управления блока добивались девиации частоты тонального сигнала на выходе приемника с индексом модуляции равным 1. Контроль вели по шкале экрана осциллографа. Отключали генератор звуковых частот и на вход блока подавали сигнал с линейного выхода магнитофона. Включали запись и визуально добивались максимальной неискаженной девиации тонального сигнала. На этом подготовка к эксперименту в режиме ЧИМ заканчивалась.

Испытуемые, участвовавшие в эксперименте в режиме АИМ, исключались и в режиме ЧИМ участвовали вторые 10 испытуемых.

По окончании серий экспериментов отдельно для режимов АИМ и ЧИМ подсчитывали среднее значение правильно принятых слов выраженное в процентах. Отдельно подсчитывали среднее значение правильно принятых слов, содержащих три и более слогов, двусложных и односложных слов и также выражали в процентах.

Результаты исследований. В режиме АИМ с включенной ШИМ по данным экспериментов с участием десяти испытуемых при уровне шума маскера 40 дБ и уровне полезного сигнала 50 дБ разборчивость слов составила $57,9 \pm 10 \dots 12\%$. Всеми испытуемыми безошибочно приняты 77% слов, содержащих более трех слогов. Двухсложные слова восприняты в 40% случаев, односложные — в 27,1% случаев.

В режиме ЧИМ без включения ШИМ уровень шума составил 40 дБ, уровень звукового давления по шкале милливольтметра, откалиброванного по шуму приемника — 80 дБ.

Первые эксперименты показали, что расположение костного телефона на области лба испытуемого в саггитальной плоскости при наличии дополнительного шума в помещении приводит к низкой разборчивости слов. В связи с этим, все эксперименты в дальнейшем были проведены при расположении костного телефона на сосцевидном отростке.

Разборчивость принятого материала составила по данным экспериментов $66,6 \pm 6\%$. Количество безошибочно принятых слов содержащих три и более слогов составило 83%, двухсложных и односложных слов — 52,5% и 32,8% соответственно.

7.5. Передача-прием полезной информации моделями

Проведенный спектральный анализ демодулированного в эквивалентном приемнике передаваемого сигнала и акустические исследования показали правомочность физического подхода для анализа взаимодействия структур головы и периферийных механизмов слуха методом четырехполосников при решении задачи.

Полученные экспериментальные данные показали, что предельные значения параметров, характеризующих функциональные блоки бионического канала связи при обработке полезного сигнала и определенные в гл. VI, достаточны для уверенного восприятия передаваемой функции сообщения без применения технических средств приема. Тем самым подтверждена правомочность и эффективность привлеченного формализованного расчета для выявления степени взаимосвязи эквивалентных структур и определения передаточных функций.

Осуществление передачи-приема полезной информации — кодового и речевого сигналов физическими моделями бионического канала связи с участием человека является завершающим этапом по проверке сформулированных принципов приема информации на основе бионики с включением в эксперимент полной схемы гибридного приемника — эквивалентного приемника и слухового анализатора. Эта часть работы несет больше демонстрационную нагрузку, поскольку принципиальная возможность приема отдельных слов и количественная оценка параметров воспринимаемого сигнала на моделях бионического канала связи в эксперименте уже показаны выше.

Передача-прием полезной информации радиочастотной моделью. Радиочастотная модель бионического канала связи включает радиопередатчик, эквивалентный радиоприемник и головные телефоны. На вход магнитофона подавали случайный речевой сигнал из трансляционной сети и записывали его в течении одной минуты. Это время ранее было определено расчетным путем, как безопасное время облучения в реальной ситуации.

В режиме передачи-приема сигнал с линейного выхода магнитофона подавали на преобразовательно-модулирующий блок радиопередатчика для модуляции несущей.

Передача-прием речевого сигнала в режиме АИМ

В режиме АИМ с помощью модулирующего сигнала поступающего на вход радиопередатчика осуществляется амплитудная модуляция радиоимпульсов несущей.

Эксперимент проводили в зале с размерами 18×18×8 м. Радиопередатчик и радиоприемник располагали на расстоянии до 10...12 м друг от друга по прямой видимости.

В эксперименте участвовали шесть испытуемых. При включенном радиопередатчике каждый испытуемый субъективно подбирает минимальный уровень громкости достаточный для разборчивого восприятия текста. Всеми испытуемыми переданная информация полностью воспринята.

Передача-прием речевого сигнала в режиме ЧИМ

С помощью органов управления радиопередатчика и радиоприемника обеспечивали режим ЧИМ. При этом с помощью модулирующего сигнала осуществляется частотная модуляция радиоимпульсов несущей. Место проведения эксперимента и методика оставались прежними. На магнитофон записывали новый текст из трансляционной сети также случайным образом и затем передавали испытуемому.

Всеми участниками эксперимента передаваемый текст полностью воспринят.

Передача-прием кода Морзе в режиме ПИМ

Использовали автоматический ключ Морзе с заполнением прямоугольными импульсами с частотой 10 кГц при длитель-

ности импульсов 5 мкс внутри импульсов соответствующих сигналам «точка» и «тире». Сигнал с выхода автоматического ключа Морзе подавали на вход преобразовательно-модулирующего блока радиопередатчика, работающего в режиме АИМ с паузой. Прием информации вели на головные телефоны.

Передавали случайные комбинации «точек» и «тире». Испытуемые должны были записывать воспринимаемую информацию. Предварительно испытуемый прослушивал случайным образом сформированную передачу для различения длительности сигналов «точка» и «тире».

Каждому из шести испытуемых передавали по 10 знаков «тире» и по 10 знаков «точка» в различных комбинациях. По окончании приема сравнивали запись переданной комбинации знаков и запись, произведенную испытуемым. По результатам проверки всеми испытуемыми принято 98% объема переданной информации.

Передача-прием полезной информации сферической моделью. СВЧ модель бионического канала связи включает в себя импульсный генератор СВЧ, преобразовательно-модулирующий блок, сферический резонатор с поглощающей жидкостью и пьезокерамическим датчиком, усилителя напряжения и мощности, воздушный или костный телефон. В качестве источника модулирующего сигнала использовали выходной сигнал с линейного выхода магнитофона. На магнитофоне записывали случайный текст на русском языке. Работоспособность СВЧ модели проверяли в режимах ПИМ, АИМ и ЧИМ. Эксперимент проводили в экранированном помещении размером 2,8×2,8×2,8 м³ с участием шести испытуемых.

В режимах АИМ и ЧИМ проверяли возможность приема речевого сигнала путем возбуждения механических колебаний в сферическом резонаторе, заполненном этанолом при облучении импульсно-модулированным ЭМИ. Модулирующий сигнал, представляющий собой свободный текст на русском языке, записанный с микрофона на магнитную ленту, снимали с линейного выхода бытового магнитофона «Весна» и подавали на вход преобразовательно-модулирующего блока, выходной сигнал которого управлял амплитудой (АИМ режим) или частотой следования (ЧИМ режим) импульсов СВЧ. Конт-

роль параметров импульсной последовательности СВЧ вели с помощью ненаправленного ответвителя включенного в тракт СВЧ и детекторной секции. Сигнал с выхода пьезокерамического преобразователя сферического резонатора после усиления подали на воздушный или костный телефон для прослушивания испытуемыми.

На рис. 113 схематично изображена блок-схема эксперимента по восприятию речевой информации в режимах АИМ и ЧИМ с указанием эюр действующих сигналов на выходе каждого функционального блока.

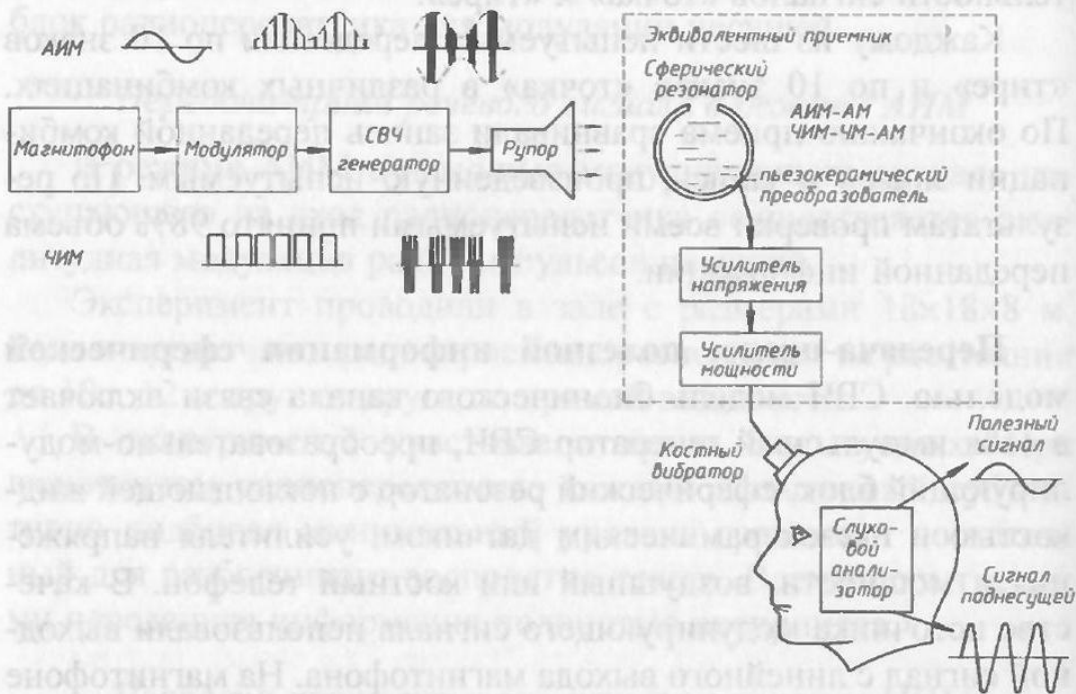


Рис. 113. Блок-схема эксперимента по восприятию речевой информации в режимах АИМ и ЧИМ со сферической моделью

В режиме ПИМ проверяли возможность приема «на слух» с записью знаков кода Морзе испытуемыми, незнакомыми с этим кодом.

С помощью автоматического ключа Морзе и преобразовательно-модулирующего блока в сферическом резонаторе возбуждали механические колебания в виде пачек с разной длительностью, соответствующей длительности «точки» и «тире». Преобразованные в электрический сигнал колебания усиливались и подавались на головные телефоны для прослушивания.

Передача-прием речевого сигнала в режиме АИМ

В эксперименте использовали сферический резонатор диаметром 100 мм по п. 7.2.4.2. Мощность импульсов СВЧ в отсутствие модулирующего сигнала составляла 25 Вт. Восприятие речевого сигнала осуществляли с помощью головных стереотелефонов включенных параллельно.

При уровне внешнего шума в помещении порядка 20 дБ и соотношении сигнал/шум равном 2,5 на зажимах телефонов, в полосе частот порядка 500 Гц разборчивость речи достигает 60%.

Передача-прием речевого сигнала в режиме ЧИМ

В эксперименте использовали сферический резонатор диаметром 120 мм по п. 7.2.4.3. Мощность импульсов СВЧ устанавливали в пределах 200...500 Вт.

Поскольку в СВЧ модели в режиме ЧИМ происходит прямое преобразование ЧИМ→ЧМ→АМ, то и в данном случае прием информации вели с помощью стереотелефонов.

При включенной ШИМ соотношении сигнал/шум равном 15 и полосе пропускания до 1000 Гц разборчивость речи достигает 90%.

Передача-прием кода Морзе в режиме ПИМ

В эксперименте применяли оба типа сферических резонаторов с возбуждением механических колебаний с частотами 10 и 12 кГц. Прием информации вели на головные стереотелефоны. Мощность импульсов СВЧ варьировали в пределах 25...250 Вт.

При уровне внешнего шума в помещении порядка 30 дБ и передаче кода Морзе при произвольном сочетании трех букв при скорости передачи одного знака в секунду обеспечивается 100% прием информации.

Обоснование выбора физической модели бионического канала связи и ее реализация позволили экспериментально подтвердить правильность отправных посылок при разработке принципов бионического приема информации и перспективность формализованного расчета физических взаимодействий анатомических структур методом четырехполюсников.

Наличие двух типов физических моделей — радиочастотной и сферической позволило наиболее полно продемонстрировать возможности принципиально нового подхода при решении некоторых проблем передачи информации на основе бионики. Несмотря на качественное различие и различную структурную организацию, обе модели позволяют решать поставленную задачу, реализуя один и тот же методический подход.

Радиочастотная модель, содержащая функциональные блоки, имеющие аналоги в оригинале и обеспечивающие формализованные передаточные функции аналогов, позволяет детализировать всю последовательность происходящих процессов в оригинале. Законченность и автономность функциональных блоков радиочастотной модели позволили реализовать все расчетные параметры бионического канала связи. Это обстоятельство обеспечивает наиболее гибкое и полное исследование характеристик бионического канала связи, определение его возможностей при вариации тех или иных параметров. В этом плане проведение акустических исследований на радиочастотной модели можно считать наиболее целесообразным.

