

Министерство образования и науки Российской Федерации
федеральное государственное автономное образовательное учреждение
высшего образования
**«НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
ТОМСКИЙ ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ»**

Институт неразрушающего контроля
Направление подготовки (специальность) «Биотехнические системы и технологии»
Кафедра промышленной и медицинской электроники

МАГИСТЕРСКАЯ ДИССЕРТАЦИЯ

Тема работы
Разработка базы знаний «Основы взаимодействия физических полей с биообъектами»

УДК _612.115.2-047.37

Студент

Группа	ФИО	Подпись	Дата
1ДМ51	Гимранова Олеся Владимировна		

Руководитель

Должность	ФИО	Учебная степень, звание	Подпись	Дата
профессор кафедры ПМЭ	Пеккер Яков Семёнович	к.т.н., профессор		

КОНСУЛЬТАНТЫ:

По разделу «Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение»

Должность	ФИО	Учебная степень, звание	Подпись	Дата
ассистент	Баннова Кристина Алексеевна	к.э.н		

По разделу «Социальная ответственность»

Должность	ФИО	Учебная степень, звание	Подпись	Дата
ассистент	Мезенцева Ирина Леонидовна			

ДОПУСТИТЬ К ЗАЩИТЕ:

Зав. кафедрой	ФИО	Учебная степень, звание	Подпись	Дата
доцент	Губарев Федор Александрович	к.ф-м.н		

Томск – 2017г.

Министерство образования и науки Российской Федерации
федеральное государственное автономное образовательное учреждение
высшего образования
**«НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
ТОМСКИЙ ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ»**

Институт неразрушающего контроля
Направление подготовки (специальность) «Биотехнические системы и технологии»
Кафедра промышленной и медицинской электроники

УТВЕРЖДАЮ:
Зав. кафедрой

(Подпись) _____
Губарев Ф.А. (Дата)

ЗАДАНИЕ
на выполнение выпускной квалификационной работы

В форме:

Магистерской диссертации

(бакалаврской работы, дипломного проекта/работы, магистерской диссертации)

Студенту:

Группа	ФИО
1ДМ51	Гимрановой Олесе Владимировне

Тема работы:

Разработка базы знаний «Основы взаимодействия физических полей с биообъектами»

Утверждена приказом директора (дата, номер)

Срок сдачи студентом выполненной работы:

ТЕХНИЧЕСКОЕ ЗАДАНИЕ:

Исходные данные к работе

(наименование объекта исследования или проектирования; производительность или нагрузка; режим работы (непрерывный, периодический, циклический и т. д.); вид сырья или материал изделия; требования к продукту, изделию или процессу; особые требования к особенностям функционирования (эксплуатации) объекта или изделия в плане безопасности эксплуатации, влияния на окружающую среду, энергозатратам; экономический анализ и т. д.).

Учебная литература, периодические издания, интернет-ресурсы; непрерывный режим работы;

<p>Перечень подлежащих исследованию, проектированию и разработке вопросов</p> <p><i>(аналитический обзор по литературным источникам с целью выяснения достижений мировой науки техники в рассматриваемой области; постановка задачи исследования, проектирования, конструирования; содержание процедуры исследования, проектирования, конструирования; обсуждение результатов выполненной работы; наименование дополнительных разделов, подлежащих разработке; заключение по работе).</i></p>	<p>Обобщение материала в единую, системную базу знаний, в которой структурирование информации происходит по единообразной модели для каждого раздела.</p>
--	---

Консультанты по разделам выпускной квалификационной работы

(с указанием разделов)

Раздел	Консультант
Раздел ВКР на английском языке	Ермакова Янина Викторовна
Социальная ответственность	Мезенцева Ирина Леонидовна
Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение	Баннова Кристина Алексеевна

Названия разделов, которые должны быть написаны на русском и иностранном языках:

II Глава. Механические колебания.

1. Физика акустических колебаний;

2. Звуковые механорецепторы и вестибулярный аппарат;

3. Методики воздействия механическими колебаниями.

<p>Дата выдачи задания на выполнение выпускной квалификационной работы по линейному графику</p>	
--	--

Задание выдал руководитель:

Должность	ФИО	Учебная степень, звание	Подпись	Дата
Профессор кафедры ПМЭ	Пеккер Яков Семёнович	К.т.н., профессор		

Задание принял к исполнению студент:

Группа	ФИО	Подпись	Дата
1ДМ51	Гимранова Олеся Владимировна		

Планируемые результаты обучения по ООП.

Код результата	Результат обучения (выпускник должен быть готов)	Требования ФГОС, критериев и/или заинтересованных сторон
<i>Профессиональные компетенции</i>		
Р1	Применять глубокие специальные естественнонаучные, математические, социально-экономические и профессиональные знания в инновационной инженерной деятельности при разработке, производстве, исследовании, эксплуатации, обслуживании и ремонте современной биомедицинской и экологической техники	Требования ФГОС (ОК-2, ОПК-2) ¹ , Критерий 5 АИОР (п. 5.2.1), согласованный с требованиями международных стандартов <i>EUR-ACE</i> и <i>FEANI</i>
Р2	Ставить и решать инновационные задачи инженерного анализа и синтеза с использованием специальных знаний, современных аналитических методов и моделей	Требования ФГОС (ОПК-1, 3; ПК-1 – 4), Критерий 5 АИОР (п. 5.2.2), согласованный с требованиями международных стандартов <i>EUR-ACE</i> и <i>FEANI</i>
Р3	Выбирать и использовать необходимое оборудование, инструменты и технологии для ведения инновационной практической инженерной деятельности с учетом экономических, экологических, социальных и иных ограничений	Требования ФГОС (ОК-9, ПК-10, 14, 18). Критерий 5 АИОР (пп. 5.2.3, 5.2.5), согласованный с требованиями международных стандартов <i>EUR-ACE</i> и <i>FEANI</i>
Р4	Выполнять комплексные инженерные проекты по разработке высокоэффективной биомедицинской и экологической техники конкурентоспособной на мировом рынке	Требования ФГОС (ОК-2, 3; ПК-5 – 11, 14), Критерий 5 АИОР (пп. 5.2.3, 5.2.5), согласованный с требованиями международных стандартов <i>EUR-ACE</i> и <i>FEANI</i>
Р5	Проводить комплексные инженерные исследования, включая поиск необходимой информации, эксперимент, анализ и интерпретацию данных с применением глубоких специальных знаний и современных методов для достижения требуемых результатов в сложных и неопределенных условиях	Требования ФГОС (ОК-2, 3; ОПК-5, ПК-1 – 4). Критерий 5 АИОР (пп. 5.2.2, 5.2.4), согласованный с требованиями международных стандартов <i>EUR-ACE</i> и <i>FEANI</i>
Р6	Внедрять, эксплуатировать и обслуживать современное высокотехнологичное оборудование в предметной сфере биотехнических систем и технологий, обеспечивать его высокую эффективность, соблюдать правила охраны здоровья и безопасности	Требования ФГОС (ОПК-1, 2), Критерий 5 АИОР (пп. 5.2.5, 5.2.6), согласованный с требованиями международных стандартов <i>EUR-ACE</i>

	труда, выполнять требования по защите окружающей среды	и FEANI
<i>Универсальные компетенции</i>		
P7	Использовать глубокие знания в области проектного менеджмента для ведения инновационной инженерной деятельности с учетом юридических аспектов защиты интеллектуальной собственности	Требования ФГОС (ОПК-2; ПК-14, 15). Критерий 5 АИОР (п. 5.3.1), согласованный с требованиями международных стандартов EUR-ACE и FEANI
P8	Владеть иностранным языком на уровне, позволяющем активно осуществлять коммуникации в профессиональной среде и в обществе, разрабатывать документацию, презентовать и защищать результаты инновационной инженерной деятельности	Требования ФГОС (ОК-1), Критерий 5 АИОР (п. 5.3.2), согласованный с требованиями международных стандартов EUR-ACE и FEANI
P9	Эффективно работать индивидуально и в качестве члена и руководителя команды, состоящей из специалистов различных направлений и квалификаций, с делением ответственности и полномочий при решении инновационных инженерных задач	Требования ФГОС (ОК-3, ОПК-3; ПК-3, 12, 13), Критерий 5 АИОР (п. 5.3.3), согласованный с требованиями международных стандартов EUR-ACE и FEANI
P10	Демонстрировать личную ответственность, приверженность и готовность следовать профессиональной этике и нормам ведения инновационной инженерной деятельности	Критерий 5 АИОР (п. 5.3.4), согласованный с требованиями международных стандартов EUR-ACE и FEANI
P11	Демонстрировать глубокие знание правовых, социальных, экологических и культурных аспектов инновационной инженерной деятельности, компетентность в вопросах охраны здоровья и безопасности жизнедеятельности	Критерий 5 АИОР (п. 5.3.5), согласованный с требованиями международных стандартов EUR-ACE и FEANI
P12	Самостоятельно учиться и непрерывно повышать квалификацию в течение всего периода профессиональной деятельности	Требования ФГОС (ОК-2, 4; ОПК-4), Критерий 5 АИОР (п.5.3.6), согласованный с требованиями международных стандартов EUR-ACE и FEANI

Оглавление

Введение	8
1 Глава Электромагнитное поле	10
1 Физические основы излучения	10
2 Ионизирующее излучение	22
2.1 Ионизирующее излучение и его дозиметрия	22
2.1.1 Виды ионизирующего излучения	22
2.1.2 Дозиметрия ионизирующего излучения	26
2.1.3 Дозиметрические приборы	38
2.2 Взаимодействие рентгеновского и гамма-излучения с веществом	29
2.3 Физико-химические и биологические процессы взаимодействия ионизирующего излучения с биообъектами	35
2.4 Понятие о радиобиологии	42
2.5 Использование ионизирующего излучения в медицине	50
2.5.1 Рентгенологические исследования и рентгеновские аппараты. Методы визуализации	50
2.5.2 Ядерная медицина. Направления и методы	58
2.5.2.1 Аппаратура для радионуклидной диагностики	64
2.5.2.2 Аппаратура для лучевой терапии и хирургии	71
3 Неионизирующее излучение	80
3.1 Радиочастотный диапазон	81
3.1.1 Модели воздействия радиочастотного диапазона на биообъекты и применение в медицине	82
3.1 Терагерцовый диапазон	96
3.1.1 Влияние электромагнитных волн терагерцового диапазона на живые системы	98
3.1.2 Терагерцовое излучение в медицине	100
3.2 Оптический диапазон	103
3.2.1 Взаимодействие оптического излучения с биообъектами	103
3.2.2 Законы теплового излучения. Взаимодействие инфракрасного излучения с биообъектами	120
3.2.3 Использование неионизирующего излучения	

оптического диапазона в медицине	127
4 Электромагнитные свойства биотканей	144
4.1 Классификация электромагнитного излучения и его воздействие на биообъекты	151
2 Глава Механические колебания	160
1 Физика акустических колебаний	160
2 Звуковые механорецепторы и вестибулярный аппарат	164
3 Методики воздействия механическими колебаниями	175
4 Инфразвук	186
4.1. Биологическое действие инфразвуковых колебаний	186
4.2 Использование инфразвука в медицине	189
5 Слышимый звук	192
6 Ультразвук	198
6.1 Физика УЗ и его получение	198
6.2 УЗ воздействие на организм человека	211
6.3 Методы УЗ диагностики	221
6.4 УЗ терапия	232
3 Глава Гравитация	243
1 Гравитационное поле Земли	245
2 Взаимодействие гравитационного поля с биообъектами	254
3 Влияние космофизических факторов на некоторые физиологические параметры	262
4 Гравитационная терапия	264
4 Глава Тепловое поле	269
1 Виды тепловых воздействий.	270
2 Тепловая терапия	277
Список используемых источников	283
Приложение А Mechanical vibrations	288
Приложение В Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение	305
Приложение С Социальная ответственность	317

Введение

На кафедре промышленной и медицинской электроники ведется разработка аппаратов и методик для физического воздействия с лечебными и диагностическими целями, разработка моделей, критериев и алгоритмов для оптимизации такого воздействия. Выпускникам кафедры необходимы знания и навыки, позволяющие оценить информативность методов и алгоритмов диагностики и мониторинга, создать новые технические методы и средства для диагностики и лечения.

Существующие учебные пособия зачастую посвящены одному из видов полей, настоящая база знаний является более универсальной, хотя и возможно менее полной. Но мы и не ставили перед собой задачи дать учащимся глубокие знания по всем видам физических взаимодействий с биообъектами. Цель данной работы – обобщить материал в единую, системную базу знаний для формирования мировоззрения студентов и обучения фундаментальным основам проектирования медицинских аппаратов.

В соответствии с принципом Ле Шателье, если на систему, находящуюся в устойчивом равновесии, воздействовать извне, изменяя какое-либо из условий равновесия, то в системе усиливаются процессы, направленные на компенсацию внешнего воздействия. В нашей работе впервые представлено взаимодействие физических полей с биообъектами единообразно по одной методике. Воздействие впервые рассматривалось по трем направлениям – энергия, информация и перенос вещества, а так же рассмотрены реакции биообъектов на внешнее воздействие.

Знания о взаимодействии внешних физических полей с системами организма позволяют корректно ставить задачи создания нового поколения интеллектуальной медицинской аппаратуры для терапии, хирургии и диагностики. На основе полученных фундаментальных биофизических и

медико-биологических знаний инженеры могут предложить также методики клинического применения медицинской техники.

В базе знаний рассмотрены основы биомедицинских систем, все виды электромагнитных излучений, гравитационное воздействие, акустические волны и тепловое излучение. При рассмотрении воздействий упомянутых полей на биологические объекты, рассматривается отклик биообъекта на воздействие в целом. Затем рассматриваются возможные модели воздействия.