Полученный на радиочастотной модели экспериментальный материал при участии добровольцев показал достаточность определенных теоретическим путем значений основных параметров бионического канала связи — полосы пропускания и уровня звукового давления полезного сигнала для его восприятия и обработки в слуховом анализаторе. Отказ от специального отбора испытуемых путем предварительной аудиометрии имел своей целью проведение эксперимента в более «жестких» условиях. Несмотря на это, получен довольно высокий процент принятого материала — порядка 70.

Отсутствие технической возможности применения в качестве помехи равномерно-маскирующего шума также заведомо приводило к снижению степени правильного распознавания речевого сигнала, что особенно проявилось при определении правильно принятых слов различной сложности. Можно полагать, что реальный объем принятого материала может быть больше.

Наличие резонансных колебаний с частотой 10 кГц в АИМ и частотой 12...14 кГц в ЧИМ режиме, как и следовало из

данных по физиологии слуха, не приводит к маскированию передаваемого полезного сигнала. Определенная в гл. VI необходимость подъема амплитуды сигнала в области НЧ за счет введения частотно-зависимого коэффициента модуляции подтвердилось в эксперименте на радиочастотной модели. При включении ШИМ существенно возрастает количество правильно принятого материала. Таким образом, применение частотно-зависимой глубины модуляции сигнала поднесущей позволяет осуществлять равногромкостный прием информации без увеличения мощности излучения передатчика.

Несмотря на свои преимущества, связанные с максимальной реализацией теоретических расчетов и методических подходов, радиочастотная модель не осуществляет прямое преобразование поглощенной энергии сигнала несущей в сигнал, воспринимаемый слуховым анализатором. Эту задачу решает сферическая модель.

При облучении сложно-модулированным импульсным ЭМИ СВЧ сферического жидкостного объема реализуется аналог поглощения электромагнитной энергии СВЧ тканями головы и выделения модулирующего сигнала за счет ее нелинейного преобразования в тепловой импульс и дальнейшего формирования скачка давления, приводящего к возбуждению механических колебаний.

Спектральный анализ выходного сигнала сферической модели подтвердил наличие трех частотных компонент в режимах АИМ и ЧИМ, приводящих к формированию доступных для частотного разрешения АМ сигнала.

Таким образом, на обеих моделях получено подтверждение одного из основополагающих теоретических выводов — необходимость формирования конечного АМ сигнала при бионическом приеме информации лежащего в полосе звуковых частот.

Так же как и в радиочастотной модели, АМ сигнал сферической модели состоит из поднесущей и функции сообщения. Несмотря на большую добротность сферического резонатора по сравнению с расчетным значением этой величины для головы человека, как акустического резонатора, приводящую к сужению полосы пропускания, в ЧИМ режиме с включенной ШИМ обеспечивается практически полное восприятие передаваемого материала.

Как показали расчеты, приводимые в гл. VI, режим ЧИМ при равной разборчивости воспринимаемого материала в режиме АИМ может быть реализован при существенно меньшей импульсной мощности, что делает применение этого режима более целесообразным при передаче информации с использованием бионического канала связи.

7.6. Краткие выводы

1. Определены типы физических моделей наиболее полно отражающих физическую сущность процессов преобразования сложно-модулированного ЭМИ СВЧ в слуховое ощущение при поглощении электромагнитной энергии тканями головы.

2. Разработаны технические требования и созданы радиочастотная и СВЧ модели бионического канала связи.

3. Разработан и сконструирован универсальный преобразовательно-модулирующий блок для кодирования функции сообщения и управления передатчиком во всех режимах излучения.

4. Методом спектрального анализа механических колебаний, возбужденных в сферической жидкостной модели, показано соответствие амплитудно-частотных характеристик регистрируемых спектров расчетным во всех режимах облучения импульсным ЭМИ СВЧ.

5. Методом акуметрии по таблицам ГОСТ на радиочастотной модели определено значение вероятности правильного распознавания речевого сигнала и показана достаточность полученных расчетным путем значений полосы пропускания и звукового давления полезного сигнала для его восприятия и анализа слуховым анализатором.

6. На радиочастотной и СВЧ моделях бионического канала связи осуществлены передача и прием кодовой информации и свободного текста на русском языке.

7. На физических моделях подтверждена правомерность разработанных принципов бионического приема информации человеком без применения технических средств приема.

Глава VIII

НАТУРНЫЙ ЭКСПЕРИМЕНТ ПО ПЕРЕДАЧЕ-ПРИЕМУ КОДА МОРЗЕ ИМПУЛЬСНЫМ ЭМИ

8.1. Комплекс аппаратуры

Результаты экспериментальных исследований физических моделей бионического канала связи методами спектрального анализа и акуметрии и осуществление на моделях передачи-приема кодовой и речевой информации делает возможным переход к натурным экспериментам с участием добровольцев.

В качестве источника СВЧ колебаний использован модернизированный генератор ГС-6, мощность в импульсе порядка 30 Вт. Облучатель в виде прямоугольного волновода сечением 150×240 мм² через ферритовый вентиль соединен с выходным разъемом генератора СВЧ с помощью коаксиального кабеля. Модуляция генератора СВЧ короткими импульсами длительностью 10 мкс осуществляется преобразовательно-модулирующим блоком. Пачки импульсов внутри сигналов «точка» и «тире» формируются с помощью автоматического ключа Морзе. Частота несущей — 915 МГц.

Эксперимент проводили в экранированном помещении объемом $5 \times 2,8 \times 2,8$ м³ разделенном на два отсека — генераторный и операторский, соединяемых дверью, обеспечивающий затухание порядка 25 дБ. В генераторном отсеке располагались генератор СВЧ и облучатель, там же находился и испытуемый. В операторском отсеке находился экспериментатор, задающий режим излучения с помощью автоматического ключа Морзе и преобразовательно-модулирующего блока. Кабель, соединяющий этот блок с модулятором генератора СВЧ, пропущен через засыпанный фильтр. Уровень внешнего шума в генераторном отсеке порядка 25 дБ.

Во время облучения испытуемый располагался в положении сидя в удобной позе, уши испытуемого закрывали ватой с вазелином. Облучали теменную область головы испытуемого на расстоянии 10...20 см от открытого торца волновода. Испытуемым передавали сигналы телеграфной азбуки, соответствующие буквам А, Б, В, и международному сигналу «SOS» в произвольной последовательности.

8.2. Результаты эксперимента

В эксперименте участвовали трое испытуемых в возрасте 33–45 лет, не имеющие жалоб на слуховую систему и не знакомые с телеграфной азбукой.

Испытуемый располагался в генераторном отсеке, глаза испытуемого закрывались защитными очками. Передача информации начиналась в любую из первых пяти минут нахождения испытуемого в отсеке без какого-либо предварительного сигнала со стороны экспериментатора или путем подачи предварительно модулирующего сигнала на генератор СВЧ, с целью привлечь внимание испытуемого. Это делалось с целью повышения достоверности приема передаваемой информации. Передачу телеграфной азбуки вели со скоростью 40–60 знаков в минуту.

При среднем значении скважности порядка 20 и расчетных значениях $ППМ_{и} = 120 \text{ мВт} \cdot \text{см}^{-2}$ и $ППМ_{ср} = 6 \text{ мВт} \cdot \text{см}^{-2}$ падающей на голову волны, всеми испытуемыми полностью принят весь материал, представляющий последовательности передаваемых сообщений в трех различных комбинаций. Время передачи для каждого из испытуемых для одной комбинации передаваемых знаков составляло 30 с. Суммарное время облучения с перерывами между облучением 3 мин составило 1,5 мин. При этом расчетное значение $ППМ_{ср}$ для поглощенной мощности составляет порядка $3 \text{ мВт} \cdot \text{см}^{-2}$.

Каких-либо жалоб со стороны испытуемых во время облучения и в течение 5 дней после облучения не было.

Таким образом, в натурном эксперименте подтверждена возможность бионического приема информации человеком при непосредственной рецепции импульсного ЭМИ, модулированного одним из рассмотренных режимов.

Глава IX

АНАЛИЗ ВОЗМОЖНОСТЕЙ ПРИЕМА ИНФОРМАЦИИ В ВОДНОЙ СРЕДЕ БИОНИЧЕСКИМ ПУТЕМ

9.1. Постановка задачи

Человеку все чаще приходится сталкиваться с необходимостью обитания в водной среде в связи с ее освоением для своих нужд. Неизбежно встает при этом вопрос о разработке средств связи.

Использование традиционных методов организации и технических средств для передачи и приема информации в водной среде можно считать лишь начальным этапом этой проблемы. Можно предположить, что способность человека к восприятию звуковой информации путем костной проводимости послужит основой для разработки принципиально новых средств связи в водной среде.

В этом плане исследование принципов организации слуховой системы морских животных и функций ее отдельных структур, вопросов адаптации к водной среде, способов кодирования и декодирования информации приобретают особую актуальность. Именно эти вопросы представляют большой интерес при изучении восприятия человеком звуковой информации путем костной проводимости в водной среде. В доступной литературе практически отсутствуют какие-либо сведения о развитии этого направления.

Особую актуальность эти вопросы приобретают в связи с решением проблем связи подводных и надводных объектов с аквалангистами в современных условиях их взаимодействия, в определенных ситуациях требующих неординарных способов передачи и приема информации.

Рассматривая принципы организации канала связи на основе бионики с использованием импульсного ультразвукового излучения (УЗИ) в приложении их к проблемам подводной связи можно было бы выделить некоторые преимущественные стороны данного способа передачи информации, отмеченные и при бионическом приеме модулированного СВЧ излучения.

Отсутствие необходимости использования технических средств приема при перемещении аквалангиста повышает его мобильность и возможности при выполнении определенных операций. С другой стороны, наличие зависимости частоты механического резонанса головы от ее размеров может быть использовано с целью повышения скрытности информации путем подбора частоты следования импульсов индивидуально для каждого аквалангиста. Эти же преимущества бионического канала связи могут быть использованы и при обмене информацией между аквалангистами.

Первым этапом на пути исследования возможности разработки бионических принципов организации канала связи можно считать выявление общих закономерностей и механизмов формирования отклика слуховой системы на внешний раздражитель в условиях функционирования в водной среде. В направлении поиска оптимального временного изменения параметров излучения, используемого в качестве переносчика информации, исследование нейронной активности может оказаться наиболее результативными.

Известно, что различные млекопитающие различают сходные по спектрально-временным характеристикам звуки речи, если параметры этих звуков лежат в пределах воспринимаемых частот и разрешающей способности слуха животных.

Соответствие рисунка нейронной активности спектру речевого сигнала, используемого в качестве тестирующего раздражителя, позволит не только исследовать возможности слуховой системы в водной среде в условиях восприятия звуковой информации путем костной проводимости. Путем транспонирования спектра речевого сигнала в область частот воспринимаемых тем или иным морским млекопитающим можно будет существенно расширить коммуникативные возможности при общении с животными. Так, например, у дель-

фина чувствительность слуха в воздухе в области оптимальных частот на 30 дБ ниже, чем в воде. В области же частот речевого диапазона снижение чувствительности еще больше — дополнительно на 20...40 дБ. Это означает, что при общении человека с дельфином в воздухе лишь малая часть передаваемой информации может быть воспринята дельфином причем в виде, совершенно неадекватном исходному тестирующему сигналу.

Таким образом, реализация канала связи на основе бионики в водной среде может не только существенно повысить коммуникативные возможности человека, но и решать ряд задач принципиально нового характера.

В качестве первого этапа исследований возможности существования канала связи на основе бионики в водной среде необходимо провести анализ данных по следующим пунктам:

- ✧ теоретический анализ условий трансформации поглощенной энергии импульсов УЗИ в низкочастотный сигнал в сферической математической модели;
- ✧ экспериментальная проверка результатов теоретического анализа на сферических физических моделях в условиях широкой варибельности параметров УЗИ;
- ✧ оценка коммуникативных возможностей морских животных (дельфинов) и поиск механизмов формирования частотно-пороговых кривых человека и животных при костном проведении звука в водной среде.

Результаты такого исследования могли бы послужить основой для определения характеристик системы связи на основе бионики в водной среде.

9.2. Общие положения

Реализация бионического канала связи в водной среде, по аналогии с каналом на основе ЭМИ СВЧ в воздухе, возможна при наличии псевдорезонансных участков на пороговой кривой чувствительности слуха при костном проведении звука (или на кривой громкости).

Возможность восприятия слухового ощущения при погружении человека под воду в условиях облучения его головы импульсами СВЧ была продемонстрирована в работе [234].

По субъективной оценке испытуемых высота тона возникающего слухового ощущения не менялась при постепенном погружении головы испытуемого под воду. Отмечалось лишь снижение силы звука по мере погружения вплоть до его полного исчезновения при полном погружении испытуемого под воду, когда слой воды над головой начинал играть роль экрана для ЭМИ СВЧ.