Материал разбит на четыре главы. Глава 1 содержит наибольший объем и посвящена взаимодействию электромагнитного излучения с биообъектами. Дается классификация электромагнитного излучения, рассмотрены физические и физико-химические механизмы действия электромагнитного излучения на биообъекты и реакция биообъектов на воздействие электромагнитного излучения на различных системных уровнях (от первичных взаимодействий до организменного отклика). В главе 1 рассмотрены ионизирующие излучения, радиочастотный, терагерцовый и оптический диапазоны электромагнитного поля.

Вторая глава посвящена акустическим полям (включая слышимый звук, инфразвук и ультразвук), их взаимодействию с биообъектами и дается обзор применений акустики в медицинской практике — в хирургии, терапии и диагностике.

В главе 3 рассмотрено гравитационное воздействие на биосистемы. Изложены физические основы явления, отклик биообъектов на воздействие и применение поля в медицине.

Четвертая глава является попыткой систематизировать имеющиеся знания о тепловом поле. К настоящему времени имеется только разрозненная литература по данному вопросу.

В каждой главе присутствуют примеры по ходу изложения и возможности использования рассматриваемого поля в медицине.

Глава 1 Электромагнитное поле

1 Физические основы излучения. Волновая и квантовая природа электромагнитного излучения

Электромагнитное излучение представляет собой важнейшее из полей, взаимодействующих с биообъектами. Это обусловлено тем, что все живое на Земле, как и она сама, существует при необходимом условии воздействия излучения Солнца. В процессе эволюции живые организмы многократно адаптировались к изменяющейся «электромагнитной обстановке». На Земле обитает около полутора миллионов видов живых организмов, и все они существуют благодаря солнечному излучению [1].

Наличие электромагнитного поля как особой формы существования материи не подлежит сомнению. Оно является наиболее изученным и широко используемым в человеческой деятельности видом физических полей [2]. Однако следует отметить, что в XX в. условия на Земле оказались весьма отличными от тех, с которыми живые организмы сталкивались в течение многих миллионов лет эволюции: появилось множество антропогенных излучений.

Повышенный по сравнению с естественным фоном уровень электромагнитного излучения связан с появлением на Земле дополнительных источников электромагнитных полей, число которых непрерывно возрастает. В принципе объекты могут выработать общий адаптационный синдром (типа стрессовой реакции) либо адаптироваться к воздействию дополнительного излучения, как, например, при фотосинтезе. Прошедший век, очевидно, представляет собой слишком маленький срок для реализации столь масштабной программы, но задумываться над этой проблемой необходимо уже сейчас [2]. В настоящее время изучение взаимодействия электромагнитных полей с биообъектами приобрело особую актуальность.

Напомним основные свойства электромагнитных волн. Электромагнитное излучение обладает как волновыми, так и квантовыми свойствами (проявляет корпускулярно-волновой дуализм) [3]. Согласно теории Максвелла, напряженности \mathbf{E} и \mathbf{H} переменного электромагнитного поля в однородной, изотропной и непроводящей среде описываются следующими волновыми уравнениями:

$$\Delta \mathbf{E} - \varepsilon \varepsilon_0 \mu \mu_0 \frac{\partial^2 \mathbf{E}}{\partial t^2} = 0, \quad \Delta \mathbf{H} - \varepsilon \varepsilon_0 \mu \mu_0 \frac{\partial^2 \mathbf{H}}{\partial t^2} = 0.$$

Здесь $\Delta = \partial^2 / \partial x^2 + \partial^2 / \partial y^2 + \partial^2 / \partial z^2 = \partial^2 / \partial r^2$ оператор Лапласа; ε, μ — диэлектрическая и магнитная проницаемость среды; ε_0, μ_0 — диэлектрическая и магнитная постоянные.

Решения этих волновых уравнений имеют вид:

$$\mathbf{E}(\mathbf{r}, t) = E_{\max} \sin(\omega t - \mathbf{k}\mathbf{r}); \quad \mathbf{H}(\mathbf{r}, t) = H_{\max} \sin(\omega t - \mathbf{k}\mathbf{r}),$$

где \mathbf{r} — радиус-вектор точки наблюдения; t — время; E_{\max}, H_{\max} — амплитуды электрического и магнитного полей; $\omega = 2\pi\nu$ — циклическая частота колебаний векторов напряженности электрического \mathbf{E} и магнитного \mathbf{H} полей (ν — частота этих колебаний); $|\mathbf{k}| = 2\pi / \lambda$ — волновой вектор; $\lambda = c/\nu$ — длина волны (c — скорость света в вакууме, $c = (\varepsilon_0 \mu_0)^{-1/2} = 2,9979 \cdot 10^8$ м/с).

Электромагнитные волны распространяются в пространстве с фазовой скоростью $v = c / \sqrt{\varepsilon\mu}$, являются поперечными: $(\mathbf{E}\mathbf{H}) = 0$; $\mathbf{E} \perp \mathbf{v}$; $\mathbf{H} \perp \mathbf{v}$; векторы \mathbf{E} и \mathbf{H} колеблются в одной фазе и образуют с вектором скорости правую тройку векторов, а их модули связаны соотношением

$$\sqrt{\varepsilon\varepsilon_0} \cdot E = \sqrt{\mu\mu_0} \cdot H.$$

Монохроматической называют волну, векторы \mathbf{E} и \mathbf{H} которой колеблются только с одной определенной частотой [3].

Одним из важнейших выводов теории Максвелла явилась электромагнитная природа света. Процессы, вызываемые светом в веществе, связаны с действием электромагнитного поля световой волны на заряженные частицы вещества электроны и ионы. Поскольку частота видимого и более

коротковолнового света достаточно велика ($\nu \sim 10^{15}$ Гц), то сколько-нибудь значительные по амплитуде вынужденные колебания могут совершать только электроны. Силу, действующую на электроны со стороны электромагнитного поля, $\mathbf{F} = -\{e\mathbf{E} + e[\mathbf{v}_1\mathbf{B}]\} = -e\{\mathbf{E} + \mu\mu_0[\mathbf{v}_1\mathbf{H}]\}$, называют обобщенной силой Лоренца. Здесь $(-e)$ и v_1 - заряд и скорость электрона; $B = \mu\mu_0 H$ - магнитная индукция электромагнитного поля. Абсолютная величина магнитной составляющей силы \mathbf{F} намного меньше ее электрической составляющей: $\mu\mu_0 |[\mathbf{v}_1\mathbf{H}]| \leq \mu\mu_0 v_1 H = E v_1 / v \ll E$, так как скорость распространения электромагнитной волны $v \sim 10^8$ м/с, а скорость электрона в атоме при вынужденных колебаниях под действием света $v_1 \sim 10^6$ м/с, следовательно, $\mathbf{F} \approx -e\mathbf{E}$.

Интенсивность электромагнитной волны I - физическая величина, численно равная энергии, которую переносит волна за единицу времени через единицу площади поверхности, расположенной перпендикулярно направлению распространения волны [4]:

$$I = \langle \mathbf{P} \rangle; I = \langle w \rangle v,$$

где \mathbf{P} — вектор Умова — Пойнтинга; $\langle w \rangle$ — среднее значение объемной плотности энергии поля волны; v - фазовая скорость волны. Для плоской линейно поляризованной монохроматической бегущей волны

$$I = \frac{1}{2} \sqrt{\frac{\varepsilon\varepsilon_0}{\mu\mu_0}} \cdot E_{\max}^2,$$

где E_{\max} - амплитуда колебаний вектора \mathbf{E} .

Волновая природа излучения наиболее отчетливо выражается в явлениях дифракции и интерференции. Для наблюдения этих явлений большое значение имеют временная и пространственная когерентность колебаний.

Временная когерентность — сохранение фазовых соотношений между колебаниями в одной и той же точке пространства в различные моменты времени [5]. *Пространственная когерентность* — сохранение фазовых соотношений между колебаниями, которые совершаются в один и тот же

момент времени в разных точках плоскости, перпендикулярной направлению распространения волны.

Волновой природой света объясняется также поляризация электромагнитного излучения. *Плоскополяризованным* называют свет, у которого вектор \mathbf{E} ориентирован преимущественно в одном направлении, так что через него и направление распространения волны можно провести плоскость (плоскость поляризации) [3]. Плоскость поляризации может изменять свое положение в процессе распространения волны, тогда ее координаты зависят от времени.

Степень поляризации определяется как

$$P = (I_{\parallel} - I_{\perp}) / (I_{\parallel} + I_{\perp}),$$

где I_{\parallel} и I_{\perp} — интенсивности света, пропущенного анализатором, ориентированным параллельно и перпендикулярно плоскости максимальной поляризации падающего света.

При рассмотрении элементарных взаимодействий необходимо представить свет в виде потока частиц (фотонов). Уравнение Планка для энергии фотона имеет вид

$$\varepsilon = h\nu = \frac{hc}{\lambda},$$

где h - постоянная Планка. Импульс фотона $p = h\nu/c = h/\lambda$.

Корпускулярными свойствами света удалось объяснить явление фотоэффекта (вылет электронов с поверхности металла в вакуум под действием света):

$$h\nu = A_{\text{вых}} + \frac{m_e v^2}{2},$$

где $A_{\text{вых}}$ - работа выхода электрона из металла; $\frac{m_e v^2}{2}$ - максимальная кинетическая энергия электрона после вылета из металла [5] (m_e - масса электрона), а также эффект Комптона (рассеяние рентгеновского и гамма-излучений в среде с изменением длины волны):

$$\lambda_{\text{расс}} - \lambda_{\text{пад}} = \lambda_{\text{к}}(1 - \cos\theta) = 2\lambda_{\text{к}}\sin^2(\theta/2).$$

Здесь $\lambda_{\text{расс}}$, $\lambda_{\text{пад}}$ - длины волн рассеянного и падающего излучений соответственно; θ — угол рассеяния; $\lambda_{\text{к}}$ - длина волны Комптона.

По мере развития квантовых представлений корпускулярно-волновой дуализм был распространен Луи де Бройлем и на частицы, в отличие от фотона имеющие массу покоя. Согласно предложенной де Бройлем теории, движение частицы (например, электрона) подобно волновому процессу с длиной волны $\lambda = h/(mv)$.

В 1927 г. гипотеза де Бройля получила подтверждение в опытах К. Дэвиссона и Л. Джермера [3] при наблюдении дифракции электронов на монокристалле никеля, а в 1928 г. — в экспериментах Дж. Томсона и П.С. Тартаковского по рассеянию пучка электронов на поликристаллической фольге. На фотопластинке, поставленной за фольгой, появилась картина с центральным пятном, окруженным интерференционными кольцами. Она с приемлемой точностью повторяла дифракционные картины для рентгеновского излучения. Из анализа электронограмм были получены значения λ , хорошо совпадающие с рассчитанными по формуле де Бройля. Дж. Томсон показал, что дифракционная картина образовывалась самими электронами, а не вторичным рентгеновским излучением, возбуждаемым ими: при включении магнитного поля вся дифракционная картина смещалась и искажалась.

В нерелятивистской квантовой механике движение частиц описывается волновой функцией $\psi(x, y, z, t)$, введенной Э. Шрёдингером.

Согласно теории Шрёдингера [6], вероятность нахождения частицы в некотором малом объеме $dx dy dz$ зависит от квадрата модуля волновой функции:

$$dW = |\psi|^2 dx dy dz.$$

Чтобы найти функцию ψ , необходимо решить основное уравнение нерелятивистской квантовой механики - уравнение Шрёдингера:

$$\Delta\psi + \frac{8\pi^2 m}{h^2} (\varepsilon - U_{\text{ном}})\psi = 0 ,$$

где ε - полная энергия частицы массой m в стационарном состоянии; $U_{\text{пот}}$ - потенциальная энергия частицы, определяемая силовым полем, в котором находится частица.

На решение уравнения Шрёдингера для функции ψ накладываются естественные ограничения: $\psi(\mathbf{r})$ и ее первые пространственные производные должны быть конечны, однозначны и непрерывны. Значения энергии ε , при которых уравнение Шрёдингера имеет решение, называют собственными значениями для уравнения Шрёдингера [6], а соответствующие им решения - собственными функциями. Собственные значения ε принимают за возможные значения энергии в стационарных состояниях. При энергии $\varepsilon < 0$ собственные значения ε образуют дискретный спектр, и частица совершает финитное движение в ограниченной части пространства (например, в потенциальной яме). При энергии $\varepsilon > 0$ энергетический спектр частицы непрерывен и движение частицы инфинитно.

Решение уравнения Шрёдингера для электрона в потенциальной яме приводит к конкретным возможным значениям волновой функции ψ и энергии, которую может иметь электрон при своем движении вокруг ядра атома. Соответственно и атом может иметь набор уровней возможных значений полной энергии, которые характеризуются квантовыми числами (главным, орбитальным, магнитным, спиновым и т. д.). Уравнение Шрёдингера для водородоподобного атома (частица, движущаяся в центральном силовом поле) имеет точное решение.

Еще до создания квантовой механики в 1913 г. теорию атома водорода и водородоподобных атомов предложил Н. Бор. Согласно этой теории [3], атом может поглощать и излучать кванты только определенной энергии (частоты):

$$h\nu_{nm} = \varepsilon_n - \varepsilon_m,$$

где ε_n , ε_m - энергии атома в состояниях с квантовыми числами n и m .

Теория Бора явилась предвестником квантовой механики, в соответствии с которой квантование энергии получается в результате решения уравнения Шрёдингера и сводится к правилу частот Бора.

Энергетические уровни молекул включают в себя уровни, соответствующие электронному, колебательному и вращательному движениям молекулы (рис.1). Энергетические состояния, в которых может находиться молекула, характеризуются системой волновых функций $\{\psi_n\}$, являющихся решениями уравнений Шрёдингера:

$$\hat{H} \psi_n = \varepsilon_n \psi_n,$$

где \hat{H} — полный квантовомеханический гамильтониан [6].

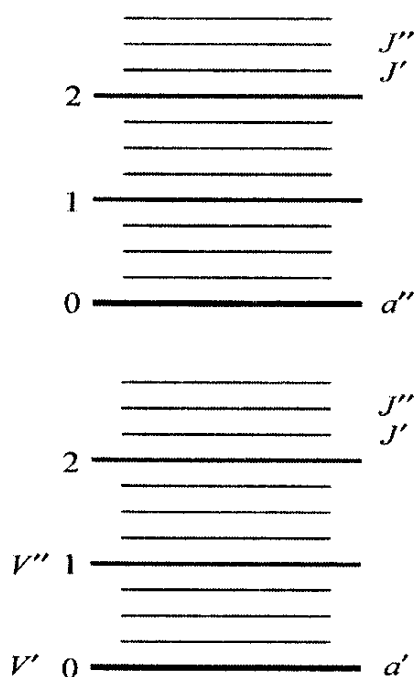


Рисунок 1 – Энергетические уровни молекул

Расстояние между электронными уровнями энергии (a' и a'') составляет несколько электрон-вольт, между соседними колебательными уровнями (V' и V'') — $10^{-2} \dots 10^{-1}$ эВ, между соседними вращательными уровнями (J' и J'') — $10^{-5} \dots 10^{-3}$ эВ (см.рис. 1).

Теоретическое описание структуры молекулярных уровней, на первый взгляд, кажется невыполнимым, поскольку даже более простые квантовомеханические задачи (например, описание движения двух электронов в поле ядра) не поддаются точному решению. Тем не менее обращение к трем фундаментальным задачам нерелятивистской квантовой механики (водородоподобный атом, гармонический осциллятор и плоский ротатор),

имеющим точное решение, позволяет построить физически оправданные модели расчета молекулярных спектров с вполне достаточной для практических применений точностью.

При поглощении фотона молекулой он взаимодействует с атомом или группой атомов и индуцирует переходы между квантовыми состояниями. Поглощение происходит при выполнении двух условий [1]:

- для данного состояния молекулы с энергией ε_m должно быть такое состояние с энергией ε_n , что $h\nu_{nm} = \varepsilon_n - \varepsilon_m$;

- между электрической составляющей падающего излучения и хромофором (молекулой, поглощающей свет) должно быть специфическое взаимодействие, которое приводит к изменению дипольного момента молекулы в процессе перехода, т. е. интеграл переходного момента, определяемый как $R_{mn} = \langle \psi_m | \hat{R} | \psi_n \rangle$, должен отличаться от нуля. Здесь ψ_n и ψ_m — волновые функции состояний n и m ; \hat{R} оператор электрического дипольного момента, $\hat{R} = e \sum_i \mathbf{r}_i$, (e — элементарный электрический заряд; \mathbf{r}_i — вектор, соответствующий оператору дипольного момента i -го электрона).

В случае, когда указанные два условия выполнены, вероятность поглощения пропорциональна $|R_{mn}|^2$. Если интеграл переходного момента (иначе называемый интегралом перекрытия) велик, переходы с высокой вероятностью поглощения считаются разрешенными. Если интеграл перекрытия равен нулю или пренебрежимо мал по сравнению с соответствующим интегралом пребывания молекулы в собственном состоянии, переход запрещен [1].

Уравнение Шрёдингера точно не решается даже для самых простых молекул. Поэтому для приближенного решения уравнения Шрёдингера наиболее часто применяют приближение Борна — Оппенгеймера в предположении, что волновая функция является факторизованной [6]:

$$\psi \approx \phi \chi S,$$

где φ , χ , S - электронная, ядерная, спиновая части волновой функции соответственно.

Тогда интеграл для R_{mn} распадается на орбитальную, колебательную и спиновую компоненты:

$$R_{mn} \approx \langle \varphi_m | \hat{R} | \varphi_n \rangle \langle \chi_m | \chi_n \rangle \langle S_m | S_n \rangle.$$

Смысл приближения Борна - Оппенгеймера достаточно прозрачен: с одной стороны, сложная задача нахождения молекулярных спектров сводится к совокупности трех классических задач квантовой механики: водородоподобный атом, гармонический осциллятор и плоский ротатор; с другой стороны, применяется традиционный прием решения уравнений математической физики, сводящий уравнение в частных производных к совокупности обыкновенных дифференциальных уравнений. В результате появляется возможность вычисления молекулярных спектров в совершенно безнадежной изначально ситуации.

Сформулируем общие «правила запрета» для переходов между уровнями энергии [6].

1. *Симметрия*. Переход будем считать запрещенным, если произведение симметричных частей φ_m и φ_n дает интеграл, являющийся нечетной функцией координат.

2. *Степень перекрытия*. Переход считается пространственно запрещенным, если две орбитали (φ_m и φ_n , которые участвуют в переходе, не имеют одновременно больших и находящихся в фазе амплитуд в одной и той же области пространства. Степень перекрытия характеризуется фактором Франка Кондона: время, необходимое для поглощения фотона и перехода электрона в возбужденное состояние, мало по сравнению с периодом колебаний ядер атомов, составляющих молекулу, поэтому за время поглощения фотона можно считать ядра неподвижными, а их кинетическую энергию и импульс неизменными. Вместе с тем в зависимости от соотношения между временем поглощения фотона (порядка 10^{-15} с) и периодом ядерных колебаний

(изменяющимся в диапазоне значений $10^{-13} \dots 10^{-10}$ с) степень перекрытия «электронных облаков» может быть с достаточной точностью оценена и выражена количественно в виде упомянутого фактора.

3. *Спин*. Переход запрещен по спину, $S_m \neq S_n$.

Последнее правило самое строгое, однако поскольку для больших молекул приближение Борна - Оппенгеймера выполняется неточно, т. е. факторизация волновой функции неполная, абсолютного запрета нет. Переход, запрещенный по спину, в $10^4 \dots 10^6$ раз менее вероятен, чем разрешенный [6]. По перекрытию это отношение вероятностей составляет $10 \dots 10^3$, по симметрии - $10 \dots 10^2$. Указанные запреты отражаются на времени жизни соответствующих состояний молекулы относительно рассматриваемого перехода.

Основное взаимодействие между электроном и ядром атома есть электронно-статическое взаимодействие их зарядов. Но поскольку электрон движется относительно ядра, возникает дополнительное взаимодействие, обусловленное спином электрона и нахождением электрона на разрешенной орбите. Его называют спин-орбитальным взаимодействием. Оно вызывает возмущение системы в целом. Расщепление энергетического уровня в результате спин-орбитального взаимодействия называют тонкой структурой уровня. Тонкая структура при отсутствии внешних магнитных и электрических полей не проявляется, поскольку указанное взаимодействие не изменяет собственных значений энергии электрона. Однако при наличии таковых она становится наблюдаемой (эффект Зеемана и эффект Штарка соответственно).

Совокупность подуровней, на которые может расщепляться рассматриваемый уровень, называют мультиплетом. В зависимости от числа подуровней мультиплета различают дублеты, триплеты, квартеты и т. д. Простые уровни, не расщепляющиеся на подуровни, называют синглетами [1].

Синглетное состояние - основное состояние большинства молекулярных систем. Это состояние, в котором все внешние электроны спарены.

Триплетное состояние - состояние с одним неспаренным электроном. Непосредственный переход синглет - триплет запрещен по спину. Триплет тем не менее может быть заселен за счет переворота спина электрона в возбужденном синглетном состоянии в вследствие спин-орбитальных взаимодействий. Этот процесс называется интеркомбинационной конверсией.

В зависимости от причины, вызывающей квантовый переход с испусканием фотона, различают спонтанное (внутренние причины) и вынужденное (индуцированное, вызванное взаимодействием фотона с возбужденной частицей) излучение [1]. Вероятность спонтанного перехода обратно пропорциональна времени жизни системы в данном квантовом состоянии.

Все тела испускают электромагнитные волны, интенсивность и степень поляризации которых в различных участках спектра определяются температурой тела и его поглощательной способностью в соответствии с законом Кирхгофа [7]. Такое излучение находится в термодинамическом равновесии с веществом и называется тепловым.

Отметим, что многие тела под влиянием внешних возбудителей излучают избыточную энергию, не определяющуюся температурой тела (свечение экранов, живых организмов и др.). Люминесценция - избыточное над тепловым излучение тела при данной температуре, имеющее длительность, значительно превышающую период колебаний (10^{-15} с) излучаемых световых волн[1]. Вещества, в которых возбуждается люминесценция, называются люминофорами. Различают несколько видов люминесценции по типу возбуждения, в том числе:

- фотолюминесценцию, возникающую при освещении люминофора видимым светом или ультрафиолетовым (УФ) излучением;
- рентгенолюминесценцию, которая появляется при облучении рентгеновскими или γ -лучами;
- хемилюминесценцию - свечение тел при химических реакциях;

- катодолюминесценцию — свечение люминофора при бомбардировке его электронами;
- радиолюминесценцию — свечение под действием излучений, имеющих место при радиоактивном распаде;
- электролюминесценцию - свечение люминофора под действием электрического поля и др.

Приведенные виды люминесценции ни в коем случае не исчерпывают их список, поскольку каждому из них посвящена обширная литература, и даже поверхностный ее обзор не входит в рамки данного курса.

Излучаемая при люминесценции атомами или молекулами энергия формирует спектр испускания, а поглощаемая спектр поглощения. Спектр испускания обычно смещен по отношению к спектру поглощения в сторону длинных волн (правило Стокса) [7].

Молекулярные спектры изучают экспериментально с помощью спектрографов и спектрометров со стеклянной (для видимой области) и кварцевой (для ультрафиолета) оптикой, в которой для разложения света в спектр применяют призмы или дифракционные решетки. Молекулярные спектры используют в спектральном анализе для определения состава и концентрации вещества [2].

Существуют также безизлучательные переходы. Они происходят при взаимодействии атома или молекулы с другими частицами, например в процессе столкновения. Различают неупругие столкновения, при которых изменяется внутреннее состояние атома и осуществляется безизлучательный переход, и упругие столкновения, происходящие с изменением кинетической энергии атома или молекулы, но с сохранением внутреннего состояния [6].

2 Ионизирующее излучение

2.1 Ионизирующее излучение и его дозиметрия

2.1.1 Виды ионизирующего излучения

Ионизирующие излучения попадают на Землю в виде космических лучей, возникают в результате распада атомных ядер, создаются искусственно, главным образом на ускорителях заряженных частиц. По определению, ионизирующее излучение представляет собой потоки частиц и квантов электромагнитного излучения, прохождение которых через вещество приводит к ионизации и возбуждению атомов и молекул [1]. При ионизации из электрических нейтральных атомов, молекул и других частиц образуются ионы. В случае, когда излучение - поток частиц с нулевой массой покоя, говорят о потоке рентгеновских или γ -квантов либо о синхротронном излучении (первый вид ионизирующего излучения). Если масса покоя частиц не равна нулю, излучение есть поток заряженных или нейтральных частиц, что свидетельствует о его корпускулярном характере (второй вид ионизирующего излучения)(см. рис 2). В любом из этих случаев излучение является ионизирующим при условии, что энергия кванта превышает энергию связи частиц среды [2].

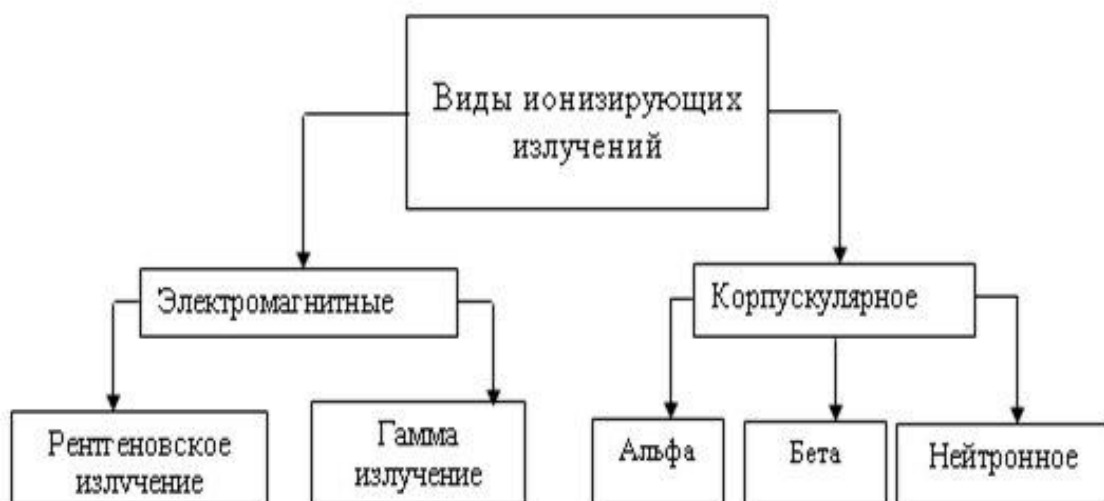


Рисунок 2 - Виды ионизирующих излучений

Ионизирующее излучение испускается радиоактивными веществами и включает в себя потоки альфа- и бета-частиц, протонов, нейтронов и других частиц, а также гамма-излучение, рентгеновское излучение. При взаимодействии ионизирующего излучения с веществом оно проявляет проникающую и ионизирующую способность [7].

Ионизирующая способность численно равна среднему числу пар ионов, образующихся при движении радиоактивной частицы в веществе на единице длины пробега. *Проникающая способность* – расстояние, которое проходит альфа- и бета – частицы в веществе до того момента, когда ее энергия станет равной средней энергии теплового хаотического движения окружающих ее частиц вещества.

Рентгеновское излучение и гамма-излучение (γ -излучение) – электромагнитное излучение высокой энергии, обладающее большой проникающей способностью. Ионизирующая способность значительно меньше, чем у α - и β -частиц. Рентгеновское излучение и γ -излучение ослабляются в результате взаимодействия с атомами и электронами среды. Часть энергии фотонов преобразуется в энергию вторичных заряженных частиц (электронов и позитронов), часть – в энергию вторичного фотонного излучения. Образовавшиеся при этом электроны ионизируют среду [1].