Этот результат прямо подтверждает обоснованный выше механизм формирования слухового ощущения при облучении тканей головы импульсами ЭМИ СВЧ путем костного проведения звука. Однако принципиально важным с точки зрения возможности реализации бионического канала связи в водной среде является факт постоянства высоты воспринимаемого тона при погружении головы в воду.

Схожесть восприятия слухового ощущения испытуемыми в воздухе и в воде позволяет предполагать идентичность условий распространения механических колебаний в тканях головы после их возбуждения импульсами ЭМИ СВЧ и до некоторой степени допускать существование той же пороговой кривой по костной проводимости. Однако это положение нуждается в экспериментальном подтверждении.

В известной литературе вопрос о возможности создания канала связи в водной среде на основе бионики не обсуждался.

В работах [4, 19, 20, 24, 76–78] приводятся результаты исследований воздействия амплитудно-модулированного и импульсно-модулированного УЗИ непосредственно на слуховой нерв с целью протезирования слуха. По данным этих исследований, создаваемое ультразвуком в среде знакопостоянное радиационное давление, обусловленное высокочастотной несущей, изменяется в режиме амплитудной модуляции по закону модулирующего сигнала и может служить причиной возникновения слуховых ощущений. При интенсивностях фокусированного ультразвука свыше $100 \text{ Вт} \cdot \text{см}^{-2}$ проявляется его воздействие на волокна слухового нерва. По данным этих авторов, минимальные пороги восприятия были получены лишь при совмещении фокусированного ультразвука с ушным лабиринтом. Высокий уровень интенсивности фокусированного ультразвука, достигающий до $240 \text{ Вт} \cdot \text{см}^{-2}$ на мишени при модуляции УЗИ речевым сигналом [15] и необходимость локаль-

ного воздействия делают затруднительным применение описанного способа возбуждения слухового нерва для создания бионического канала связи. Следует отметить также, что в указанных ссылках нет данных клинических наблюдений длительного действия фокусированного ультразвука.

При достаточных уровнях мощности импульсов УЗИ при их поглощении в тканях выделяется тепло [146]. Исходя из данных [32, 33, 217] можно предположить наличие единых физических процессов приводящих к генерации механических колебаний и идентичности механизмов возбуждения слуховых ощущений у человека импульсами ЭМИ СВЧ и УЗИ за счет трансформации энергии облучающего поля при его поглощении тканями головы в энергию акустических колебаний звукового диапазона. Однако принципиальное различие самих механизмов поглощения энергии ЭМИ СВЧ и УЗИ может привести к существенной разнице при оценке необходимого уровня поглощенной энергии для генерации скачка давления, достаточного для возбуждения слухового ощущения.

Соизмеримость длины волны несущей УЗИ с отдельными анатомическими структурами черепа и возможность непосредственного его восприятия слуховым анализатором [81] вплоть до частот 225 кГц при костном проведении звука приводят к необходимости экспериментальной проверки в натуральных условиях возможности дифференцированного восприятия человеком сигнала несущей УЗИ и низкочастотного акустического сигнала адекватного модулирующему. При этом одним из основных моментов является оценка чувствительности слуха по костной проводимости в условиях нагружения головы человека, как акустического резонатора, более плотной средой, чем воздух.

В современной литературе полностью отсутствуют какие-либо экспериментальные данные о генерации акустических колебаний импульсами УЗИ в резонансных физических моделях, а также количественные оценки и экспериментальные данные о возбуждении у человека слуховых ощущений импульсами УЗИ.

В работе [217] приводятся результаты исследований действия импульсов УЗИ с частотой несущей 98,8 и 143,5 кГц непосредственно на костные образования черепа морской свинки.

Полученные в этой работе данные показывают, что в случае облучения головы человека импульсами УЗИ может иметь место генерация механических колебаний после выполнения поглощающими тканями формализованной функции детектирования. Так же, как и для ЭМИ СВЧ показана схожесть формы микрофонного потенциала при действии ультразвукового импульса и звукового щелчка.

Анализируя результаты экспериментов в работе [217], можно прийти к следующим выводам:

1. По приводимому значению амплитуды возбуждающего ультразвуковой излучатель напряжения можно ориентировочно оценить максимальную интенсивность ультразвуковых колебаний величиной $4 \text{ Вт} \cdot \text{см}^{-2}$.

2. При указанной амплитуде напряжения на излучателе амплитуда потенциала в круглом окне улитки достигает 1 мВ .

3. Снижение амплитуды напряжения на излучателе на $20 \dots 30 \text{ дБ}$ приводит к почти полному исчезновению потенциала в круглом окне улитки.

4. Потенциал в круглом окне улитки имеет форму затухающего колебания.

9.3. Возможный механизм формирования частотно-пороговой кривой слуховой системы дельфина

Представляет определенный интерес передача информации морским животным, в частности дельфинам, с учетом особенностей костно-тканевой аудиограммы, с целью выполнения ими определенных команд. Задача эта может решаться и существующими техническими средствами, однако при этом теряется большое количество информации ввиду сужения частотного диапазона при подаче команд различными свистками.

В этой связи представляет интерес анализ некоторых результатов электрофизиологических исследований слуха дельфинов в зависимости от параметров акустического стимула [126], полученных методом вызванных потенциалов (ВП) в слуховой коре.

На рис. 114 приводится зависимость ВП в слуховой коре дельфина, возникающих в ответ на включение тонального сигнала, от интенсивности и частоты звука [71].

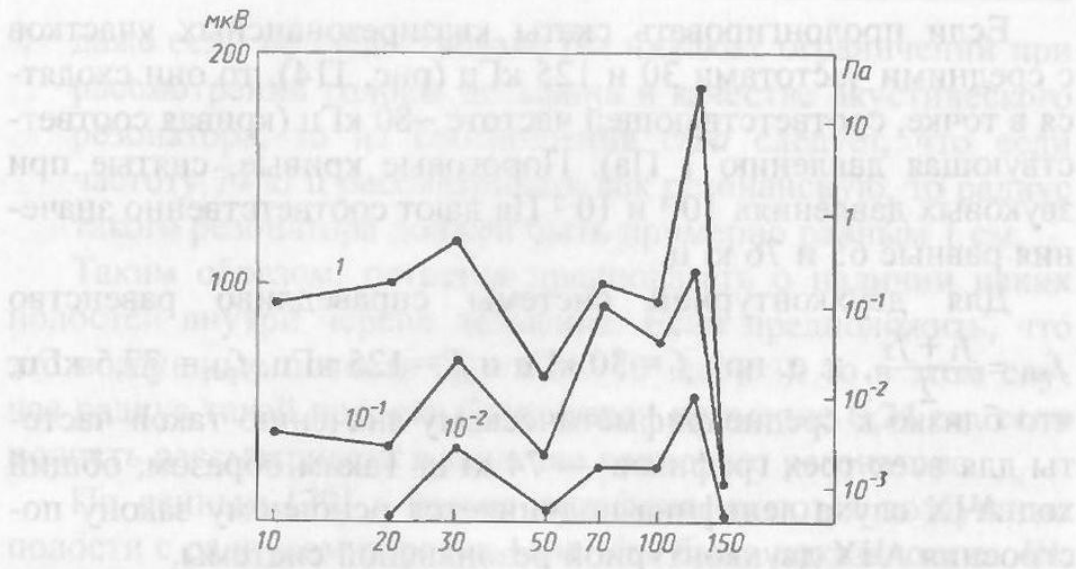


Рис. 114. Зависимость ВП в слуховой коре дельфина, возникающих в ответ на включение тонального сигнала от интенсивности и частоты звука

Существенное увеличение ВП, как видно из приводимого графика, имеет место на частотах 30 и 125 кГц. При этом, как отмечают авторы, при максимальной реакции на частоту 125 кГц реакция на частоту 150 кГц уже практически отсутствует.

Проанализируем этот график, применив основные положения предложенной здесь рабочей гипотезы о возбуждении резонансных колебаний в анатомических структурах головы.

Рассматривая избирательное увеличение амплитуды ВП на частотах 30 и 125 кГц как проявление резонансных свойств неких анатомических структур, играющих роль акустических резонаторов, и применив концепцию двухконтурной модели, определим эквивалентные параметры этих резонаторов. Максимальное изменение амплитуды ВП на частоте 125 кГц имеет место при давлении звука равном 1 Па. При этом ширину полосы пропускания эквивалентного контура на частоте псевдорезонанса 125 кГц можно определить величиной 20...30 кГц (добротность 6).

Для частоты псевдорезонанса равной 30 кГц максимальное изменение амплитуды ВП наблюдается при изменении интенсивности звука 10^{-1} Па. Проводя точку «нулевого» ответа на уровне 32 мкВ, получаем значение полосы пропускания сигнала порядка 11 кГц при добротности 2,7.

Если пролонгировать скаты квазирезонансных участков с средними частотами 30 и 125 кГц (рис. 114), то они сходятся в точке, соответствующей частоте ~ 80 кГц (кривая соответствующая давлению 1 Па). Пороговые кривые, снятые при звуковых давлениях 10^{-1} и 10^{-2} Па дают соответственно значения равные 65 и 76 кГц.

Для двухконтурной системы справедливо равенство $f_{\text{рез}} = \frac{f_1 + f_2}{2}$, т. е. при $f_1 = 30$ кГц и $f_2 = 125$ кГц, $f_{\text{рез}} = 77,5$ кГц, что близко к среднеарифметическому значению такой частоты для всех трех графиков — 74 кГц. Таким образом, общий ход АЧХ слуха дельфина подчиняется основному закону построения АЧХ двухконтурной резонансной системы.

По данным авторов, наибольшее увеличение амплитуды реакций на частотах сигнала 60...70 кГц, отмеченное на рис. 114, имеет место лишь в отдельных случаях. Авторы допускают также возможность наведения ответа на регистрирующие электроды от близкорасположенных участков коры, реагирующих на частоты сигнала, сильно различающиеся друг от друга (от 10 до 125 кГц). Такой же двугорбый характер имеют аудиограммы дельфина-афалины, приводимые в работах [66, 188].

Полученное графическим путем значение средней частоты равное в среднем 74 кГц, должно отражать весьма существенное качество — представлять собой значение частоты механического резонанса головы дельфина (по аналогии с частотой механического резонанса головы человека), либо каких-то полостей внутри головы. При этом, по концепции двухконтурной резонансной модели таких полостей должно быть две. Но если соотношение $f_{\text{рез}} = \frac{c}{2a}$ применимо для определения частоты механического резонанса головы человека, то для дельфина его вряд ли можно было бы применить по двух причинам:

✧ анатомия строения тела дельфина не позволяет выделить голову, как более или менее выраженный акустический резонатор, но вместе с тем полученное здесь графическим путем значение добротности равное 6 указывает на большую «обособленность» такого резонатора от туловища дельфина, другими словами, предполагаемый резонатор нагружен меньше;

✧ даже если не существовало бы никаких ограничений при рассмотрении головы дельфина в качестве акустического резонатора, то из соотношения $c/2a$ следует, что если частоту 74 кГц рассматривать как резонансную, то радиус такого резонатора должен быть примерно равным 1 см.

Таким образом, остается предполагать о наличии неких полостей внутри черепа дельфина. Если предположить, что это воздушные полости ($C = 0,34 \cdot 10^5$ см \cdot с $^{-1}$), то в этом случае радиус такой полости будет равен примерно 0,24 см, если полость рассматривать в качестве волнового резонатора.

По данным [79] в голове дельфина имеются воздушные полости с радиусом порядка 1 см. Как было показано в гл. III, в сферическом резонаторе можно возбуждать большой ряд частот, что отмечается также и в [55], в зависимости от параметров воздействующей силы.

Нижнюю частоту такого резонатора можно было бы оценить величиной порядка 4,5 кГц, если рассматривать воздушную полость в качестве четвертьволнового резонатора. Колебания с такой частотой могут возбуждаться при невысокой скорости вдувания воздуха в полость и минимальной продолжительности вдувания воздуха порядка 220 мкс. С увеличением скорости вдувания воздуха частота колебаний увеличивается и в пределе может достигнуть 18 кГц для воздушной полости и порядка 72 кГц для полости заполненной водой или тканями. При этом не исключается возбуждение обертонов, так что такую полость можно рассматривать и в качестве гармонического генератора.

Подобный механизм возбуждения колебаний объясняет способность дельфина мгновенно изменять частоту лоцирующих сигналов.

Краткий анализ результатов некоторых работ, посвященных электрофизиологии данных по воздействию импульсно-модулированного УЗИ на формирование откликов улитки морской свинки, показал возможность применения рассмотренных выше принципов формирования полезного сигнала при бионическом приеме модулированного ЭМИ СВЧ для реализации идентичного канала связи с морскими животными. Для определенных ранее видов модуляции необходимым условием для бионического приема информации является также наличие

линейной зависимости амплитуды ВП при амплитудной модуляции импульсов, что действительно имеет место [72]. Для режима АИМ в применении его к частоте псевдорезонанса 125 кГц полоса полезного сигнала может быть оценена величиной 10...15 кГц, при ЧИМ со средним значением частоты импульсов 137,5 кГц — порядка 12,5 кГц.