Главная роль в открытии и формировании научного направления, связанного с исследованиями ионизирующих излучений, принадлежит А. Беккерелю, П. Кюри и М. Склодовской – Кюри.

Рентгеновское излучение. По способу возбуждения среды его подразделяют на тормозное и характеристическое. *Тормозное излучение* представляет собой результат обратного фотоэффекта: кванты рентгеновского излучения образуются за счет кинетической энергии электронов, бомбардирующих металл [3].

Уравнение $eU = h\nu$ определяет максимальную частоту, с которой антикатод может испускать рентгеновское излучение при заданном напряжении U на трубке. При бомбардировке антикатада электроны тормозятся, вследствие

чего и возникает тормозное рентгеновское излучение. Спектр излучения, т. е. зависимость интенсивности излучения I от длины волны λ , является сплошным [3] из-за случайного характера переходов электронов атомов антикатада с уровня на уровень, как и спектр белого света (рис. 3), поэтому часто сплошное рентгеновское излучение называют белым. Почти вся энергия электронов при этом выделяется в виде теплоты, а в излучение преобразуется 1...3 % общей энергии [3].

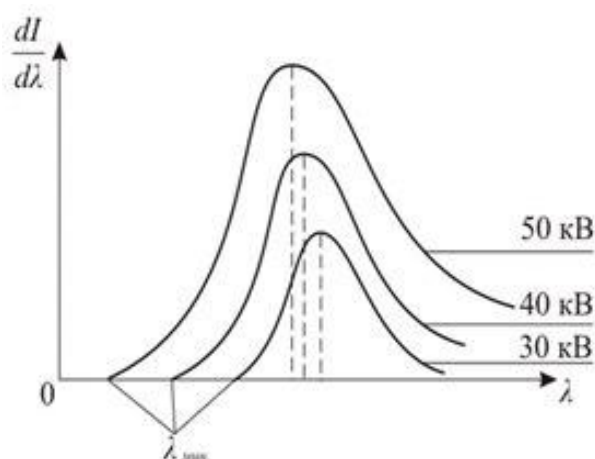


Рисунок 3 - Спектр тормозного рентгеновского излучения при напряжении на рентгеновской трубке 40 и 50 кВ

Длины волн $\lambda=0,02$ и $0,03$ нм определяют коротковолновую границу сплошного рентгеновского излучения. Минимальное значение $\lambda_{min}=hc/eU=12,40/U$, где напряжение измеряется в киловольтах. Длина волны λ_{min} не зависит от материала катода, определяется только напряжением на рентгеновской трубке и объясняется квантовой природой излучения.

Поток рентгеновского излучения определяется формулой $\Phi=kJU^2Z$, где $k=10^{-9}\text{В}^{-1}$ - коэффициент пропорциональности; J и U - сила тока в рентгеновской трубке и напряжение соответственно; Z - порядковый номер атома вещества анода в Периодической системе элементов Д. И. Менделеева [3]. В случае превышения определенного уровня напряжения, зависящего от материала антикатада, на сплошное рентгеновское излучение накладываются узкие спектральные линии, составляющие *характеристическое излучение* анода

(рис.4). Спектр такого излучения линейчатый. Длина волны спектральных линий зависит только от материала антикатада.

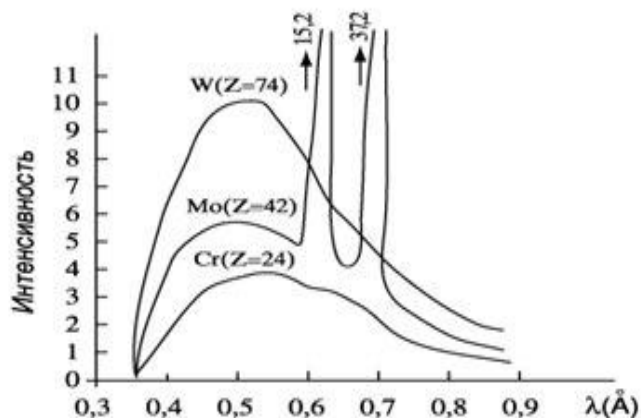


Рисунок 4 - Спектр характеристического излучения анода при напряжении на рентгеновской трубке $U = 35$ кВ для W, Mo, Cr.

При возникновении характеристического излучения ускоренные электроны выбивают внутренние электроны из атомов материала антикатада [3]. На свободные места переходят электроны с внешних энергетических уровней, которые испускают квант энергии $h\nu$. Частота характеристического излучения определяется правилом частот Бора. Электронная бомбардировка возбуждает как сплошное, так и характеристическое излучение, а бомбардировка α -частицами или протонами - только характеристическое излучение, поскольку электронные оболочки для таких высокоэнергичных частиц практически "прозрачны".

Коротковолновое рентгеновское излучение, т. е. излучение с большой энергией, обычно обладает большей проникающей способностью, чем длинноволновое, и поэтому называется *жестким*, а длинноволновое - *мягким*.

К ионизирующим излучениям относится также синхротронное излучение – излучение электромагнитных волн ускоренными электронами [2], движущимися с релятивистскими скоростями в магнитном поле, искривляющем их траектории. Синхротронное излучение возникает при взаимодействии ускоренных электронов с мишенью, расположенной непосредственно в камере ускорителя.

2.1.2 Дозиметрия ионизирующего излучения

Результатом воздействия ионизирующего излучения на облучаемые объекты являются физико-химические и биологические изменения в этих объектах: нагрев вещества, фотохимическая реакция рентгеновской пленки, изменение биологических показателей живого организма и т. д. Для качественной оценки этих изменений используют ряд понятий [2]. Доза облучения (поглощенная доза) D_n - энергия ионизирующего излучения, поглощаемая единицей массы среды: $D_n = d\varepsilon/dm$. С увеличением времени облучения t растет поглощенная доза. При одинаковых условиях облучения доза зависит от состава среды. В СИ единица измерения поглощенной дозы - грей (Гр): 1 Гр = 1 Дж/кг. Внесистемная единица измерения дозы облучения - рад (10^{-2} Гр) (от англ. rad, radiation absorbed dose - поглощенная доза радиации) - доза, соответствующая поглощению 100 эрг суммарного излучения 1 граммом вещества: 1 рад = 100 эрг/г = 10^{-2} Дж/кг. Отношение дозы ионизирующего излучения ко времени облучения (D_n/dt) называют мощностью дозы. Единица измерения в СИ - Гр/с.

Основная трудность при расчете поглощенной дозы заключается в неоднородности окружающей среды и точности определения коэффициента поглощения. Эффект воздействия ионизирующего излучения на организм человека зависит от поглощенной дозы, ее фракционирования во времени и от пространственного распределения энергии. Для сопоставления биологического действия различных видов излучения введено понятие относительной биологической эффективности (ОБЭ), т. е. отношение поглощенной дозы $D_{n.o}$ образцового излучения, вызывающего биологический эффект, к поглощенной дозе D_n ионизирующего излучения, вызывающей такой же биологический эффект [2]: $ОБЭ = D_{n.o} / D_n$. В качестве образцового принято рентгеновское излучение с энергией кванта 200 кэВ. ОБЭ зависит от вида биологического эффекта и конкурентных условий облучения. Для контроля радиационной безопасности при хроническом облучении

устанавливают коэффициент качества излучения Q - регламентированное значение ОБЭ для данного вида и энергии излучения. Кроме рассмотренных доз вводятся: эффективная эквивалентная доза (Зв, зиверт) - для определенных органов и тканей; коллективная эффективная эквивалентная доза (чел Зв) - для групп людей; полувековая доза - оценка риска возникновения нежелательных биологических эффектов за 50 лет профессиональной деятельности человека и др. Полувековая доза, применяемая для расчета поглощенных, эквивалентных и эффективных доз за 50 лет для взрослого населения, имеет размерность соответствующей дозы. Чувствительной структурой в живом организме может быть клетка, в клетке - ядро, мембрана, хромосомы, молекула ДНК и т. п. В чувствительных областях возникают первичные "повреждения" (ионизация и возбуждение атомов и молекул, диссоциация молекул и др.), дающие начало цепочкам превращений, которые в конечном счете приводят к наблюдаемому макроскопическому эффекту. Нормы радиационной безопасности НРБ-99 введены в действие с 1.01.2000г., согласно им рекомендуется использовать только понятие поглощенной дозы (в греях), эквивалентной дозы (в зивертах), эффективной дозы (в зивертах). Введение норм НРБ-99 связано со стремлением перевести все единицы в систему СИ [1].

2.1.3 Дозиметрические приборы

Дозиметрами называют устройства для измерения доз ионизирующих излучений или величин, связанных с этими дозами. Дозиметр состоит из детектора ядерных излучений и измерительного устройства и обычно проградуирован в единицах измеряемой дозы или ее мощности [1]. В некоторых случаях предусмотрена сигнализация о превышении заданного значения мощности измеряемой дозы. В зависимости от используемого детектора различают дозиметры ионизационные, люминесцентные, полупроводниковые, фотодозиметры и др. Дозиметры могут быть рассчитаны на измерение доз какого-либо определенного вида излучения или регистрацию смешанного излучения. Дозиметры для измерения экспозиционной дозы рентгеновского или γ – излучений или мощности экспозиционной дозы называют *рентгенометрами*.

Для измерения активности или концентрации радиоактивных изотопов применяют радиометры. Принцип их работы такой же, как у детектора ионизирующих излучений (камера Вильсона, фотопленки, счетчик Гейгера – Мюллера и т.п.).

Для примера рассмотрим прибор контроля радиоактивного облучения – дозиметр ДКП-50А), предназначенный для измерения дозы внешнего облучения людей, находящихся на местности, зараженной радиоактивными веществами.

Дозиметр ДКП-50А обеспечивает измерение доз γ – излучения в диапазоне 2...50 Р при уровне радиации 0,5...200 Р/ч. Принцип его действия подобен принципу действия простейшего электроскопа и основан на том же свойстве ионизации среды. Дозиметр во время работы носят в кармане одежды в вертикальном положении (как авторучку). Периодически наблюдая в окуляр дозиметра за положением нити на шкале, определяют дозу облучения, полученную во время работы на зараженной местности. Отсчет проводится при вертикальном положении изображения нити.

2.2 Взаимодействие рентгеновского и гамма-излучения с веществом

Регистрация и использование рентгеновского и γ -излучения, а также воздействие их на биообъекты определяются прежде всего первичными процессами взаимодействия фотонов с электронами атомов и молекул вещества. Отметим, что разделение электромагнитных волн на рентгеновский и γ -диапазоны условно - область перекрытия по длинам волн достаточно велика [2]. Различие между рентгеновским и γ -излучением устанавливалось исторически не по длине волны, а по способу их получения. Если источником излучения является трубка с анодом и антикатодом, это рентгеновское излучение, и это разделение тоже быстро стало условным. Так, в опытах, проводимых А. Комптоном, в качестве источника γ -излучения использовалась трубка с молибденовым антикатодом. Различают три стадии взаимодействия рентгеновского излучения с веществом: физическую, химическую, биохимическую. При этом перераспределение энергии происходит по трем каналам:

- излучательному - вторичное излучение с изменением частоты (длины волны);
- безизлучательному - частицы успели столкнуться и передать энергию (тепловой и акустический эффекты);
- каналу фотохимических процессов - ионизация, фотохимическая реакция и т. д.

Соответственно и доля поглощенной энергии определяется тремя составляющими:

$$\mathcal{E}_{\text{погл}} = \Delta\mathcal{E}_{\text{изл}} + \Delta\mathcal{E}_{\text{б/изл}} + \Delta\mathcal{E}_{\text{ф-х}}.$$

Рассмотрим физическую стадию - первичные и вторичные процессы взаимодействия рентгеновского излучения с веществом [3].

Преобразование энергии электромагнитного излучения в веществе, т.е. ослабление потока ионизирующего излучения при прохождении через вещество, происходит в элементарных актах взаимодействия фотонов с

атомами и электронами среды. В зависимости от соотношения энергии $h\nu$ кванта и энергии ионизации $A_{и}$ можно выделить следующие *основные первичные процессы*: классическое рассеяние, фотоэффект, эффект Комптона, образование пар электрон - позитрон.

Классическое (когерентное) рассеяние - рассеяние длинноволнового рентгеновского излучения без изменения длины волны [3], которое возникает, если энергия фотона меньше работы по ионизации молекул: $h\nu < A_{и}$. При этом в поле электромагнитной волны возникают вынужденные колебания электронов с последующим переизлучением кванта той же частоты (рис.6). Классическое рассеяние не оказывает биологического действия, однако его следует учитывать при дозиметрии, поскольку в конечном итоге квант может поглотиться веществом, что будет приводить к накоплению дозы.

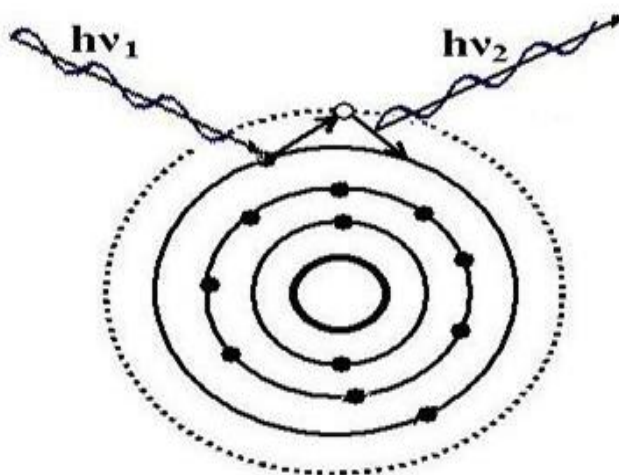


Рисунок 6 - Когерентное рассеяние $h\nu_1=h\nu_2$. Пунктиром показана орбита возбужденного электрона

Этот вид взаимодействия имеет значение при рентгеноструктурном анализе.

Фотоэффект наблюдается при относительно малых энергиях налетающих фотонов - 50...300 кэВ. При этом квант энергии, поглощаясь, выбивает орбитальный электрон из атома, который называется фотоэлектроном. Фотоэффект усиливается с ростом энергии кванта, преобладает при $h\nu > A_{и}$. Часть энергии кванта тратится на работу выхода электрона и на придание ему кинетической энергии [3]. Оставшаяся часть энергии преобразуется в энергию характеристического излучения, которое

выделяется при занятии места вылетевшего электрона менее связанным электроном с внешних орбиталей. Для дозиметрии роль характеристического излучения незначительна.

Фотоэффект, вызываемый ионизирующим излучением, отличается от аналогичного явления в оптическом диапазоне тем, что рентгеновский или γ -квант, обладая энергией, намного большей потенциала ионизации для наружной оболочки атома, может выбивать электрон из любой, а не только наружной оболочки. В этом случае кинетическая энергия, которой будет обладать освободившийся электрон, $\mathcal{E}_e = \mathcal{E}_\gamma - A_{ui}$, где \mathcal{E}_γ - энергия γ -кванта; A_{ui} - энергия ионизации той оболочки, с которой был вырван электрон. Под индексом i надо понимать индекс соответствующей оболочки: K, L_I, L_{II} и т.д. Энергией отдачи, которую при этом приобретает образовавшийся ион, пренебрегают [3].

Таким образом, фотоэффект является, безусловно, преобладающим механизмом поглощения при низких энергиях ионизирующего излучения, а при высоких энергиях (более 100 кэВ) его роль уменьшается.

Эффект Комптона (или некогерентное рассеяние) возникает при энергии кванта $h\nu \gg A_u$ в диапазоне значений $100 \text{ кэВ} \leq \mathcal{E} \leq 20 \text{ МэВ}$. Часто эффект называют рассеянием фотона на электроне, хотя этот термин передает суть происходящего весьма приближенно. Физическая модель эффекта, предложенная А.Комптоном, состоит в следующем. Поскольку энергия налетающего кванта велика по сравнению с энергией связи электрона, можно рассматривать электрон как квазисвободный. Следовательно, столкновение фотона с электроном можно считать упругим, т.е. выполняются законы сохранения энергии и импульса [4]. Электрон в результате столкновения приобретает дополнительную энергию, а фотон ее теряет, точнее, первичный фотон исчезает, а появляется вторичный, обладающий меньшей энергией и отличным от исходного импульсом. Энергия γ - кванта преобразуется в кинетическую энергию электрона и энергию рассеянного фотона:

$$h\nu = h\nu' + \mathcal{E}_{\text{кин}}$$

Разность длин волн налетающего λ и вторичного λ' фотонов не зависит от заряда ядра, как известно, ее называют *длиной волны Комптона* для электрона:

$$\Delta\lambda = \lambda' - \lambda = \lambda_K(1 - \cos \Theta),$$

где λ_K - длина волны Комптона для электрона, $\lambda_K = h/m_e c = 0,0024$ им; Θ - угол рассеяния, т.е. угол между направлениями распространения падающего излучения и рассеянного фотона.

Необходимо помнить об условности этой модели [4], поскольку взаимодействие фотона с чем бы то ни было нельзя рассматривать как изменение энергии и импульса налетающего фотона, а только как исчезновение одного фотона и появление другого.

Исторически эффект Комптона был открыт экспериментально в 1922 г. еще до появления основных положений квантовой механики, сформулировавших непротиворечивую концепцию фотона. Для его объяснения и была создана упрощенная модель "рассеяния фотона на электроне", интерпретирующая фотон и электрон как некие материальные точки, испытывающие квазиупругое столкновение. Точки, правда, не такие, как в ньютоновской механике, поскольку эффект Комптона корректно описывается только с применением формул релятивистской механики Эйнштейна. Но даже в такой упрощенной модели эффекта Комптона следует проводить рассуждения с известной осторожностью, чтобы не делать неграмотные выводы [1].

В рассматриваемом случае термин "когерентность" является некорректным, поскольку расходится с установившимся радиофизическим и статистическим его пониманием, означающим применительно к волновым процессам сохранение фазовых, но не частотных, соотношений.

Процесс образования пар электрон – позитрон происходит при энергии кванта, превышающей удвоенную энергию покоя электрона ($\mathcal{E} > 2m_e c^2 = 1,02$ МэВ). Вблизи атома ядра γ – фотон исчезает, рождая пару электрон – позитрон [4]. Позитрон, замедлившись, быстро аннигилирует с рождением двух (реже трех) новых фотонов, энергия каждого из которых вдвое меньше энергии исходного фотона. Таким образом, энергия первичного фотона преобразуется в

кинетическую энергию частиц e^- и e^+ и в энергию аннигиляционного излучения. Эффективное сечение рождения пар $\sigma_{\text{пар}} = 0$, если $\mathcal{E} \leq 2m_e c^2$. Такое значение энергии кванта является порогом рождения пары электрон – позитрон при условии влияния поля ядра. В области энергий порядка $5m_e c^2 < \mathcal{E} < 50m_e c^2$ квантово – механические расчеты приводят к соотношению $\sigma_{\text{пар}} \approx Z^2 \ln[\mathcal{E}/(m_e c^2)]$. При очень высоких энергиях логарифм заменяют постоянной вследствие экранирования поля ядра электронами атомной оболочки[5]. В этом случае сечение $\sigma_{\text{пар}} \approx 0,08Z^2 r_e^2$. Таким образом, выше порога рождения пар сечение $\sigma_{\text{пар}}$ постепенно возрастает и при очень больших энергиях (порядка 500 МэВ) становится постоянной, тогда как сечения фотоэффекта и эффекта Комптона уменьшаются практически до нуля (рис. 7). Следовательно, при увеличении энергии квантов рождение пар становится сначала основным [4], а затем и единственным механизмом поглощения γ – излучения в веществе.

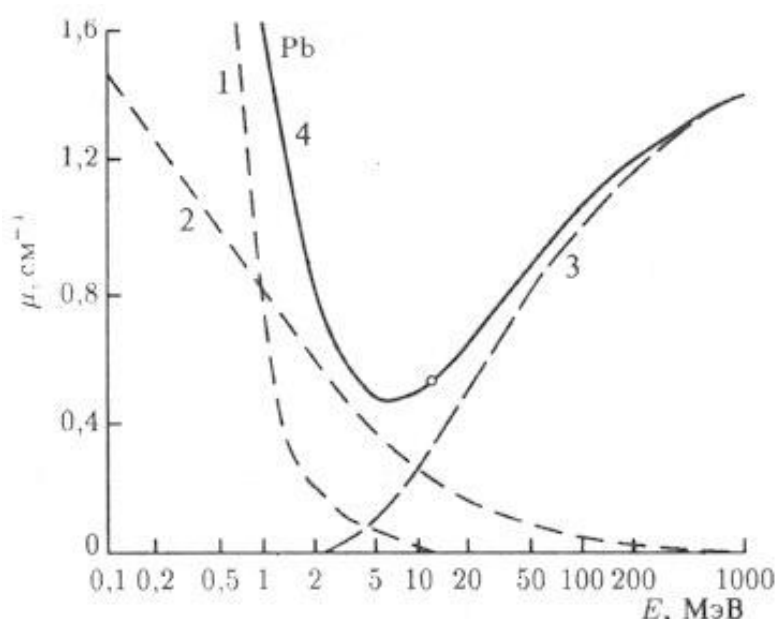


Рисунок 7 - Ослабление потока γ – излучения в свинце в зависимости от энергии γ – квантов в результате фотоэффекта (1), эффекта Комптона (2), рождения пар электрон – позитрон (3), полного ослабления (4) ($\mu_{\mathcal{E}}$ - линейный коэффициент ослабления)

В первичных актах взаимодействия излучения с веществом часть энергии преобразуется в кинетическую энергию образующихся частиц, часть -

в энергию *вторичного излучения*, т.е. первичные процессы взаимодействия приводят к последующим *вторичным процессам*. Например [5], ионизированные атомы могут излучать характеристический спектр, возбужденные атомы могут стать источниками видимого света (рентгенолюминесценция) и т.п. Особенно существенный вклад в дозу облучения вносит та часть энергии фотонов, которая преобразуется в кинетическую энергию заряженных частиц.

Рентгенолюминесценция возникает при облучении люминофоров рентгеновским или γ -излучением. Это явление используют при создании специальных экранов для визуального наблюдения рентгеновского излучения и усиления действия рентгеновского излучения на фотоэмульсию [1].

Поглощенная энергия в облучаемой среде определяется той энергией, которую передают веществу электроны, порожденные первичными фотонами, в результате упругих столкновений электрона с атомами и молекулами среды, неупругих столкновений, приводящих к ионизации некоторых молекул и атомов, возбуждению атомов и молекул среды, а также в виде энергии тормозного излучения.

2.3 Физико-химические и биологические процессы взаимодействия ионизирующего излучения с биообъектами

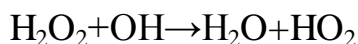
При облучении биообъектов, содержащих в своем составе воду, принято считать, что 50% поглощенной дозы в клетке в среднем приходится на воду, а 50% - клеточные органеллы и растворенные вещества [2]. В зависимости от локализации поглощенной энергии (в основном в веществе или в воде) различают прямое и косвенное действие ионизирующего излучения. При прямом действии происходит непосредственно взаимодействие заряженной частицы с молекулой или субклеточной структурой, при косвенном (непрямом) действии – повреждение молекулы в результате ее взаимодействия с радиационными химическими продуктами, образовавшимися в окружающей среде.

При косвенном действии ионизирующего излучения возникшие в результате взаимодействия с водой, находящейся в клетке, радикалы взаимодействуют с растворенными молекулами различных соединений клеток, при этом появляются вторично – радикальные продукты.

При взаимодействии ионизирующего излучения с водой происходят следующие процессы:



Возникающие ионы, в свою очередь, распадаются с образованием ряда взаимодействующих радикалов:



С точки зрения биохимии основной эффект поражения в результате действия ионизирующего излучения обусловлен радикалами водорода (H), гидроксила (OH) и пероксида (H₂O₂) и особенно гидропероксида или пергидроксила (HO₂) [1]. Радикал HO₂ обладает высокой окислительной способностью. Строение этого свободного радикала таково: H – O – O ·. Его выход уменьшается пропорционально падению парциального давления

кислорода O_2 , так как радикал HO_2 образуется при облучении воды в присутствии кислорода. Поэтому при снижении концентрации O_2 в период облучения уменьшается эффект лучевого поражения (кислородный эффект) [2]. На молекулярном уровне кислородный эффект проявляется в условиях радиационной инактивации ферментов, повреждении углеводов, ДНК и т.д. в присутствии кислорода. На клеточном уровне кислородный эффект проявляется в увеличении частоты генетических повреждений, гибели клеток. Однако существуют данные, что в разбавленных водных растворах молекул кислородный эффект может отсутствовать [8].

На химической стадии действия ионизирующего излучения после облучения ионизированные и возбужденные атомы и молекулы клетки взаимодействуют в течение 10^{-6} с, что приводит к появлению химически активных центров (свободных радикалов, ионов, ионов-радикалов и т.п.). В этот же период возможно образование разрывов связей в молекулах как за счет непосредственного взаимодействия с ионизирующими агентами, так и за счет внутри- и межмолекулярной передачи энергии возбуждения. Последующее взаимодействие радикалов между собой и с окружающими их молекулами приводит к возникновению стойких молекулярных изменений: повреждению в структуре молекул, составляющих клетку.

На биохимической стадии протекают реакции химически активных веществ с различными биообъектами, при этом отмечаются деструкция и образование новых, не свойственных облучаемому организму соединений, вследствие чего нарушается обмен веществ в биосистемах с изменением соответствующих функций [1, 8].

Рассмотрим действие ионизирующего излучения (радиации) на белки, нуклеиновые кислоты, простые сахара (углеводы), липиды, клетку [8].

Облучение белковых растворов приводит к нарушению первичной структуры белка, к изменению вторичной структуры белка, нарушению конформации, возможному нарушению активного центра ферментов. Наиболее уязвимым местом при облучении белков являются тиогруппы SH. Возможна

также денатурация белка, т.е. утрата трехмерной конформации данной молекулы. Пострадиационные изменения иммунитета проявляются в снижении защитных функций организма млекопитающих по отношению к инфекциям. Именно экзо- и эндоинфекции, как правило, осложняют течение лучевой болезни, а в ряде случаев вызывают гибель облученных млекопитающих [2].

Все перечисленные выше процессы в белках наблюдаются при поглощении живым организмом достаточно высоких доз. При действии ионизирующего излучения на нуклеиновые кислоты происходит повреждение нуклеотидов; одно- и двухнитевые разрывы, возникновение межмолекулярных сшивок (ДНК – ДНК, ДНК – белок). Кроме того, могут оказаться поврежденными информационная рибонуклеиновая кислота (иРНК), транспортная РНК (тРНК) и рибосомы. Наиболее уязвимое место при облучении ДНК – это хромофорные группы тимина [8].

Однонитевые и двухнитевые разрывы ДНК считаются ответственными за события, приводящие к гибели клетки. В клетках млекопитающих могут репарироваться как однонитевые, так и двухнитевые разрывы. Структурные повреждения ДНК в результате действия ионизирующего излучения являются препятствием для нормального протекания процессов репликации, транскрипции и трансляции генетической информации. Облучение значительными дозами (до 105Гр и более) приводит к окислению и распаду простых сахаров, в результате чего образуются органические кислоты и формальдегид [8]. При облучении липидов инициируются реакции свободнорадикального перекисного окисления, которым придают особо важное значение в развитии лучевой болезни. При облучении организма отмечается снижение содержания липидов и их перераспределение в различных тканях с повышением их уровня в печени и крови. Перекисное окисление липидов может привести к поражению мембранно-связанных белков, а также к нарушению проницаемости мембран, смещению ионных градиентов, выходу ферментов из лизосом, нарушению окислительного фосфорилирования [1].