По приводимым в [217] данным пороговая импульсная мощность УЗИ для морской свинки составляет 0,13...0,4 Вт·см⁻². Эта величина хорошо согласуется с пороговой импульсной мощностью ЭМИ в натуральных экспериментах по радиозвуку (0,1...0,6 Вт·см⁻²).

Данные экспериментов [66] позволяют провести оценку пороговой импульсной мощности УЗ при восприятии акустических сигналов дельфина.

При уровне внешнего шума порядка 50...60 дБ пороговая импульсная мощность радиозвука определена величиной 0,1...0,3 Вт·см⁻². По данным [66], слуховой порог у дельфина при том же уровне внешнего шума равен слуховому порогу человека. По данным же [188], слуховой порог дельфина, определенный в звукоизолированном искусственном бассейне, составляет 10⁻¹⁸ Вт·см⁻², т. е. на два порядка ниже, чем у человека. Если принять эти данные за абсолютный порог чувствительности слуха дельфина, то пороговую импульсную мощность УЗ для дельфина можно оценить величиной порядка 10⁻⁶ Вт·см⁻². Необходимо учитывать также то обстоятельство, что пороговые значения импульсного ЭМИ СВЧ получены при длительности импульсов 10 мкс. Импульсы, излучаемые дельфином, существенно — на один-два порядка — длиннее, т. е. обладают большей энергией.

Некоторые рассмотренные здесь положения опубликованы в [99].

По оценке в [79], интенсивность излучаемых дельфином акустических колебаний не ниже 10⁻⁴ Вт·см⁻². Соотношение этих величин, а также рассмотренные в гл. IV корреляты, в принципе, позволяют сделать допущение о механизме слухового восприятия у дельфинов связанном с генерацией механических колебаний в тканях при поглощении энергии излученного акустического импульса. При таком подходе несущая

ультразвука может также рассматриваться как переносчик функции сообщения.

По данным [72] можно отметить следующие особенности возникновения ВП в слуховой коре, коррелирующие с возбуждением сигнала в резонансной колебательной системе:

- ✧ линейный рост амплитуды ВП при увеличении длительности акустического импульса от 0,5 до 5 мс;
- ✧ линейная зависимость амплитуды ВП от интенсивности звука до уровней 50...60 дБ;
- ✧ пропорциональное уменьшение амплитуды ВП при девиации частоты сигнала относительно частоты псевдорезонанса;
- ✧ уменьшение амплитуды ВП при увеличении длительности фронта звуковых посылок.

В табл. 17 приводятся для сравнения результаты модельных экспериментов, выполненные на различных физических моделях, натуральных экспериментов по радиозвуку и костно-тканевой аудиометрии и данных электрофизиологических исследований слуховой системы дельфинов и морских свинок.

Приводимые в настоящей главе данные позволяют представить следующую модель формирования ощущения при костной проводимости звука. При действии импульсного неионизирующего излучения на костно-тканевые образования головы за счет поглощения энергии импульса формируется скачок давления приводящий к расширению тканей и генерации свободных колебаний. Ввиду наличия резонансных свойств головы, в тканях наиболее интенсивно возбуждаются колебания с частотой определяемой размером головы как резонатора со свободной границей. Волна давления, распространяясь по костям черепа, активизирует через основную мембрану улитки волосковые клетки. Форма волны давления определяется резонансными свойствами многомодовой резонансной системы, представленной анатомическими структурами головы.

Таким образом, как в случае воздействия импульсов ЭМИ СВЧ, так и при воздействии импульсов УЗ процессы первичного преобразования энергии излучения в стимулоподобный сигнал имеют физическую природу.

Сравнительные экспери

№ п/п	Модельные эксперименты	Психоакустические исследо слуха человека	
	Двухконтурная резонансная модель	Субъективная оценка слухового ощущения в натуральных экспериментах по радиозвуку	Ауди по к прово у че
1.	На частоте резонанса колебательных контуров имеет место существенное снижение коэффициента передачи амплитуды сигнала, на частотах связи — подъем. При этом $f_{рез} = f_1 + f_2$ для контуров с малой добротностью	Подъем порога свыше 10 дБ на частоте следования импульсов СВЧ равной частоте механического резонанса головы, определяемой соотношением $f_{рез} = 0,5ca$. На частотах f_1 и f_2 наблюдается снижение порога	Подъем свыше 1 на частотного сигнала механического резонанса головы. На частотах f_1 и f_2 наблюдается снижение
2.	Возбуждение затухающих колебаний отдельными импульсами: а) СВЧ в жидкостной модели; б) напряжения в электронной модели; в) восприятие «на слух» ударных колебаний возбужденных в жидкостной модели импульсами СВЧ	Восприятие отдельных щелчков при частоте следования импульсов СВЧ ниже 100 Гц	Восприятие отдельных щелчков при возбуждении в кости импульсов той же частоты за резонансной частотой $f_{рез}$

№ п/п	Модельные эксперименты	Психоакустические исследо слуха человека	
	Двухконтурная резонансная модель	Субъективная оценка слухового ощущения в натуральных экспериментах по радиозвуку	Ауди по к прово у че
3.	Линейная зависимость амплитуды звукового давления от импульсной мощности СВЧ в жидкостных моделях, амплитуды возбужденных механических колебаний от амплитуды импульса в электронной модели	Зависимость уровня воспринимаемого радиозвука от импульсной мощности СВЧ	Зависимость воспринимаемого звукового сигнала от частоты сигнала
4.	Увеличение амплитуды возбужденных механических колебаний при увеличении длительности импульса в пределах $0...0,5T$ для любых моделей	Понижение порога восприятия радиозвука при увеличении длительности импульсов СВЧ в пределах $0...50$ мкс при $T \approx 100$ мкс	

ментальные данные

вания	Электрофизиологические исследования на животных	
	Морская свинка	Дельфин
ометрия костной проводимости человека	—	Наличие на аудиограммах дельфина-афалины в области частот стимула 10...150 кГц участков с частотами, эквивалентными частотам f_1 , f_2 и $f_{рез}$ и ходом пороговой кривой, идентичной пороговым кривым радиозвуча и аудиограмме человека по костной проводимости. То же имеет место для амплитудно-частотной зависимости ВП у дельфина-азовки
порога (2...14 дБ) в области тонального сигнала равнототности среднего резонансы $f_{рез}$ в частотах связи различается с уровнем порогов	—	Регистрация ВП в слуховой коре при стимуляции звуковым щелчком
порог возбуждения звуковых рецепторов с частотной зависимостью	Наличие потенциала в круглом окне улитки в виде короткого затухающего колебательного процесса при возбуждении костей черепа импульсами ультразвука	Регистрация ВП в слуховой коре при стимуляции звуковым щелчком

Продолжение табл. 17

вания	Электрофизиологические исследования на животных	
	Морская свинка	Дельфин
ометрия костной проводимости человека	—	Линейная зависимость логарифма амплитуды ВП от логарифма интенсивности звукового раздражения
зависимость уровня воспринимаемого от интенсивности стимула	Зависимость амплитуды микрофонного потенциала улитки от интенсивности импульса ультразвука	Линейная зависимость логарифма амплитуды ВП от логарифма интенсивности звукового раздражения
—	—	Прямая зависимость амплитуды ВП слуховой коры от длительности звукового раздражения

Окончание табл. 17

№ п/п	Модельные эксперименты	Психоакустические исследования слуха человека		Электрофизиологические исследования на животных	
		Субъективная оценка слухового ощущения в натурных экспериментах по радиозвучу	Аудиометрия по костной проводимости у человека	Морская свинка	Дельфин
5.	При временном интервале между импульсами равным или меньшем времени затухания колебательного процесса, при дальнейшем его уменьшении наблюдается периодическое уменьшение амплитуд полуволи очередного периода колебаний	—	—	Уменьшение последней полуволи микрофонного потенциала улитки при уменьшении межпульсного интервала до величины, меньшей времени затухания отклика	Уменьшение амплитуды ВП слуховой коры при увеличении межпульсного интервала на величину соизмеримую со временем действия двух полуволи
6.	Снижение амплитуды возбужденных механических колебаний в физиологическом растворе импульсами СВЧ при понижении температуры раствора	—	—	Снижение амплитуды микрофонного потенциала улитки при охлаждении тканей головы	—
7.	Гашение возбужденных в жидкостной модели импульсами СВЧ механических колебаний внешним акустическим сигналом равной частоты, находящимся в противофазе с возбужденными механическими колебаниями	Исчезновение восприятия радиозвуча при одновременной подаче акустического противофазного сигнала равной частоты	Исчезновение восприятия звука при костном проведении при одновременной подаче противофазного акустического сигнала равной частоты через слуховой канал	—	—

Сравнение костно-тканевой аудиограммы человека и аудиограммы дельфина показало наличие подобных участков, подчиняющихся концепции двухконтурной модели. Качественная схожесть возбуждаемых колебаний в сферических жидкостных моделях импульсами ЭМИ СВЧ и регистрируемых акустических сигналов, излучаемых дельфинами при ударном возбуждении механических колебаний путем вдувания воздуха в полости, образуемые костями черепа, подкрепляет выдвинутую концепцию двухконтурной резонансной модели радиозвука и позволяет говорить об участии анатомических структур головы в формировании спектра воспринимаемого человеком слухового ощущения.

Такой механизм излучения сигналов дельфином позволяет также объяснить способность дельфина быстро перестраивать частоту излучаемых сигналов путем изменения скорости струи воздуха, вдуваемой в полости. Аналогичная картина наблюдается и при воздействии других физических факторов при изменении скорости нарастания возмущающей силы.

Слуховое ощущение у человека при действии импульсов ЭМИ СВЧ возникает в звуковом диапазоне. Схожая картина имеет место при действии импульсов УЗ на костно-тканевые образования морской свинки.

При ВЧГС морской свинки равной 50 кГц потенциал в круглом окне улитки имеет место при частоте заполнения импульса УЗИ равной 98,8 и 143,5 кГц, т. е. на частотах, являющимися «ультразвуковыми» для животного. Наличие же самих потенциалов при действии факторов непосредственно не воспринимаемых слуховой системой говорит о неадекватном механизме их восприятия.

Таким образом, при облучении головы человека и животного импульсами неионизирующего излучения реализуется механизм неадекватного восприятия информации слуховой системой. При этом временные изменения мощности излучения должны быть адекватны звуковым стимулам, воспринимаемым слуховой системой животного или человека. О существовании неадекватного характера возникновения слуховых ощущений говорится также в работе по действию импульсно-модулированного ультразвука при его непосредственном воздействии на ткани головы морской свинки [217].

Схожесть превдрезонансных участков аудиограмм костно-тканевой проводимости человека и дельфина, а также проявление аналогичных реакций слуховой системы дельфина и колебательной резонансной системы в ответ на один и тот же возбуждающий сигнал говорит о возможном единстве механизмов формирования аудиограмм у человека и дельфина и их резонансном характере. Это обстоятельство позволяет предполагать возможность приема информации человеком и дельфином в водной среде с помощью канала связи на основе бионики.

9.4. Краткие выводы

1. Импульсные воздействия ЭМИ СВЧ и УЗ вызывают слуховые ощущения, идентичные звуковому щелчку за счет неадекватного механизма восприятия — выделения огибающей действующего физического фактора в виде теплового импульса, формируемого при поглощении импульса неионизирующей энергии, формирования скачка давления, возбуждения механических колебаний и проведения их к механорецепторам слуховой системы путем костной проводимости.

2. Схожесть вида аудиограмм по костной проводимости человека и дельфина и качественное совпадение характеристик вызванных потенциалов у дельфина и морской свинки при одних и тех же вариациях параметров стимула позволяют предположить наличие единого механизма формирования слухового ощущения у человека и животных при восприятии стимула путем костно-тканевой проводимости.

3. Сохранение основных параметров слухового ощущения при возбуждении в костно-тканевых образованиях черепа механических колебаний импульсами ЭМИ СВЧ при погружении человека в воду позволяет предполагать возможность восприятия им полезной информации в водной среде бионическим путем.

4. Показана возможность объяснения аудиограммы дельфина концепцией двухконтурной резонансной системы.

5. На основе сравнительных оценок откликов слуховой системы человека, дельфина и морской свинки на звуковой стимул при костно-тканевой проводимости показана принципиальная возможность существования бионического канала связи в водной среде.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Проведенные исследования механизма радиозвука позволили вскрыть большие потенциальные возможности нового типа взаимодействия сложно-модулированных импульсных неионизирующих излучений и живого организма.