Действие ионизирующего излучения на клетку на химической стадии приводит к нарушениям, наступающим в результате высвобождения ферментов из клеточных органелл и изменения их активности. Эти нарушения соответствуют биохимической стадии действия ионизирующего излучения на клетки. Высвободившиеся ферменты путем диффузии достигают любой органеллы и проникают в нее вследствие увеличения проницаемости мембран. Под воздействием этих ферментов происходит распад высокомолекулярных компонентов клетки, в том числе нуклеиновых кислот и белков [2].

Разнообразные функциональные изменения в клетке, происходящие на биологической стадии действия ионизирующего излучения, формируются в течение секунд, часов, дней или месяцев. Они могут закончиться гибелью клеток, поэтому действие ионизирующего излучения на клетку в основном проявляется как поражающее.

Отметим наиболее важные изменения, происходящие в клетке после облучения:

- повреждение механизма митоза (деления) и хромосомного аппарата, причем самые ранние эффекты связаны с повреждением мембран;
- блокирование процесса обновления и дифференциации клеток;
- блокирование процессов пролиферации и последующей физиологической регенерации тканей.

Биологические реакции человека на действие ионизирующего излучения делятся на соматические, соматико-стохастические и генетические (рис. 8). Такие эффекты приводят к лейкемии, злокачественным новообразованиям, катаракте (помутнению хрусталика глаза), сокращают продолжительность жизни [8]. Облучение ионизирующим излучением вызывает у человека поражения различной степени тяжести. Укажем острые поражения (повреждение живого организма, вызванное большими дозами радиации и проявляющееся в течение нескольких часов или дней после облучения):



Рисунок 8 - Биологические реакции человека на действие ионизирующего излучения

- При дозе облучения менее 1 Гр – легкие (изменение формулы крови, изменение некоторых вегетативных функций);
- При дозе более 1 Гр – острая лучевая болезнь; дозы однократного облучения, превышающие 5...6 Гр, смертельны;
- При дозе облучения до 5 Гр и более 12 Гр суммарно – лучевые ожоги – от выпадения волос, шелушения и пигментации кожи до язвенно-некротических поражений с образованием трофических язв [2].

При длительном, повторяющемся или внутреннем облучении возможно развитие хронической лучевой болезни.

Действие ионизирующего излучения на организм может привести к летальным последствиям. *Летальная доза* – доза облучения, при которой организм погибает мгновенно. Отметим, что чувствительность к ионизирующему излучению у различных представителей флоры и фауны разная. Так, для человека смертельной является доза около 600Р, для мышей – 650Р, для змей – 8...20Р, для амёб – 100кР, а инфузории выдерживают более 300кР [8]. Некоторые микробы выдерживают сотни килорентген, хотя большинство из них гибнет при гораздо меньшей дозе, что позволяет использовать рентгеновское излучение в качестве средства холодной

стерилизации изделий из материалов, не выдерживающих кипячение. Средняя летальная доза для млекопитающих составляет 3...9Гр (300...900Р).

Особо следует отметить, что человек, подвергшийся облучению, совсем необязательно должен заболеть раком или стать носителем наследственных болезней. Однако вероятность (или риск) наступления таких последствий существует, и тем больше, чем больше доза облучения.

Радиопротекторы и радиосенсибилизаторы. В результате расширяющегося применения ионизирующего излучения в различных областях науки и техники в качестве фундаментальной задачи современной радиобиологии выдвигается поиск путей повышения радиоустойчивости организма [1]. Для этого используются средства фармакохимической защиты – радиопротекторы. Радиопротекторы – вещества, ослабляющие проявления лучевой болезни за счет тушения возбужденных состояний многоатомных молекул, перехвата радикальных состояний, уменьшения концентрации радиосенсибилизаторов (веществ, усиливающих тяжесть лучевого повреждения), активации репарационных (восстановительных) процессов.

Радиопротектор вводится в организм перед возможным облучением (перед пребыванием в опасной зоне либо при лучевой терапии). Свойствами радиопротекторов обладает группа веществ природного происхождения – биологические протекторы (адаптогены). Это витамины и их биологически активные формы: коферменты, нуклеиновые кислоты и их производные, многие растительные фенольные соединения, аминокислоты, некоторые углеводы и липиды [1]. Адаптогены повышают устойчивость в том числе и к другим экстремальным воздействиям (химической вредности, холоду, кислородному голоданию, психоэмоциональным стрессам и др.). К ним относятся препараты женьшеня, китайского лимонника, яды змей и др.). Противолучевой эффект адаптогенов и витаминов проявляется при их длительном введении в организм за много дней и недель до облучения.

В медицинской практике часто бывает необходимо усилить тяжесть лучевого повреждения. Это возможно достичь путем увеличения в облучаемой

области радикалов, многоатомных молекул в возбужденном состоянии, добавления веществ для усиления радиосенсибилизации (экзогенная сенсибилизация), подавления репарационных процессов. Радиосенсибилизаторы наиболее часто применяют в лучевой терапии злокачественных опухолей. Использование радиосенсибилизаторов позволяет при селективном накоплении препарата в патологической ткани существенно уменьшить общую лучевую нагрузку на организм [1].

В качестве радиосенсибилизаторов успешно используют сульфат меди, гидреа (гидроксимочевина), ксантобин, таксол, карбоплатин и др. Известно, что наличие в среде кислорода или других соединений с высоким сродством к электрону способствует увеличению радиочувствительности.

2.4 Понятие о радиобиологии

Радиобиология - наука, изучающая влияние ионизирующего излучения на биообъекты. Объяснения происходящих в тканях биообъектов процессов в результате действия этого вида излучения - радиобиологических эффектов — радиобиологи связывают с первичными механизмами действия излучения. Выяснение физико-химических и молекулярных механизмов первичных процессов, протекающих с момента возникновения ионизированных и возбужденных атомов и молекул до появления видимых структурных и функциональных изменений, является основной задачей радиационной биофизики [8].

В радиобиологии для описания действия ионизирующего излучения на биообъекты применяют количественный (построение математических моделей) и качественный подходы. При количественном подходе используют статическую модель, стохастическую гипотезу и вероятностную модель радиационного воздействия; при качественном гипотезу первичных радиотоксинов и цепных реакций, а также структурно-метаболическую гипотезу.

Статическая модель одна из первых математических моделей, созданных для анализа радиобиологических эффектов, наблюдаемых в эксперименте. В ней используется *принцип попадания* и *теория мишени*. Эта модель развита в работах Н.В. Тимофеева-Ресовского, д. Кроузера, Д.Е. Ли, К. Циммера и других [1].

Экспериментальные кривые доза - эффект интерпретируются в этой модели на основании следующих допущений:

- ионизирующие излучения переносят энергию в дискретном виде;
- акты взаимодействия с мишенью (попадания) не зависят один от другого и подчиняются пуассоновскому распределению;
- исследуемый эффект наступает, если число попаданий в некоторую чувствительную область, так называемую мишень, равно по крайней мере n [8].

Теория мишени подразумевает, что к лучевому поражению приводит попадание лишь в определенные (чувствительные) области облучаемого биообъекта.

Многочисленные исследования показали [1], что ионизация и возбуждение вызывают не только повреждение органических молекул, но и сами эти повреждения способны передавать энергию излучения. Вероятно, первичные повреждения инициируют цепные процессы окисления, в которые вовлекаются множественные субклеточные структуры. Появилась идея *принципа усилителя* начального радиационного повреждения: попадание в мишень приводит к развитию вторичных процессов, усиливающих действие радиации во много раз. Это позволило объяснить многие радиобиологические феномены: развитие радиационного поражения во времени, влияние на этот процесс температуры, газового состава атмосферы и т. д.

Известно, что в организме существуют ферментные системы, способные репарировать повреждения генетического аппарата клетки [8]. Действие таких систем не может быть описано в рамках статических моделей, поэтому используют динамический подход. Такой подход рассматривает радиобиологические эффекты как результат интерференции двух противоположно направленных процессов — развития начального радиационного поражения и его элиминации за счет функционирования репарирующих систем. Следуя этому подходу, О. Хуг и А. Келлерер предложили в качестве общей теории действия ионизирующих излучений на клетку стохастическую гипотезу.

Стохастическая гипотеза базируется на представлениях о том, что случайные и диффузно расположенные акты ионизации в возбуждения только в редких случаях однозначно приводят клетку к гибели. Кроме того, необходимо учитывать динамическую нестабильность жизненных процессов, способных элиминировать или усиливать начальное радиационное повреждение в клетке. При формировании радиобиологического эффекта всегда происходит взаимодействие множества случайных событий. Стохастическая гипотеза рассматривает любой биообъект как динамическую систему, постоянно

переходящую из одного состояния в другое. Полученные в рамках этой модели дозовые кривые гибели биообъектов хорошо согласуются с экспериментальными [8].

Например, для исследования экологических аспектов действия радиации на млекопитающих, а именно радиационных эффектов, проявляющихся на популяционном уровне, разработаны стохастические модели, описывающие динамику радиационной смертности однородных и неоднородных по радиочувствительности популяций [1]. В этих моделях установлена связь статистических биометрических функций (скорости смертности, плотности вероятности и вероятности длительности жизни) со статистическими характеристиками и с динамикой соответствующей критической системы (ответственной за наблюдаемый эффект) организма особей, входящих в данные популяции, с учетом индивидуальной вариабельности радиочувствительности клеток критической системы. Анализ клинических наблюдений облученных людей свидетельствует о справедливости главных концептуальных представлений разработанных моделей динамики радиационной смертности и по отношению к человеческой популяции. Для идентификации указанных моделей необходимы только данные по динамике популяционной смертности при отсутствии облучения и небольшой объем экспериментальных или клинических наблюдений по динамике соответствующей критической системы при остром или хроническом облучении.

Вероятностная модель радиационных поражений, предложенная в 1978г. Ю.В. Капутьцевичем [8], представляет собой синтез теории попадания и стохастической гипотезы, дополненный вероятностными представлениями. Разные клетки, подвергнутые облучению в одной и той же дозе, поражаются в разной степени в соответствии с принципом попадания, однако и потенциальные, и реализованные повреждения появляются с вероятностью, меньшей единицы. Реализованные повреждения или индуцированные ими изменения наследуются при делении клеток и с некоторой вероятностью, меньшей единицы и зависящей от числа этих повреждений, приводят к

остановке клеточного деления. Вероятностная модель позволяет описать наблюдаемое многообразие радиобиологических эффектов на основе минимума исходных повреждений.

Несомненно, существуют другие способы построения математических моделей для исследования воздействия ионизирующего излучения на организм, например на основе системы нелинейных дифференциальных уравнений.

Все рассмотренные модели учитывают статистический характер процесса передачи энергии ионизирующего излучения веществу. Такой подход неприменим к описанию воздействия ионизирующего излучения на биообъекты малых объемов (микрообъемов) и масс [1]. При построении модели, описывающей такое воздействие, необходимо учитывать флуктуации, обусловленные:

- случайным характером числа частиц, прошедших через микрообъем;
- вероятностным характером числа актов передачи энергии заряженной частицей при прохождении одного и того же отрезка пути;
- вероятностным характером величины переданной энергии в каждом акте взаимодействия.

Репаративные процессы. Системы репарации

Установлено, что в клетках облученного организма возникают процессы восстановления [2]. Если бы такие процессы не возникали, эффект облучения не имел бы зависимости от мощности дозы и дробности облучения. Этот эффект обусловлен двумя основными факторами: репарацией субклеточных повреждений клеток и заменой летально поврежденных клеток репопуляцией сохранившихся.

Предполагают, что система репарации более эффективна в растущем организме, где клетки постоянно обмениваются веществом с окружающими клетками и жидкостями организма. Время репарации для одонитевых разрывов цепочек ДНК в среднем составляет 10 мин, для двухнитевых

разрывов — несколько часов. Хромосомные aberrации образуются в основном только после двухнитевых разрывов цепочек ДНК.

До некоторой дозы облучения восстановительные ферментные системы клетки справляются с задачей своевременного устранения повреждений. Если же повреждение почему-либо не устранено (что может привести к мутациям, ведущим к образованию опухолей), то в действие вступает иммунная защитная система. Кроме того, в клетке имеются естественные ловушки радикалов. До тех пор пока они находятся в избытке по отношению к продуктам радиолиза (радикалам и соединениям, образовавшимся в результате действия радиации), ДНК может быть защищена [8]. Следовательно, для лучевого повреждения может существовать пороговая доза облучения, выше которой количество свободных радикалов в клетке уже не может быть ликвидировано за счет собственных защитных ресурсов. Наличие повреждающего агента инфекция и т. п.) уменьшает дозу, до которой работает репарационная система.

Биологическое действие малых доз ионизирующего излучения

Принято считать, что дозы, превышающие в 5—10 раз естественный радиоактивный фон, являются малыми [1]. Для человека малая доза составляет 0,04... 0,05Гр при однократном облучении. Низкими считаются дозы в пределах 0,2...1,0Гр.

С научно-теоретической точки зрения на сегодня невозможно установить, вредными или безвредными являются малые дозы радиации ($\approx 1\text{мЗв}$). С помощью эпидемиологических исследований невозможно определить статистически надежное отношение доза — эффект при дозах менее 50 мЗв [7].

Доказано [8], что для возникновения канцерогенного процесса должно произойти несколько почти одновременных повреждений ДНК. При малых мощностях дозы система сбора радикалов более эффективна, чем при больших. При больших дозах каждая клетка ткани может испытать несколько попаданий,

в то время как при малых дозах клетка, подвергшаяся воздействию излучения, обычно окружена неповрежденными клетками.