Весьма плодотворным и во многом определившим направление исследований феномена радиозвука оказался впервые примененный автором книги в этой области исследований метод физического моделирования.

Оценка параметров ЭМИ СВЧ при передаче информации и ее приема бионическим путем в общем показала необходимость обеспечения высоких плотностей энергии в точке приема, что приводит к высоким тепловым нагрузкам на живой организм. С одной стороны, это ведет к резкому снижению возможного времени передачи информации, с другой — к необходимости излучения с высокими пиковыми мощностями в импульсе при передаче информации на большие расстояния, что требует больших энергетических затрат. Вместе с тем, по данным некоторых литературных источников, при снижении уровня внешнего шума до 0 дБ пороговая мощность импульса неионизирующего излучения может быть снижена до единиц мВт·см² и даже до единиц мкВт·см². Однако детальных исследований в этих областях мощностей никем не проводилось.

Расчет параметров бионического канала связи автор книги провел исходя из традиционного для физиологии слуха представления о превышении порогов по костному проведению над воздушным равного 30 дБ.

По литературным данным это превышение варьируется от 0 до 50 дБ, что требует особого исследования с целью уточнения некоторых характеристик бионического канала связи и повышения его эффективности.

В работах посвященных вопросам передачи энергии СВЧ на большие расстояния для достижения высокого КПД обязательным условием выдвигается требование перехвата всей подающей энергии приемной апертурой. Поставленная задача решается путем фокусирования пучка передающей апертуры до размеров на приемном конце, не превышающих площадь приемной апертуры.

Применение ЭМИ СВЧ с частотой несущей порядка 1 ГГц требует наличия передающих антенн больших размеров для создания узконаправленного излучения, что является уязвимым местом бионической системы связи. В этом плане представляется перспективным использование сантиметрового и миллиметрового диапазона СВЧ для приема информации бионическим путем, особенно на больших расстояниях. Отсутствие в литературе каких-либо данных как теоретического так и экспериментального характера на этот счет не позволяют провести сколько-нибудь глубокий анализ и прийти к однозначным выводам о возможности применения сантиметрового и миллиметрового диапазонов волн для реализации бионического канала связи.

В этой связи представляют интерес литературные данные по возбуждению механических колебаний в воде с помощью погруженного в сосуд прямоугольного волновода импульсами длительностью 2 мкс на частоте несущей 9 ГГц и регистрацией этих колебаний пьезокерамическим датчиком. В одной из работ указывалось, что при повышении частоты несущей от 3 ГГц до 9,5 ГГц и частоте следования импульсов равной 1 кГц всеми испытуемыми отмечалось снижение уровня воспринимаемого радиозвук вплоть до его полного исчезновения, несмотря на повышение ППМ_и до 5 Вт · см⁻². Расчеты показывают, что на частоте следования импульсов равной 10 кГц при указанной ППМ_и радиозвук будет восприниматься ввиду более низкого (на 10 дБ) порога чувствительности на частоте 10 кГц. В данном случае одной из причин отсутствия восприятия радиозвук на частоте ~10 ГГц может явиться повышение порога чувствительности костного слуха на низших частотах следования импульсов, но не только.

Применение сложномодулированного сигнала несущей для передачи функции сообщения и полученный экспериментальный материал позволяет предложить следующее объяснение повышения пороговой импульсной мощности при повышении частоты несущей отмечаемой в опубликованных работах. С переходом в область сантиметровых и миллиметровых волн глубина проникновения излучения в ткани уменьшается до единиц и долей миллиметров, т. е. при этом в основном

захватывается тонкий пласт, состоящий из нескольких слоев с различными характеристиками.

Как известно, на границах раздела таких слоев происходит весьма существенное отражение энергии как электромагнитной, так и механической. В результате, в многослойной структуре за счет переотражений при уменьшении длины волны может произойти накачка энергии и поглощающий слой можно рассматривать как резонатор, работающий на частоте, определяемой граничными условиями. Так, при частоте несущей 10 ГГц и глубине проникновения 0,343 см в зависимости от граничных условий при больших скоростях накачки электромагнитной энергии возможно образование резонатора от четвертьволнового до полуволнового. При скорости звука в тканях порядка $1,5 \cdot 10^5$ см·с⁻¹ возбуждение механических колебаний будет происходить с частотой определяемой толщиной слоя с оптимальным для возбуждения механических колебаний граничными условиями и лежащими за пределами ВЧГС (резонанс оболочки сферы). При этом растет энергия возбужденных в многослойной структуре механических колебаний и уменьшается энергия механических колебаний, возбужденных в глубинных структурах. То есть в высокочастотной области ЭМИ длина волны будет определять частоту возбужденных механических колебаний.

Во всех приводимых здесь ссылок на работы по исследованию восприятия радиозвука на частотах 3...10 ГГц использовались ЭМИ СВЧ с постоянной мощностью в импульсе без дополнительной модуляции по амплитуде или частоте следования импульсов. В этом случае возбужденные механические колебания с частотой находящейся выше ВЧГС объективно восприниматься не будут. Очевидно, этим можно объяснить повышение пороговой импульсной мощности с увеличением частоты несущей.

Таким образом, при возбуждении в тканях механических колебаний с частотой, лежащей выше ВЧГС и наличии изменения параметров импульсной последовательности СВЧ, т. е. при применении сложномодулированного импульсного ЭМИ человек сможет воспринимать модулирующий сигнал.

Принципиальная возможность существования такого механизма продемонстрирована в литературных источниках в экс-

периментах на лабораторных животных. Вопросы восприятия ультразвуковых частот человеком освещены в [4, 18–20, 24, 76–78, 81, 84]. Несмотря на то, что в проведенных автором монографии модельных и натуральных экспериментов полностью подтвердились выдвинутые им ранее гипотезы и правильность методических подходов по решению задачи создания бионического канала связи, автор не считает работу завершенной.

Многие вопросы нуждаются в уточнении или более корректной трактовке. Так обстоит дело с исследованием порогов по костной проводимости в широкой полосе звуковых частот, данные в которых автором монографии были заимствованы из литературных источников. Необходимо исследование порогов костного слуха в полосе частот лежащих выше ВЧГС. Нуждается в уточнении вопрос с выбором длительности импульсов СВЧ, который, судя по публикуемым данным, решается произвольно или исходя из возможностей эксперимента. Практически не учитывается тот факт, что генерация механических колебаний происходит в моменты действия фронта и спада теплового импульса. Увеличение же длительности импульсов приводит лишь к повышению температуры объекта и при определенных соотношениях $\tau_{\text{и}}$ и T еще и к полному подавлению механических колебаний. Поэтому связывать наличие или отсутствие эффекта с длительностью самого импульса и выражением его энергетике в единицах УПМ ($\text{Вт} \cdot \text{кг}^{-1}$) не совсем верно. Корректнее было бы применение выражения $\tau_{\text{ф}} P_{\text{и}}$, где $\tau_{\text{ф}}$ — длительность фронта (спада) импульса, $P_{\text{и}}$ — пиковая мощность импульса СВЧ.

При увеличении частоты следования ЭМИ СВЧ с переходом в область сантиметровых и миллиметровых волн возможно потребуются и пересмотр двухконтурной концепции радиозвука (или ее корректировка) для новых условий возбуждения механических колебаний. Имеется в виду необходимость проведения исследований на многослойной сферической модели. Что же касается изучения коммуникативных способностей человека и животных в водной среде при непосредственной рецепции ультразвука, то учитывая особую важность проблемы при решении прикладных задач, исследования в этой области необходимо вести самым широким фронтом.

ЛИТЕРАТУРА

1. Аккерман Ю. Диофизика.— М.: Мир, 1964.
2. Александер Р. Биофизика.— М.: Мир, 1970.
3. Альтман Я.А. Локализация звука. Нейрофизиологические механизмы.— Л.: Наука, 1972.
4. Антипов В.И., Гаврилов Л.Г., Гершуни Г.В., Пудов В.И., Розенблюм А. С., Цирульников Е.М. Фокусированный ультразвук как средство введения слуховой информации человеку. Тез. Докл. симпозиума «Ультразвук в биологии и медицине».— Пушино, 1981, с. 86, 87.
5. Астащенко П.Т. Что такое бионика.— М.: Воениздат МО СССР, 1963.
6. Беднин Ф.В., Сагалович Б.М. Эквивалентные пороги слышимости человека при костном проведении звуков, замеренные с помощью прибора «искусственный мастоид» в расширенном диапазоне частот.— Акуст. журнал, 1975, т. XXI, вып. 5, с. 673–678.
7. Беднин Ф.В., Сагалович Б.М. Соотношение порогов слышимости человека при воздушном и костном проведении звуков в расширенном диапазоне частот.— Акуст. журнал, 1984, т. XXX, вып. 5, с. 581–593.
8. Бергман Л. Ультразвук.— М., 1956.
9. Блинков С.М., Глезер И.И. Мозг человека в цифрах и таблицах.— «Медицина», Ленинградское отделение, 1964.
10. Богданов Б.В. Восприятие коротких отрезков гласных звуков. В кн.: Анализ речевых сигналов человеком.— Л.: Наука, 1971.
11. Большаков М.А., Алексеев С.И. Влияние импульсного микроволнового облучения на электрическую активность нейронов моллюсков.— Известия АН СССР, серия биологическая, 1987, 2, с. 312–314.
12. Бытшиановска Т. Клиническая аудиология.— Польское государственное медицинское издательство. Варшава, 1965.
13. Васильев А.Н., Гайдуков Ю.П. Электромагнитное возбуждение звука в металлах // УФН. 1983. Т. 141, вып. 3, с. 431–464.
14. Вартанян И.А. Слуховой анализ сложных звуков.— Л.: Наука, 1978.
15. Вартанян И.А., Цирульников Е.М. Коснуться невидимого, услышать неслышимое.— Л.: Наука, Ленинградское отд., 1985.
16. Вартанян И.А., Линькова Л.Б., Савенкова Л.В., Светлогорская И.Д., Тигранян Р.Э., Цирульников Е.М. Высокочастотная костно-тканевая аудиометрия со лба в норме и при скрытых нарушениях слуха. «Физиология человека», 1989, т. 15, № 3, с. 164–169.
17. Вепринцев Б.Н. Кинетика электрических параметров нервного импульса при различных температурах. Дисс. канд. биолог. наук.— М.: МГУ, 1960.
18. Гаврилов Л.Р.— Акуст. журнал, 1974, т. 20, с. 27–32.

19. Гаврилов Л.Р., Пудов В.И., Розенблюм А.С., Цирульников Е.М., Ченкунов А.В., Щеканов Е.Е. О применении фокусированного ультразвука для введения в ушной лабиринт человека слуховой информации.— Акуст. журн., 1977, №4, с. 557–560.
20. Гаврилов Л.Р., Гершуни Г.В., Пудов В.И., Розенблюм А.С., Цирульников Е.М. Введение информации по различным сенсорным каналам с помощью фокусированного ультразвука. Тез. докл. III Всесоюзный конф. «Ультразвук в физиологии и медицине».— Ташкент, 1980, с. 193.
21. Гай А., Леманн Ю., Стоунбридж Ю. Применение электромагнитной энергии в терапии.— ТИИЭР, 1974, т. 62, №1, 66–93.
22. Гершуни Г.В. Физиолог. ж. СССР, 1940, 29, 380.
23. Гершуни Г.В. Успехи совр. биол., 1940, 13, 1, 1.
24. Гершуни Г.В., Цирульников Е.М., Гаврилов Л.Р., Пудов В.И., Розенблюм А.С. Особенности действия фокусированного ультразвука в мегагерцовом диапазоне на структуры ушного лабиринта при возникновении слуховых ощущений. Докл. АН СССР, 1980, №5, с. 763–765.
25. Глинский Б.А., Грязнов Б.С., Дынин Б.С., Никитин Е.П. Моделирование как метод научного исследования.— М.: МГУ, 1965.
26. Гольденберг Л.М. Основы импульсной техники. Госиздат. литературы по вопросам связи и радио.— М., 1963.
27. Гольтбурт С.Н. Нейродинамика слуховой системы человека.— Л., 1964.
28. Гольтбурт С.Н., Османов М.А., Щеканов Е.Е. О весьма ограниченной способности человека к абсолютной оценке длительности коротких звуков. VIII Всесоюзная Акустическая конференция. Рефераты докладов.— М., 1973.
29. Гоноровский И.С. Радиотехнические цепи и сигналы.— М.: Советское радио, 1977.
30. Государственные стандарты Союза ССР. Система стандартов безопасности труда. Ч. II. Госком СССР по стандартам.— М., 1983.
31. Гуткин Л.С., Лебедев В.Л., Сифоров В.И. Радиоприемные устройства г. П.— М., Советское радио, 1963.
32. Даниловская В.И. Температурные напряжения в упругом полупространстве, возникающие вследствие внезапного нагрева его границы. Прикладная математика и механика. 1949, т. XIII. Вып. 2, с. 316–318.
33. Даниловская В.И. Об одной динамической задаче термоупругости. Прикладная математика и механика. 1952, т. XVI, с. 341–344.
34. Джонсон К.К., Гай А.В. Воздействие неионизирующего электромагнитного излучения на биологические среды и системы.— ТИИЭР, 1972, т. 60, № 1, с. 49–82.
35. Екимов В.Д., Павлов К.М. Радиоприемные устройства.— М.: Связь, 1975.

36. Жукова М.Г. Восприятие длительности звонких согласных. В кн.: Анализ речевых сигналов человеком.— Л.: Наука, 1971.
37. Зинин П.В., Левин В.М., Маев Р.Г. Биофизика, 1987, т. XXXII, вып. 1, с. 185–191.
38. Зюко А.Г. Основы теории передачи сигналов. 1. Теория информации и теория потенциальной помехоустойчивости.— Мин. связи СССР, Одесса, 1966.
39. Казаринов К.Д., Шаров В.С., Путвинский А.В. Изменение полной проницаемости мембран под действием мощных наносекундных импульсов ММ излучения. В об.: «Биологическое действие электромагнитных полей». Тезисы докладов. Всесоюзный симпозиум.— Пущино, 1982, с. 42.
40. Каменский Ю.И. Биофизика, 1964, т. IX., вып. 6.
41. Карпов В.Н., Галкин А.А., Давыдов Б.И. Некоторые аспекты дозиметрии при изучении биологического действия неионизирующего биологического излучения.— Космическая биология, 1982, 2, с. 7–21.
42. Кицовская И.А. Исследования взаимоотношений между основными нервными процессами у крыс при воздействии СВЧ разной интенсивности. // О биологическом действии сверхвысоких частот.— М.: Наука, 1960, с. 75.
43. Клоссовский Б.Н., Шафранова В.П. Особенности капиллярного снабжения коры головного мозга человека. *Вопр. неир.*, 1962, 4, 54–56.
44. Князева А.А., Олисов В.С. О диагностической значимости аудиометрического измерения при открытом и при закрытом слуховом проходе.— *Вестн. оторинолар.*, 1958, №1, с. 54–58.
45. Кобрак Г. Среднее ухо.— М.: Медгиз, 1963, 455 с.
46. Ковач Р.И. Исследование температурных полей, возникающих под действием СВЧ радиоволн, в моделях биологических объектов. Дис. канд. физ.-мат. наук.— Л., 1972.
47. Коломийченко А.И., Шейман Н.С. Атлас тональных аудиометрических исследований.— Гос. мед. из-во УССР, Киев, 1962.
48. Красильников В.А. Звуковые и ультразвуковые волны.— М.: Физматгиз, 1960.
49. Кукушкин Н.И. Изучение нестационарных процессов рассматривания возбуждения в миокарде. Автореф. канд. дисс. Пущино: ИБФ АН СССР, 1971.
50. Лабутин В.К., Молчанов А.П. Слух и анализ сигналов.— М.: Энергия, 1967.
51. Лабутин В.К., Молчанов А.П. Модели механизмов слуха.— М.: Энергия, 1973.
52. Ландау А.Д., Лившиц Е.М. Гидродинамика.— М.: Наука, 1986.

53. Ликлайдер Дж. К.Р. Основные корреляты слухового стимула. В кн.: Экспериментальная психология, ред. Стивенс С.С., т. II.— М., 1963.
54. Лин Дж. Слуховой эффект на СВЧ.— ТИИЭР, 1980, т. 68, №1, с. 83–89.
55. Лэмб Г. Динамическая теория звука.— М.: Физматгиз, 1960.
56. Лямшев Л.М. Лазеры в акустике // Вестник АН СССР, 1984, № 8, с. 97–107.
57. У. Мак-Мюррей. Обмен веществ у человека.— М.: Мир, 1980.
58. Маликова С.Н., Малышев В.Л., Балакирева В.Н., Горбань Л.Г. Влияние дециметровых волн на температуру головного мозга и прилежащих тканей. Вопросы курортологии, физиотерапии и лечебной физической культуры.— М.: Медицина, 1982, №2, с. 18–22.
59. Маликова С.Н. Действие микроволн на восстановление нарушенных двигательных функций мозга. Вопросы курортологии, физиотерапии и лечебной физической культуры.— М.: Медицина, 1986, № 6, с. 18–21.
60. Мандельштам Л.И. Лекции по теории колебаний.— М.: Наука, 1972.
61. Механизмы слуха. Сб.: Проблемы физиологической акустики, т. VI.— Л.: Наука, Ленинградское отд., 1967.
62. Митринович-Моджеевска А. Патогизиология речи, голоса и слуха.— Варшава, 1965.
63. Модели нейронных структур. Тр. международного симпозиума по техническим и биологическим проблемам управления.— М.: «Наука», 1970.
64. Моделирование функции нервной системы. Материалы симпозиумов «Возможности математического и моделированного подхода к изучению механизмов работ физиологических систем» и «Моделирование физиологических функций» X Всесоюзного съезда физиологов. Ереван, 1964.
65. Молчанов А.П., Бабкина Л.Н. Электрические модели механизмов улитки органов слуха.— Л.: Наука, 1978.
66. Морозов В.П., Акопян А.И., Бурдин В.И. и др. Аудиограмма дельфина-афалины.— Физиол. журн. СССР, 1971, т. 57, с. 843–849.
67. Мэзон У. Физическая акустика.— М.: Мир, 1973, т. V, стр. 267–327.
68. Олисов В.С., Цирульников Е.М., Мельников Ю.Д. Роль резонанса наружного слухового прохода в возникновении кохлеоневральной тугоухости профессионального гонимиза. Гигиена труда и профзаболеваний, 1980, № 2, с. 16–20.
69. Попов В.В., Супин А.Я. Определение характеристик слуха дельфина методом вызванных потенциалов.— Физиол. журнал СССР, 1976, т. 62, с. 550–558.
70. Попов В.В., Супин А.Я. Реакция слуховой коры мозга дельфинов на сложные акустические стимулы.— Физиол. журн. СССР, 1976, т. 62, с. 1780–1785.

71. Попов В.В., Сушин А.Я. Электрофизиологическое исследование слуховой системы дельфина-афалины. В кн.: Морские млекопитающие: Результаты и методы исследования.— М.: Наука, 1978, с. 78–89.
72. Попов В.В., Ладыгина Т.Ф., Сушин А.Я. Характеристики слуха дельфина-афалины: измерение методом вызванных потенциалов. В кн.: Электрофизиология сенсорных систем морских млекопитающих.— М.: Наука, 1986, с. 5–35.
73. Пресман А.С. Электромагнитные поля и живая природа.— М.: Наука, 1968.
74. Пресман А.С. Действие микроволн на живые организмы и биологические структуры.— УФИ, 1965, т. 86, с. 263.
75. Пугачев В.С. Теория вероятностей и механическая статистика.— М.: «Наука», 1979.
76. Пудов В.И., Розенблюм А.С., Цирульников Е.М. Некоторые вопросы протезирования слуховой системы человека. Тез. докл. VII Всесоюзный конф. по нейрокибернетике.— Ростов-на-Дону, 1980, с. 132–133.
77. Пудов В.И. Некоторые аспекты слухового восприятия фокусированного амплитудномодулированного ультразвука. Вестн. оторинолар., 1986, № 1, с. 29–32.
78. Пудов В.И. Применение фокусированного ультразвука для исследования слуховой системы человека. Дисс. на соиск. уч. степ. канд. биол. наук.— Л., 1986.
79. Романенко Е.В. Физические основы биоакустики.— М.: Наука, 1974.
80. Сагалович Б.М., Меркулова Г.Г. Биофизика, 1964, т. IX, вып. 4.
81. Сагалович Б.М., Меркулова Г.Г. Диапазон воспринимаемых человеческим ухом ультразвуковых частот. Биофизика, 1966, т. II, № 1, с. 156–163.
82. Сагалович Б.М., Меркулова Г.Г. Изучение действия электромагнитных волн сверхвысокой частоты на вызванные потенциалы слуховых центров в связи с перспективами использования неадекватной слуховой стимуляции. Вестник оториноларингологии.— Медицина, 1974, № 4.
83. Сагалович Б.М., Симбирцева О.И. Возрастная характеристика эквивалентных порогов слышимости человека при костном проведении звуков в расширенном диапазоне частот.— Акуст. журн., 1978, XXIV, вып. 2, с. 307–309.
84. Сагалович Б.М. Слуховое восприятие ультразвука.— М.: Наука, 1988, 288 с.
85. Смиренин Б.А. Справочник по радиотехнике.— М.-Л.: Госэнергоиздат, 1950.
86. Справочник по биологии. Под ред. акад. АН СССР К.М. Сытника.— Киев: Науковадумка, 1985.

87. *Стивенс С.С.* Экспериментальная психология.— М., т. II, ил., 1963.
88. *Стрэттон Дж.* Теория электромагнетизма.— М.-Л.: Гостехтеориздат, 1948.
89. *Тигранян Р.Э., Парсаданян А.Ш.* Действие низкоинтенсивного импульсного СВЧ ЭМП на ритмику сокращений сердца лягушки. В сб.: «Биологическое действие электромагнитных полей». Тезисы докладов. Всесоюзный симпозиум.— Пушино, 1982, с. 12.
90. *Тигранян Р.Э., Тяжелов В.В.* Действие импульсного СВЧ ЭМП на параметры проведения возбуждения по нерву. В сб.: «Биологическое действие электромагнитных полей». Тезисы докладов. Всесоюзный симпозиум.— Пушино, 1982, с. 12.
91. *Тигранян Р.Э., Хафизов Р.З., Тяжелов В.В.* Действие низкоинтенсивного СВЧ ЭМП на нервно-мышечной препарат лягушки. В сб.: «Биологическое действие электромагнитных полей». Тезисы докладов. Всесоюзный симпозиум, Пушино, 1982, с. 14.
92. *Тигранян Р.Э.* Гипотеза об акустической природе механизма биологического действия импульсных СВЧ-полей. Пушино, Препринт, ОНТИ НЦБИ АН СССР, 1984, 33 с.
93. *Тигранян Р.Э.* Физико-техническая практика биологического эксперимента с СВЧ излучением. Монография.— Пушино. ОНТИ НЦБИ АН СССР, 1985, 130 с., ил.
94. *Тигранян Р.Э., Шорохов В.В.* К вопросу о физическом моделировании акустических эффектов при действии СВЧ полей на биологические системы. Биофизика, 1985, т. XXX, вып. 5, с. 894–899.
95. *Тигранян Р.Э., Шорохов В.В.* Физические основы слухового эффекта СВЧ. В сб.: «Биологические эффекты электромагнитных полей. Вопросы их использования и нормирования».— Пушино, ОНТИ НЦБИ АН СССР, 1986, с. 68–75.
96. *Тигранян Р.Э., Шорохов В.В.* Частотный диапазон слухового эффекта СВЧ, Биофизика, 1988, т. XXXIII, вып. 2, с. 349–350.
97. *Тигранян Р.Э., Шорохов В.В., Горохов А.И.* Двухконтурная резонансная модель радиозвука. ВИНТИ, №2506-1388. Деп. от 1 апреля 1988.
98. *Тигранян Р.Э., Шорохов В.В.* Физические основы слухового эффекта СВЧ. Монография.— Пушино, ОНТИ НЦБИ АН СССР, 1991, 131 с., ил.
99. *Тигранян Р.Э.* Модель механизма формирования костно-тканевой аудиограммы у человека и животных.— ВИНТИ, №970-В88. Деп. аннот. Биофизика, т. 33, вып. 3, 1988.
100. *Тигранян Р.Э.* Возможный механизм специфического действия импульсных СВЧ-полей. Биофизика, 1988, т. 35, вып. 4, с. 698–702.
101. *Тигранян Р.Э., Светлогорская И.Д., Вартамян И.А., Цирульников Е.М., Шорохов В.В.* Голова человека, как многорезонансная акустическая система.— ВИНТИ, № 6088-h89. Деп. 1989.