Согласно экспериментальным данным [8], экстраполяция эффектов, вызванных большими дозами, на эффекты, вызванные низкими дозами, неправомерна. Цитогенетические повреждения характеризовались более высокой эффективностью на единицу дозы в диапазоне низких доз и наличием дозозависимого участка. Наблюдается также эффект адаптивного ответа: клетки, предварительно облученные в малых дозах, становились менее чувствительными к последующим воздействиям более высокой дозы. Но адаптивный ответ проявляется в узком диапазоне доз с экстремумом в очень узкой области, сильно различающемся для разных типов клеток, в оптимальных для клеток физиологических условиях, зависящих от состава среды.

Согласно проведенным исследованиям [2], эффекты предварительного однократного радиационного воздействия на системы лимфопоэза, гранулоцитопоэза, эритропоэза и тромбоцитопоэза, которые выявляются при последующем тестирующем остром облучении, сходны в общих чертах. С ростом интервала времени, прошедшего после первичного облучения, показатель радиочувствительности отдельной линии кроветворения периодически меняется. Сразу за предварительным облучением идет период повышенной радиочувствительности. Острое радиационное воздействие в это время вызывает более глубокое опустошение пула функциональных клеток отдельной линии кроветворения по сравнению с аналогичным показателем для необлучавшихся ранее особей. Адаптивный ответ не имеет места. Затем следует период пониженной радиочувствительности. Острое облучение в этот момент (облучение в течение короткого периода времени) приводит к меньшему опустошению пула функциональных клеток, т. е. наблюдается адаптивный ответ. Далее периоды повышенной и пониженной радиочувствительности последовательно сменяют один другого. Это продолжается до тех пор, пока радиочувствительность отдельной линии кроветворения у предварительно облученных животных не станет равной

соответствующему показателю для необлучавшихся ранее особей. Длительность периодов повышенной и пониженной радиочувствительности для каждой линии кроветворения индивидуальна и слабо зависит от дозы предварительного облучения. Причиной колебательного характера зависимости показателей радиочувствительности главных линий гемопоэза от интервала времени, прошедшего после первичного облучения, является колебательный характер восстановительных процессов, протекающих в указанных системах после предварительного радиационного воздействия.

Исследования влияния малых доз выявили [7], что они не только не оказывают угнетающего и тем более разрушительного действия на живые системы, но во многих случаях даже стимулируют их жизнедеятельность. Высокая скорость дозы при очень коротких импульсах воздействия вызывает активизацию мозговых функций и влияет на поведение животных, тогда как малые скорости дозы не оказывают воздействия. Единичные импульсы ионизирующего излучения вызывают реакцию нервных клеток и нервной системы, которая длилась от секунд до часов для нервных клеток и от дней до недель для нервных систем.

В последние годы обнаружено наличие эффектов стимуляции клеточного деления [1], роста и развития организма в определенном диапазоне доз ионизирующего воздействия.

Вероятность действия ионизирующего излучения малой дозы на небольшие биообъекты очень невелика. Например, сферу диаметром 7 мкм (ядро лимфоцита) при дозе 0,01 Гр теоретически пересекает 1,3 частицы. Однако при этом наблюдается значительный биологический эффект. Это предполагает, что частица теряет свою энергию порциями 10...30эВ и переводит некоторые ферменты в активное состояние, что дает начало химическим процессам и активизирует клеточные функции [8].

На Земле есть места, где радиационный фон существенно превышает естественный, например радиоактивные пески Бразилии, радоновые воды в Чехии и др. У людей, всю жизнь живущих в таких местах, изменены

биохимические показатели крови [2]. Радиорезистентность можно вызвать, подвергая изучаемый объект небольшим дозам ионизирующего излучения. В нескольких работах был описан такой эффект у дрожжей, бактерий, протистов, водорослей, растений и насекомых, а также *in vitro* клетках млекопитающих и человека, лабораторных животных. При этом активируется несколько клеточных радиозащитных механизмов, таких как изменение уровня некоторых цитоплазматических и ядерных белков, повышенная экспрессия генов, репарация ДНК и другие процессы.

Ионизирующие излучения всех типов активно используются в научно-исследовательских и практических целях, в частности применяются в медицине для диагностики и лечения. Инженеры, конструирующие приборы для медицинских задач, должны максимально согласовывать принцип ненанесения вреда и необходимости кардинального вмешательства.

2.5 Использование ионизирующего излучения в медицине

2.5.1 Рентгенологические исследования и рентгеновские аппараты.

Методы визуализации

При разработке мониторинговых биотехнических систем используют методы визуализации, которые позволяют выявить патологические изменения и функциональные нарушения, определить местоположение патологических изменений и оценить динамику прогрессии или регрессии; снизить круг дифференциальной диагностики [2].

Рентгенологическое исследование проводят в том случае, если очевидная клиническая выгода для пациента намного превышает риск лучевого повреждения, связанный с использованием данного вида исследований. Одним из наиболее важных медицинских применений рентгеновского излучения является просвечивание внутренних органов с диагностической целью – *рентгенодиагностика*. Для нее используют фотоны с энергией порядка 60-120 кэВ [1]. При такой энергии массовый коэффициент ослабления потока излучения μ_m в основном определяется фотоэффектом. Поглощение рентгеновского излучения почти не зависит от того, в каком соединении находится атом в веществе.

Существенное различие поглощения рентгеновского излучения разными тканями позволяет в теневой проекции видеть изображение внутренних органов пациента. Если исследуемый орган и окружающие ткани примерно одинаково ослабляют излучение, применяют специальные рентгеноконтрастные средства, например для желудка и кишечника – кашеобразную массу сульфата бария. Главным свойством этих веществ является взаимодействие химически с тканью, они только улучшают визуализацию. В рентгенологии различают позитивные (йодсодержащие соли бария) и негативные (воздух) рентгеноконтрастные вещества [8], которые накапливаются в тех или иных тканях или полостях организма и улучшают контрастность изображения.

В рентгенодиагностике используют два метода исследования: рентгеноскопию - изображение рассматривают на рентгенолюминесцирующем экране и рентгенографию - изображение фиксируется на фотопленке [2]. При массовом обследовании населения широко применяют флюорографию – метод рентгенографии, при котором на чувствительной малоформатной пленке фиксируется изображение с большого рентгенолюминесцирующего экрана. При съемке используют линзу большой светосилы, поскольку световой поток рентгенолюминесценции мал; готовые снимки рассматривают на специальном увеличителе. В современном исполнении вместо пленки изображение фиксируется в памяти компьютера и выводится на его экран.

Методами рентгенографии также являются *рентгеновская томография* и *рентгеновская компьютерная томография* (РКТ) (от греч. Tomos – ломать и grapho – пишу). Томография позволяет получать послойные изображения исследуемого объекта с деталями менее 2 мм на экране электронно-лучевой трубки или на бумаге, если их поглощающие способности рентгеновского излучения различаются до 0,1%. Это дает возможность отличить серое вещество мозга от белого и видеть очень мелкие опухолевые образования [2]. Кроме того, компьютерная обработка многослойных изображений дает возможность восстанавливать трехмерную картину биообъекта, что обусловило настоящий прорыв в рентгенодиагностике.

Рентгенотерапию применяют главным образом для лечения злокачественных образований и некоторых других заболеваний опухолевого характера.

Для рентгенодиагностики применяют рентгеновские аппараты. Обобщенная схема рентгеновского устройства [8] (рис. 9) включает в себя рентгеновскую трубку (1), сетку, задерживающую рассеянные кванты (4), и приемник излучения (5). Упрощенно процесс формирования изображения можно описать следующим образом: квант А поглощается тканями, кванты С, Е рассеиваются, кванты В, D проходят через биообъект без взаимодействия.

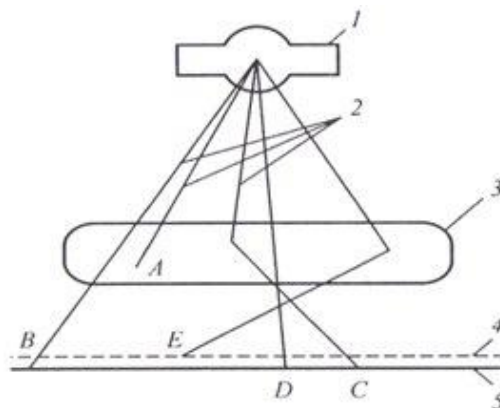


Рисунок 9 - Схема установки для рентгенодиагностики

Сетка препятствует попаданию рассеянного излучения на приемное устройство. Попадание квантов В, D на приемник излучения дает картину ослабления потока излучения (за счет поглощения кванта А) по мере прохождения слоев тканей, причем вклад в ослабление вносят все ткани, оказавшиеся на пути прохождения излучения. Иначе говоря, изображение представляет собой двумерную (теневую) проекцию трехмерного распределения ослабления потока рентгеновского излучения в организме пациента (3). При этом рассеянное излучение (условно показанное на рис. квантами С, Е) создает фон, который не несет информации о внутреннем строении биообъекта, и от него желательно (по мере возможности) избавляться, чтобы увеличить контрастность изображения [8].

Проникающая способность рентгеновского излучения увеличивается с ростом энергии квантов и зависит от характера ткани. Игрет свою роль и абсолютная толщина просвечиваемого слоя ткани: при большом поглощении лишь малая доля потока излучения достигает приемника, и радиационная нагрузка на ткани будет очень высокой [1]. В то же время коэффициент прохождения излучения через разные ткани близок к единице (степень прозрачности высока), то различия в интенсивности излучения, необходимые для формирования изображения, слишком малы, и контраст изображения будет низким. Поэтому при выборе конструкции рентгеновского аппарата приходится искать компромисс между противоречивыми требованиями малой дозы облучения и высокого контраста изображения.

Еще один важный фактор, влияющий на качество изображения, - разрешающая способность рентгеновского аппарата. Она обусловлена следующими причинами: наличием фокального пятна от рентгеновской трубки, которое дает полутень на изображении (геометрическая нерезкость); разрешением самого приемника; движениями пациента во время обследования, что особенно существенно при получении изображения таких органов, как сердце и связанных с ним кровеносных сосудов [2].

Даже если система получения изображения обладает высоким контрастом и хорошим разрешением, при большом уровне шумов возникают серьезные проблемы идентификации биообъектов. Существует ряд возникновения механизмов возникновения шумов в рентгеновском изображении, преобладающими из которых являются флуктуации числа квантов, регистрируемых единицей площади поверхности приемника (квантовый шум) и флуктуации, обусловленные характеристиками приемника и системы преобразования сигнала. Уровень квантового шума можно снизить за счет увеличения потока излучения, т.е. числа квантов, формирующих изображение. Однако при этом растет также и доза облучения пациента, следовательно, необходима оптимизация и по шумовым параметрам [1].

Приемники излучения различаются способом преобразования падающего на них потока энергии в какую-либо другую форму, воспринимаемую человеческим глазом. Все чаще в качестве приемников излучения применяют цифровые системы, которые обладают следующими достоинствами: цифровым отображением изображения; пониженной дозой облучения; цифровой обработкой изображений; возможностью хранения информации в цифровом виде или улучшением качества изображений.

Как уже отмечалось ранее, перед рентгенологами и разработчиками биотехнических систем стоит задача нахождения компромисса между улучшением качества изображения и снижением дозы рентгеновского облучения. Существует ряд способов уменьшения дозовых нагрузок [2]: ограничение поперечного сечения рабочего пучка излучения в зависимости от

размеров исследуемого объекта; уменьшением мощности рассеянного излучения на выходе рабочего пучка из кожуха рентгеновской трубки; экранировка гонад с помощью просвинцованных резиновых экранов и т.п.; правильный выбор режима работы рентгеновского аппарата, в частности увеличение напряжения на рентгеновской трубке при рентгеноскопии и рентгенографии, что позволяет значительно снизить мощность экспозиционной дозы при рентгенографии и сократить время экспозиции дозы при рентгенографии и сократить время экспозиции при рентгеноскопии [8].

Рентгеновская трансмиссионная компьютерная томография

Как упоминалось выше, с помощью обычной рентгенографии легко распознать костную и мышечную ткани, трахею, заполненную воздухом. Однако различить кровь в кровеносных сосудах и структуру мягких тканей с помощью обычной рентгеновской пленки с контрастным разрешением около 2% не удастся. При использовании рентгенографии теряется также информация о трехмерной структуре изучаемого объекта [7].

Для того чтобы найти коэффициент ослабления рентгеновского излучения некоторым объектом длиной L , необходимо просветить его рентгеновскими лучами и, зная интенсивности I_0 и I , найти этот коэффициент. Из формулы $I=I_0\exp(-\mu L)$ следует, что $\mu = I/L \ln I_0/I$.

Если расположить подряд два слоя одинаковой длины L и просветить их рентгеновскими лучами, интенсивность излучения после прохождения первого слоя $I=I_0\exp(-\mu_1 L)$, где μ_1 – коэффициент ослабления для первого слоя [8]. Тогда после прохождения второго слоя интенсивность рентгеновского излучения $I=I_0\exp(-\mu_1 L) \exp(-\mu_2 L)$, где μ_2 – коэффициент ослабления для второго слоя. Следовательно, $\ln I_0/I = (\mu_1+\mu_2)L$. Таким образом, по измеренному отношению интенсивностей нельзя по отдельности найти коэффициенты μ_1 и μ_2 ослабления, поскольку традиционные методы рентгенографии позволяют получить информацию об ослаблении, среднем по нескольким органам, встреченным на пути прохождения рентгеновского луча.

Базируясь на экспоненциальном ослаблении рентгеновского излучения при прохождении через вещество, Ч. Родон разработал (1917) систему теорем (преобразования Родона) [1], которые стали основой для создания алгоритмов восстановления изображений в компьютерной томографии (КТ). А. Мак-Кормак усовершенствовал (1963) математический аппарат для получения томограмм, а Г. Хаунсфилд создал (1969) первый рентгеновский компьютерный томограф.