102. *Тигранян Р.Э., Шорохов В.В.* Спектральный анализ сферической модели радиозвука.— ВИНТИ, №1444-В89, 1989. Деп. аннот. Биофизика.
103. *Трофимов А.И.* Пьезоэлектрические преобразователи статических нагрузок.— М.: Машиностроение. 1979.
104. *Тяжелов В.В., Тигранян Р.Э., Хижняк Е.П.* Исследование звуковых эффектов высокочастотного электромагнитного импульсно-модулированного поля. Пущино, 1977, 8 с. Рукопись представлена ИБФ АН СССР. Деп.— ВИНТИ, 2 июня 1977, № 2049-77.
105. *Тяжелов В.В., Алексеев С.И.* Проблемы формирования представлений о первичных механизмах биологического действия высокочастотных электромагнитных полей. // Проблемы экспериментальной и практической электромагнитобиологии.— Пущино, ОНТИ НЦБИ АН СССР, 1983.
106. Физиология речи. Восприятие речи человеком.— Л.: Наука, 1976.
107. Физиология сенсорных систем. Руководство по физиологии, ч. 2.— Л.: «Наука», 1972.
108. *Фланаган Дж.* Анализ, синтез и восприятие речи.— М.: Связь, 1968.
109. *Фостер К.Р., Гай А.У.* Биологическое влияние МКВ-излучения. В мире науки, 1986, № 11, с. 4–13.
110. *Фрезер.* Лекции в ИБФ АН СССР.— Пущино, 1979.
111. *Харвей А.Ф.* Техника сверхвысоких частот.— М.: Советское радио, 1965.
112. *Харкевич А.А.* Спектры и анализ.— М.: Физматгиз, 1962.
113. *Хижняк Е.П., Тяжелов В.В.* Слуховые эффекты при действии импульсных ЭМИ. В сб.: «Биологические эффекты электромагнитных полей. Вопросы их использования и нормирования».— Пущино, ОНТИ НЦБИ АН СССР, 1986, с. 49–68.
114. *Холодов Ю.А.* Усп. физ. наук. 1982, № 2.
115. *Цвикер Э., Фельдкеллер Р.* Ухо как приемник информации.— М.: Связь, 1971.
116. *Чистович Л.А., Кляс Ю.А.* К анализу скрытого периода «произвольной реакции» на звуковые сигналы. Физиол. журн. СССР, 1962, т. 48, с. 899–906.
117. *Шахпаронов М.И.* Методы исследования теплового движения молекул и строение жидкости.— М.: МГУ, 1963.
118. *Швани Х.П.* СВЧ-биофизика. В кн. «СВЧ-энергетика», ред. Ок-ресс Э.— М.: Мир, 1971, с. 7–45.
119. *Швани Х.П., Фостер К.Р.* Воздействие высокочастотных полей на биологические системы: электрические свойства и биологические механизмы.— ТИИЭР, 1980, т. 68, № 1, с. 121–123.

120. *Шорохов В.В., Тигранян Р.Э., Машкин П.В.* Исследование особенностей эффекта радиозвука с помощью сферической модели. Биофизика, 1986, т. XXXI, вып. 4, с. 695–700.
121. *Шорохов В.В., Тигранян Р.Э.* Слуховые эффекты импульсных электромагнитных полей СВЧ.— Аналитический обзор. ВИНТИ, №7777-B88, деп., 1988. Аннот. Биофизика.
122. *Шорохов В.В., Тигранян Р.Э.* Резонансные характеристики головы человека и слуховые пороги по костному проведению.— Акустический журнал, т. 35, вып. 4, 1989, с. 760–762.
123. *Шумаков В.И., Штенгольд Е.Ш., Онищенко Н.А.* Консервация органов.— М.: Медицина, 1975.
124. *Шутилов В.А.* Основы физики ультразвука.— Л.: Изд-во Ленинградского университета, 1980.
125. Экспериментальная психология. // Под редакцией С.С. Стивенса.— М., 1963.
126. Электрофизиология сенсорных систем морских млекопитающих. От ред. акад. В.Е. Соколов.— М.: Наука, 1986.
127. *Эфрусси М.М.* Слуховые аппараты и аудиометры.— М.: Энергия, 1975.
128. *Эфрусси М.М.* Громкоговорители и их применение.— М.: Энергия, 1976.
129. *Ackerman E.* Biophysical Science. Englewood Cliffs. N.J., 1962.
130. Airborne Instruments Laboratory, USA. An Observation on the Detection by the Ear of Microwave Signals // Proc. IRE, 1956. V. 44, № 10. P. 2A.
131. *Andrews I.M., Straudberg M.W.P.* Proc. IEEE, 1966, № 54, p. 523.
132. *Anne A. et al.* Relative microwave absorption cross section of biological significance. In: Biological effects of microwave radiation, v. 1, N.Y., Plenum Press, 1961, p.153.
133. *Atsuko M., Masao S.* Microwave Auditory Effects // J. Acoust. Soc. Jap. 1983. V. 39. № 4, p. 262–265.
134. *Aubry M., Causse I., Charanne L., Ann. Oto-Laryng (Paris), 1938, № 8, p. 689.*
135. *Baker A.M.* Sci. Amer., 1979, v. 240, p. 114.
136. *Békésy G. von.* Zur Theorie des Hörens bei der Schallaufnahme durch Knochenleitung, «Ann. Physik.», 1932, 13, 111–136.
137. *Békésy G. von.* Über den Einfluss der durch den Kouf und den Gehörgang bewirkten Schallfeldverzerrungen and die Hörschwelle, «Ann. Physik.», 1932, 14, 51–56.
138. *Békésy G. von.* Über die Schallaus breitung bei Knochenleitung. «Z.Hals.-Nas.-u.Ohrenheilk», 1941, 47, 430–442.
139. *Békésy G.* Experiments in Hearing. New York, Mc. Graw-Hill, 1960.

140. *Bilsen F.A., Ritsma R.J.* Some Parameters Influencing the Perceptibility of Pitch. // *J. Acoust. Soc. Amer.*, 1970, v. 47, p. 469–475.
141. *Borth David E., Cain Charles A.* Theoretical Analysis of Acoustic Signal Generation in Materials Irradiated with Microwave Energy // *IEEE Trans. Microwave Theory and Tech.*, 1977, vol. MMT-25, № 11, p. 944–954.
142. *Borup D.T. and Gandhi O.P.* Calculation of High-Resolution SAR Distributions in Biological Bodies Using the FFT Algorithm and Conjugate Gradient Method // *IEEE Trans. on Microwave Theory Tech.*, 1985, v. MMT-33, № 5.
143. *Cain C.A. and Rissman W.J.* Mammalian auditory responses to 3.0 GHz microwave pulsed // *IEEE Trans. Eng.*, 1978, v. 25, p. 288–293.
144. *Cain C.A., Rissman W.J.* Microwave Hearing in Mammals at 3.0 GHz. *Biological Effects of Electromagnetic Waves* // HEW Publication (FDA) 77-8010, 1976, v. 1, p. 79–88.
145. *Carstensen E.L., Miller M.W., Linke C.A.* *J.Biol.Phys.*, 1974, v. 2, p. 173–192.
146. *Chain A.H., Sigelmann R.A., Guy A.W., Lehmann J.F.* Calculation by the Method of Finite Differences of the Temperature Distribution in Layered Tissues // *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, 1973, vol. BME-20, № 2, p. 86–90.
147. *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.
148. *Chou C.-K., Guy A.W., Galambos R.* Microwave-Induced Cochlear Microphonics in Cats // *J. Microwave Power*, 1976, v. 11, № 2, p. 171–173.
149. *Chou C.K., Galambos R., Guy A.W. and Lovely R.H.* «Cochlear microphonics generated by microwave pulses», *J. Microwave Power*, 1975, vol. 10, p. 361–367.
150. *Chou C.K., Guy A.W. and Galambos R.* Microwave-Induced auditory response // *Biological Effects of Electromagnetic Waves*, edited by C.C. Johnson and M.L. Shore. Eds. HEW publication (FDA) 77-8010, 1976, p. 89–103.
151. *Chou C.K., Galambos R.* Middle-Ear Impairment and Microwave Hearing. In: *USNC/URSI Meeting*, Airlie, Va., 1977.
152. *Chou C.K., Guy A.W. and Galambos R.* Characteristics of Microwave-induced cochlear microphonics // *Rad. Sci.*, 1977, vol. 12, p. 221S–228S.
153. *Chou C.K., Guy A.W. and Galambos R.* Characteristics of Microwave-induced Cochlear Microphonics // *Radio Science*, 1977, v. 12, № 6(S), p. 221–227.

154. *Chou C.K. and Guy A.W.* Threshold Energy for hearing Microwave Pulses of 10 to 500 ms Durations // International Symposium on Biological Effects of Electromagnetic Waves. October 30-November 4, 1977.
155. *Chou C.K. and Guy A.W.* Microwave-Induced Auditory Response in Guinea Pigs: Relationship of threshold and Microwave pulse Duration. *Radio Science*, 1974, v. 14, № 6(S), p. 193-197.
156. *Chou C.-K., Galambos R.* Middle-Ear structures contribute little to Auditory Perception on Microwave // *J. Microwave Power*, 1979, v. 14, № 4, p. 321-326.
157. *Chou C.K., Guy A.W.* Auditory perception of radio-frequencies electromagnetic fields // *J. of Akoust. Soch. Amer.*, 1982, 71(6).
158. *Cobb St.* The cerebrospinal blood vessels. In book: *Cytology and cellular pathology of the nervous system*, 1932, v. 11, Ed. By *W. Penfield*, p. 578-610.
159. *Corso I.F.* Bone-conduction thresholds for sonic and ultrasonic frequencies // *J. Akoust. Soc. Amer.*, 1963, 35, p. 1738-1743.
160. *Constant P.C.* Hearing EM Waves. Digest of the Seventh international conferences on medical and biological engineering // Stockholm, Sweden, August 14-19, 1967, p. 349.
161. *Dirks D.D., Libarger S.F., Olsen W.O., Bilings B.L.* Bone Conduction Calibration: Cuzzents Status // *J. Speech and Hear. Disord*, 1979, v. 44, № 2, p. 143-155.
162. *Donald S., McRee and Howard Wachtel.* *Radiation Research*, 1980, 82, p. 536-546.
163. *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, № 3, p. 135-148.
164. *Engin A.E., King L.J.* Axisymmetric response of a fluid-filled spherical shell in free vibrations. *J. Biomechanics*, 1970, vol. 3, № 1, p. 11-22.
165. *Flemin J.* «Microwave radiation in relation to biological systems and neural activity» in «Biological effects of microwave radiation», v. 1, N.Y. Plenum Press, 1961, p. 229.
166. *Foster K.R., Finch E.D.* Microwave Hearing: Evidence for Thermo-acoustic Auditory Stimulation by Pulsed Microwaves // *Science*, 1974, v. 18, p. 256-258.
167. *Foster K.R. and Wiederhold M.L.* Auditory responses in cats produced by pulsed ultrasound // *J. Acoust. Soc. Amer.*, 1978, vol. 63, № 4, p. 1199-1205.
168. *Frey A.H.* Auditory system Response to Radio Frequency Energy // *Aerospace Medicine*, 1961, v. 32, № 22.

169. *Frey A.H.* Human auditory system response to modulated electromagnetic energy // *J. Appl. Physiol.*, 1962, v. 17, № 4.
170. *Frey A.H.* Some effects on human subjects of ultra-high frequency radiation // *Amer. J. Med. Electronics*, 1963, v. 2, p. 28–31.
171. *Frey A.H.* A Restraint Device for Cats in a UHF Electromagnetic Energy Field // *Psico-Physiology*, 1966, v. 2, p. 381–383.
172. *Frey A.H.* Brain Stream Evoked Response Associated with Low-Intensity Pulsed UHF Energy // *J. Appl. Physiol.*, 1967, v. 23, № 6, p. 984–988.
173. *Frey A.H.* IEEE. Trans. on microwave Theory and Techniques, 1971, v. MTT-19, № 2, p. 153.
174. *Frey A.H., Feld S.R.* Avoidance by Rate of Illumination with Low Power Nonionizing Electromagnetic Energy // *J. Comparative and Physiological Psychology*, 1975, v. 89, № 2, p. 183–188.
175. *Frey A.H., Coren E.* Holographic Assessment of Hypothesized Microwave Hearing Mechanism // *Science*, 1979, v. 206, p. 232–234.
176. *Frey A.H. and Messenger R. Jr.* Human perception of illumination with pulsed ultra-high frequency electromagnetic energy *Science*, 1973, v. 181, p. 356–358.
177. *Frey A.H., Eichert E.S.* Psychophysical Analysis of Microwave Sound Perception // *J. Bioelectricity*, 1985, v. 4, № 1, p. 1–14.
178. *Ganzs M.T., Smith M.M., Koemond E.* High-Frequency Bekesy Auditory. V. Excursion width // *Audiology*, 1984, v. 23, № 6, p. 525–536.
179. *Gourney L.S.* Conversion of Electromagnetic to Acoustic Energy by Surface Heating. *J. of the Acoust. Soc. Of Amer.*, 1966, 40, 6, p. 1322–1330.
180. *Greenbaum A., Kerridge P.M.T., Ross E.Y.* *J. Laryng.*, 1939, v. 54, p. 88.
181. *Guo T.C., Guo W.W., Larsen L.E.* Microwave-Induced Thermoacoustic Effect in Dielectrics and its Coupling to External Medium – A Thermodynamical Formulation // *IEEE Trans.*, 1984, MTT-32, 8, p. 835–843.
182. *Guy A.W., Taylor E.M., Ashleman B. and Lin J.C.* Microwave interaction with the auditory systems of human and cats, presented at 1973. IEEE Microwave Symp., (Boulder, CO, June, 1973).
183. *Guy A.W., Chon C.K., Lin J.C., Christensen D.* Microwave induced acoustic effects in mammalian auditory systems and physical materials. *Ann. of the New York Academy of Sciences*, 1975, vol. 247, p. 194–218.
184. *Hjerssen D.L., Phillips R.D.* RH Lovely Perception and Response to Pulsed Microwave Radiation by Rats // *Abstracts Annual Meeting URSI. Amherst, Mas.*, 1976.
185. *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.

186. *Honruba V., Ward P.H.* Mechanism of production of Cochlear Microphonics // *J. Acoust. Soc. Amer.*, 1970, v. 60, № 6, p. 692–718.
187. *Jonson C.C., Guy A.W.* Nonionizing Electromagnetic Wave Effects in Biological Materials and Systems. *Proc. IEEE*, 1972, v. 60, № 6, p. 692–718.
188. *Johnson C.S.*, *J. Acoust. Soc. Amer.*, 1968, v. 43, 4.
189. *Johnstone B.M., Jates G.K.* Basilar membrane tuning curves in the guinea-pig. *J. Acoust. Soc. Amer.*, 1974, v. 55, p. 389–390.
190. *Jonson R.B., Myers D.I., Guy A.W., Lovely R.H., Galambos R.* Discriminative Control of Appetitive Behavior by Pules Microwave Radiation in Rats // *Biological Effects of Electromagnetic Waves. Selected Papers of the USNC/URSI Annual Mectings, Boulder, CO, Oct., 20–30; NEW Pullication (FDA) 77-8010*, 1976, v. 1, p. 238–247.
191. *Karlan M.S., Tondorf J., Khanna S.M.* Dual Origin of the Cochlea Microphonics: Inner and Outer Hair Cells // *Ann. Otol-Rhinol-Laringol*, 1972, v. 81, p. 696–704.
192. *King N.W., Juste D.R., Clarke R.L.* Behavioral Sensitivity to Microwave Radiation // *Science*, 1971, v. 172, p. 398–401.
193. *Khalil T.B., Viano D.C. and Smith D.L.* Experimental analysis of the vibrational characteristics of the human skull. *J. of Sound and Vibrations*, 1979, v. 63 (3), p. 351–376.
194. *Khalil T.B. and Viano D.C.* Comparison of human skull and spherical shell vibrations – implications for head injury modeling. *J. of Sound and Vibrations*, 1982, v. 82 (1), p. 95–110.
195. *Khizhniak E.P., Thyazelov V.V., Shorochov V.V.* Some peculiarities and possible mechanism of auditory sensations evoked by pulsed electromagnetic irradiation. *Activ. Nerv. Sup. (Praha)*, 1979, 21, № 4, p. 247–251.
196. *Khizhniak E.P., Shorochov V.V., Thyazhelov V.V.* Two types of microwave auditory sensation and their possible mechanisms. *Symposium URSI «Ondes Electromagnetics et Biologie», Jony-en-Joses, Julet, 1980, France.*
197. *Kritikos H.N., Schwan H.P.* Hot Sports Generated in Conducting Spheres by Electromagnetic Waves and Biological Implication // *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1972, v. BME-19 (1), p. 53–58.
198. *Lebovitz R.M. and Seaman R.L.* Microwave hearing: the response of single aceditory neurons in the cat to pulsed microwave radiation, *Rad. Sci.*, 1977, v. 12, p.229S–236S.
199. *Lebovitz R.M. and Seaman R.L.* Single auditory unit responses to weak, pulsed microwave radiation, *Brain Res.* 1977, vol. 126, p. 370–375.
200. *Lilly J.C., Miller A.M.* Sounds emitted by the bottlenose delphin // *Science*, 1961, v. 133, p. 3493.

201. *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 Meeting // Boulder, CO, 1975, v. 1, p. 36–47.
202. *Lin J.C.* Further Studies in the Microwave Auditory Effects // IEEE Trans. Microw. Theory Tech., 1977, v. MTT-25, № 11, p. 938–943.
203. *Lin J.C.* Theoretical Calculation of Frequency and Thresholds of Microwave-Induced Auditory Signals // Radio Science, 1977, v. 12, № 6 (S), p. 237–242.
204. *Lin J.C., J-L. Su, Wang Y.* Microwave-Induced Theoretical Pressure Waves Propagation in the Cat Brain // Bioelectromagnetics, 1988, v. 9, p. 141–147.
205. *Lin J.C., Meltzer R.I., Redding F.K.* Microwave-evoked brainstem auditory responses. Pross. San. Diego Biomed. Symp., 1978, vol. 17, p. 461–465.
206. *Lin J.C.* Microwave Auditory Effects and Applications. Springfield, IL: C.C. Thomas, 1978.
207. *Lin J.C., Chan K.H.* Microwave Thermoelastic Tissue Imaging — System Design. // IEEE Trans. on Microwave Theory and Techniques 1984, v. MMT-32, № 8.
208. *Linder L.* The effect of stellate ganglion block on cerebral circulation in cerebrovascular accidents // Acta med. Scand., 1955, 151, 1, 201.
209. *Lowy K.* Cancellation of the electrical cochlear response with air-conducted and boneconducted sound // J. acoust. Soc. Amer., 1942, 14, p. 156–158.
210. *Ludvig G.D.* The Velocity of Sound through Tissues and Acoustic Impedance of Tissues // J. Acoust. Soc. Amer., 1950, v. 22, № 6, p. 862–866.
211. *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, № 6, p. 1540–1547.
212. *Miller G.A.* The masking of speech, Psychol. Bull, 1947, 44, p. 105–129.
213. *Miller G.A., Lickider J.R.* The intelligibility of interrupted speech // J. acoust. Soc. Amer., 1950, 22, p. 167–173.
214. *Miller G.A., Heise G.A. and Lichten W.* The Intelligibility of Speech as a Function of the Context of the Test Materials. J. Exptl. Psychol., 1951, 41, p. 329–335.
215. *Nixon C.M., von Gierke H.E.* Experiments on the Bone-conduction Threshold in a Free Sound // J. Acoust. Soc. Amer., 1959, v. 31, № 8, p. 1121–1125.
216. *Ohyama K., Kusakari J., Takasaka T.* Cochlear and Brainstem Response Evoked by Ultrasonic Vibration. Audiology Japan, 1982, 25, p. 79–83.

217. *Ohyama K., Kusakari J. and Kawamoto K.* Ultrasonic electrocochleography in guinea pig. *Hearing Research*, 1985, 17, p. 143–151.
218. *Olsen R.G., Lui J.C.* Microwave Pulse Induced Acoustic Resonances in Spherical Head Models // *IEEE Trans. Microw. Theory and Tech.*, 1981, v. MTT-29, № 10, p. 1114–1117.
219. *Olsen R.G., Lin G.C.* Microwave-induced pressure waves in mammalian brains // *IEEE Trans. Biomedical Engineering BME-30*, 1983, № 5, p. 289–293.
220. *Ruggero M.A., Robles L., Rich N.* Basilar Membrane Mechanics at the Base of the Shinshilla Cochlea. II. Responses to Low-Frequency Tones and Relationship to Microphonics and Spike Initiation in the VIII Nerve // *J. Acoust. Soc. Amer.*, 1986, v. 80, № 5, p. 1375–1391.
221. *Rhode W.S., Deisler C.D.* Measurement of the amplitude and phase of vibration of the basilar membrane using the Mëssbauer effect // *J. Acoust. Soc. Amer.*, 1970, v. 47, p. 60.
222. *Schouten J.F.* Proc. of koninklijke Nederlandsche Akademie van Wetenschappen, 1940, 43, 3, p. 356.
223. *Schouten J.F.* Philips Techn. Rev., 1940, 5, p. 286.
224. *Schouten J.F., Ritsma R.J., Cardoso B.L.* Pitch of the Residue // *J. Acoust. Soc. Amer.*, 1962, v. 34, p. 1418–1424.
225. *Seaman R.L., Everette C.* Sounds Produced by the Localized Absorption of Pulsed Microwave Energy // *Acoust. Lett.*, 1980, v. 3, № 12, p. 208–211.
226. *Seaman R.L., Lebovitz R.M.* Auditory Unit Responses to Single-Pulsed Microwave Stimuli // *Hearing Research*, 1987, v. 26, p. 105–116.
227. *Sharp J.C., Grove H.M., Gaudhi O.P.* Generation of Acoustic Signals by Pulsed Microwave Energy // *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, 1974, v. MTT-22, p. 583–584.
228. *Sullivan L.A., Cotlieb C.C., Hodges W.E.* Shift of bone conduction threshold on occlusion of the external ear canal. *Laryngoscope*, 1947, v. 57, p. 690–703.
229. *Stevens S.S., Miller J., Truscott J.* The masking of speech by sine waves, square waves, and regular and modulated pulses // *J. Acoust. Soc. Amer.*, 1946, 18, p. 418–424.
230. *Stverak I., Marha K., Pařkova 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.
231. *Talor E.M. and Ashleman B.T.* Analysis of the central nervous involvement in the microwave auditory effect, *Brain Res.*, 1974, v. 74, p. 201–208.
232. *Trautwein W.U., Gottstein and Federschmidt K.* *Pflüger Archivges. Physiol.*, 1954, v. 258, № 3, p. 242.

233. *Tyazhelov V.V., Alekseev S.I., Faizova L.Kh., Chertischev V.V.* Symposium URSI «Ondes Electromagnetiques et Biologie». John-en-Josas. Jullet, 1980.
234. *Tyazhelov V.V., Tigranian R.E., Khizhiak E.P., Akoev I.G.* Radio Science, 1979, v. 14, № 6S, p. 259–263.
235. *Waver E.G.* Electrical Potentials of the Cochlea // *Physiol. Rev.*, 1966, v. 46, p. 102–127.
236. *Waver E.G.* Theory of Hearing. N.Y., 1049.
237. *White R.M.* Generation of Elastic Waves by Transient Surface Heating. *J. of Appl. Phys.*, 1963, 34, 12, p. 3559–3567.
238. *Wilkinson I.P.* Natural frequency of closed spherical shells // *J. of the Acoust. Soc. Of America*, 1965, 38, 3670368.
239. *Wilson J.J., Johnstone J.R.* Basilar membrane and middle-ear vibration in guinea-pig measured by capacitive probe // *J. Acoust. Soc. Amer.*, 1975, v. 57, p. 705–715.
240. *Wilson J.B.* Resonances in the Auditory Nerve to Pulsed, CW and Sinusoidally Modulated Microwave Radiation // *Bioelectromagnetics*, 1980, v. 1, p. 237.
241. *Wilson B.S., Joines H.T.* Mechanism and Physiologic Significance of Microwave action on the Auditory System // *J. Bioelectricity*, 1985, v. 4, № 2, p. 495–525.
242. *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 [14C]-2-deoxy-D-Glucose // *Brain Research*, 1980, v. 187, p. 291–306.
243. *Wilson B.S., Hobler J.B., Casseday J.H., Joines W.T.* Spectral Content of Microwave-Induced Auditory Stimuli as Demonstrated by [14C]-2-D-Glucose Uptake at the Inferior Colliculus // *Bioelectromagnetics Abstracts*, 1983, v. 5, p. 46.
244. *Young I.M.* Descending and Ascending Bekesy Thresholds with Various Attenuation Rates and off-Rimes // *J. Auditory Res.*, 1970, v. 10, p. 356–362.
245. *Young I.M., Lowry L.D., Menduke H.* A Bekesy Descending Only Procedure: Effects of Attenuation Rate and Step Size, and Starting Level // *J. Auditory Res.*, 1985, v. 25, p. 201–208.
246. *Young I.M., Lowry L.D.* Ascending and Descending Thresholds of pure tones // *J. Acoust. Soc. Amer.*, 1986, v. 80 suppl. 1, p. 123.

ИЗДАТЕЛЬСТВО «РАДИОСОФТ»

http://www.radiosoft.ru e-mail: info@radiosoft.ru

Отдел реализации

тел./факс: (499) 177-4720 e-mail: real@radiosoft.ru

Адрес и телефон для заявок на книги по почте:

109125 Москва, Саратовская ул., д. 6/2,

издательство «РадиоСофт»

тел: (495) 972-3639 e-mail: post@radiosoft.ru

**ТИГРАНЯН
РОБЕРТ ЭДМОНДОВИЧ**

**ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ
БИОНИЧЕСКОГО КАНАЛА СВЯЗИ
НА СВЧ**

Ответственный за выпуск *А. А. Халоян*

Редактор *М. В. Толмачева*

Компьютерная верстка *О. В. Розанова*

Дизайн обложки *Л. К. Абдрашитова*

Сдано в набор 11.02.2011. Подписано в печать 07.10.2011

Формат 84x108/32. Гарнитура «Times New Roman»

Бумага офсетная. Печать офсетная. Печ. л. 10,375. Тираж 500 экз.