Рентгеновское изображение, полученное с помощью КТ, представляет собой изображение некоторого среза толщиной в несколько миллиметров с пространственным разрешением порядка 1 мм и разрешением по плотности (коэффициенту линейного поглощения) не менее 1%.

Основной частью КТ является *сканер* – аппарат с большим отверстием, внутрь которого помещается тело или голова пациента для того, чтобы получить изображение (рис. 10).

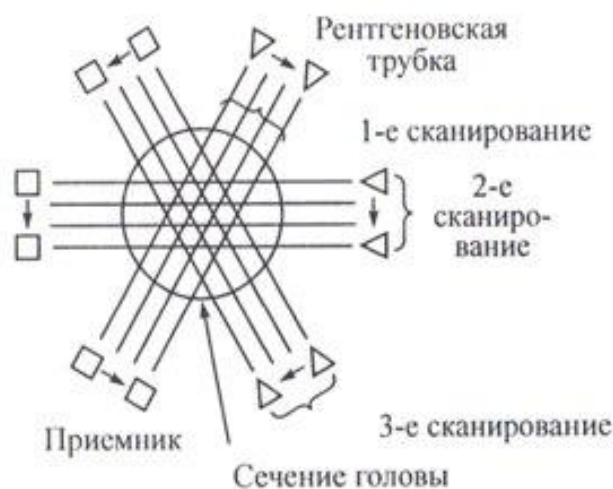


Рисунок 10 – схема сканера первого поколения для компьютерной томографии.

Источник рентгеновского излучения формирует остронаправленный пучок лучей, параметры которых измеряются детектором. Эта пара источник – приемник последовательно измеряет параллельные проекции, перемещаясь линейно поперек исследуемого объекта. После снятия каждой проекции рама, на которой установлены источник и детектор, поворачивается на некоторый угол для получения следующей проекции. Время функционирования такой системы довольно велико – около 4 мин [8].

Недостатки первых КТ очевидны: большая дозовая нагрузка, малое быстродействие, наличие массивных перемещающихся частей, создающих опасность травмирования пациента в ходе исследования. Плата за возможность увеличения массива диагностической информации была недоступно высокой, поэтому за время, прошедшее с момента появления первых томографов, этот вид аппаратуры претерпел ряд существенных модернизаций [8]. В настоящее время в медицинской практике применяют сканеры четвертого и пятого поколений.

Сканер четвертого поколения оснащен кольцом из 1000 неподвижных детекторов, а вращается только один источник, который создает веерный пучок рентгеновского излучения (раствор пучка перекрывает ширину объекта). Томограф с таким сканером работает в непрерывном режиме сканирования. Время обследования – около 0,1 с, что позволяет «замораживать» изображения движения фаз сердца и пр [7].

У сканеров пятого поколения механически движущиеся части отсутствуют. Мишень рентгеновской трубки имеет форму дуги окружности с угловым размером 210° . Пациента помещают в центр этой дуги, а эффективный рентгеновский источник заставляют двигаться за счет сканирования электронными пучками по поверхности мишени. При этом время сканирования можно снизить до миллисекунд [7].

В медицине используют также методы спиральной РКТ, разработанные в 80-е годы прошлого века. Спиральное сканирование заключается в одновременном выполнении двух действий: непрерывного вращения источника рентгеновского излучения вокруг тела пациента и непрерывного поступательного движения стола с пациентом вдоль оси сканирования через кольцо. В этом случае траектория движения источника излучения относительно движения стола с пациентом принимает форму спирали.

В последних моделях используют одновременно несколько слоев принимающих детекторов, что позволяет за один оборот источника получить несколько слоев органа. Такую технологию называют *мультиспиральной*

рентгеновской компьютерной томографией. Число слоев детекторов доведено до 32 из 64. Оборот источника осуществляется в течение 0,42с, при этом толщина одного среза составляет 0,6 мм, пространственное разрешение – 0,17мм, длительность сканирования – 100с [8].

Неотъемлемой частью современных томографов является компьютер, выполняющий целый ряд важнейших функций: управление сканирующим устройством, обработка информации с фотоприемного устройства, формирование и анализ трехмерных изображений исследуемого органа. В ходе исследования врач-оператор управляет всеми процессами с помощью персонального компьютера, обеспеченного необходимым пакетом программ. Информация считывается с экрана дисплея в режиме реального времени и заносится в базу данных для последующей углубленной обработки информации в рентгеновской томографии имеют много общего с томографией других типов.

2.5.2. Ядерная медицина. Направления и методы

В нашей стране принято называть совокупность методов диагностики и лечения с применением радиоактивных изотопов *ядерной медициной* [2]. Развитие ядерной медицины к настоящему времени превратило ее в мощную отрасль здравоохранения, без которой немислимы диагностика и лечение особо тяжелых заболеваний, в первую очередь онкологических. Специалисты в области ядерной медицины должны обладать как глубоким пониманием физических основ радиоактивности и детектирующих систем, так и знанием химического состава радиофармпрепарата (РФП) и процессов, определяющих локализацию РФП в определенных тканях и органах.

Ядерную медицину подразделяют на три основных направления: радионуклидная диагностика, радионуклидная терапия, радиофармакология [8]. В живой организм радиоактивные атомы вводят в таком небольшом количестве, что ни они, ни продукты их распада не оказывают вреда организму.

Радионуклидная диагностика (РНД) – совокупность диагностических методов, основанных на применении в качестве индикатора либо радионуклида, либо РФП. В РНД можно выделить четыре класса исследований, три из которых относятся к диагностике *in situ* (непосредственно организма), и один – к диагностике *in vitro* (продуктов жизнедеятельности).

В общем случае приборы для РНД можно подразделить на две группы:

- приборы для определения процента накопления РФП в организме (органе, ткани);
- приборы для динамических исследований.

Структурные схемы приборов каждой группы имеют характерные отличия.

В ядерной медицине компьютеры выполняют следующие основные функции:

- сбор и коррекция данных в реальном масштабе времени (с учетом анализа сигналов детектора);
- обработка полученной информации;

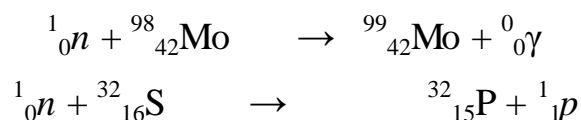
- представление результатов измерения (в первую очередь формирование и преобразование изображений);
- управление режимами работы детектирующей системы;
- хранение результатов измерений.

Применение цифровых систем для регистрации γ - квантов существенно улучшает качество результатов измерения и открывает неограниченные возможности для получения количественной информации об источнике излучения [8].

Способы получения радионуклидов

Одним из главных достоинств использования радионуклидов в медицине является возможность получения результирующего сигнала большой амплитуды при относительно малой массе вводимого радионуклида. Введение незначительных доз меченого препарата позволяет проводить неинвазивные исследования организма без возникновения вредных фармакологического и токсического эффектов. В ядерной медицине эту возможность используют для исследования различных физиологических процессов в организме с помощью разных РФП.

Радионуклиды образуются в результате нейтронного захвата (известного также как активация нейтронов), деления ядра, бомбардировки атома заряженными частицами, а также при использовании радионуклидного генератора. *Нейтронный захват* – поглощение нейтрона n ядром атома (^{98}Mo или ^{32}S) и образование нового радионуклида (^{99}Mo или ^{32}P) с испусканием γ – излучения или протона p в соответствии со следующими ядерными реакциями:



При нейтронном захвате нейтроны должны иметь среднюю энергию в диапазоне 0,3...100 эВ, поскольку только такие тепловые (находящиеся в термодинамическом равновесии с веществом) нейтроны взаимодействуют с ядрами атомов и захватываются ими [3]. Самым эффективным средством

получения радионуклидов является использование ядерного реактора. В нем для получения радиоактивного препарата мишень из определенного элемента помещается в пучок тепловых нейтронов.

Деление ядра – процесс, в результате которого тяжелые ядра (^{235}U , ^{239}Pu , ^{237}U , ^{232}Th), облучаемые тепловыми нейтронами, захватывают их и становятся нестабильными, что приводит к их делению на два легких (приблизительно с одинаковыми атомными массами) ядра [3].

Получаемые при делении тяжелых ядер нуклиды необходимо подвергать тщательной очистке для выделения конкретного радионуклида из смеси продуктов деления. Процесс деления имеет высокую удельную активность вследствие отсутствия материала мишени (нерадиоактивного изотопа того же элемента). Однако продукты деления обычно обогащены нейтронами и испытывают β – распад с излучением β – частиц, физическое действие которых противопоказано при медицинской визуализации, хотя и представляет интерес для целей терапии.

Бомбардировка заряженными частицами – процесс получения радионуклидов посредством взаимодействия изотопов водорода (H^+ , D^+) и гелия ($^3\text{He}^{2+}$, $^4\text{He}^{2+}$) с ядрами стабильных атомов мишени. Частицы должны обладать достаточной кинетической энергией для преодоления сил электростатического отталкивания положительно заряженного ядра. Для этого применяют различные типы ускорителей заряженных частиц (УЗЧ) [8].

Для получения необходимых в медицине радионуклидов обычно используют частицы с энергией 1...100 МэВ на один нуклон. Одним из главных достоинств метода получения изотопов путем бомбардировки заряженными частицами (в большинстве случаев) является то, что атомный номер такого изотопа отличается от атомного номера материала мишени. Теоретически это позволяет получать радионуклиды с очень высокой удельной активностью и минимальной примесью посторонних радионуклидов.

В ядерных реакциях с участием заряженных частиц образуются преимущественно радионуклиды с дефицитом нейтронов, и поэтому распад

сопровождается излучением позитронов (β^+ – излучением) или захватом электронов. Образующиеся таким образом радионуклиды благодаря отсутствию собственного излучения удобно использовать для клинической визуализации [2].

Радиоактивный распад может сопровождаться образованием либо стабильного, либо радиоактивного нуклида. В любом случае вновь образованный радионуклид в зависимости от типа распада может иметь тот же самый или другой атомный номер. Радиоактивный распад, сопровождающийся образованием дочернего радиоактивного продукта с иным атомным номером Z , позволяет простым химическим способом разделить дочерний и исходный продукты. Если дочерний радионуклид имеет необходимые для медицинской визуализации характеристики, а у исходного радионуклида достаточно большой период полураспада, чтобы его можно было использовать для получения, обработки и транспортировки, то разделение изотопов может проводиться непосредственно у потребителя и стать удобным источником короткоживущих радионуклидов медицинского назначения. Такой источник получения радионуклидов называют радионуклидным генератором.

Таким образом, радионуклидный генератор – устройство для оперативного приготовления короткоживущего радионуклида путем химического отделения дочернего изотопа от исходного. Разведение можно выполнить с помощью методов хроматографии, дистилляции или фазового разделения. В настоящее время первый из методов изучен в наибольшей степени и применяется в большинстве генераторов [2].

Радионуклиды, используемые в ядерной медицине для визуализации изображений, должны иметь следующие физические характеристики [8]:

- необходимый физический период полураспада;
- распад с испусканием γ -квантов;
- оптимальная энергия γ -квантов;
- отсутствие испускания частиц, отличных от γ -квантов.

В наибольшей степени перечисленным выше требованиям удовлетворяет радионуклид технеция ($^{99}\text{Tc}^m$), который применяют более чем в 90% всех исследований в ядерной медицине. Из других радионуклидов в ядерной медицине используют ^{123}I , ^{111}In , ^{67}Ga , ^{201}Tl и ^{81}Kr . Радионуклид ^{123}I способен успешно заменить ^{111}I , поскольку первый распадается вследствие электронного захвата и испускает γ -кванты с энергией 159 кэВ и периодом полураспада 13ч. Указанный изотоп легко связывается протеинами и фармпрепаратами, которые могут быть йодированы [1]. Однако, как и большинство перечисленных, радионуклид ^{123}I синтезируют с помощью циклотрона, и поэтому в настоящее время он имеет еще очень большую стоимость в очищенном от других изотопов йода виде. Радионуклиды ^{111}I и ^{67}Ga весьма схожи, поскольку оба распадаются посредством электронного захвата. Радионуклид ^{111}In является прекрасным изотопом для визуализации изображения. Он испускает γ -кванты с энергиями, необходимыми для исследований с помощью гамма-камер. Недостаток – высокая стоимость, поскольку его получают путем бомбардировки мишени заряженными частицами [1]. Радионуклид ^{67}Ga в составе цитрата галлия долгое время использовался в качестве радиоиндикатора для локализации опухолей и обнаружения абсцессов. Радионуклид ^{201}Tl применяют для диагностики кровоснабжения миокарда, поскольку подобно калию он накапливается сердечной мышцей. В этом случае энергии рентгеновского излучения составляет 80 кэВ, что близко к энергии пучка характеристического рентгеновского излучения свинца, исходящего от коллиматора. Поэтому с учетом большого периода полураспада (73ч) этот изотоп малоэффективен для визуализации.

Радионуклиды, испускающие позитроны, широко применяют для физиологических исследований [2]. Радионуклиды ^{15}O , ^{13}N , ^{11}C и ^{18}F используют в области функциональной диагностики, однако их редко применяют при проведении рутинных обследований в ядерной медицине, поскольку циклотрон для их получения должен находиться рядом с

диагностическим центром. Два позитронных излучателя радионуклидов гелия и рубидия, синтезируемые с помощью генераторов, могут стать неоценимыми РФП в клинической позитронно – эмиссионной томографии (ПЭТ). В частности, радионуклид галлия (^{68}Ga), как и технеция ($^{99\text{m}}\text{Tc}$), можно использовать для мечения многих веществ, а радионуклид рубидия (^{82}Rb) более целесообразно применять при диагностике кровоснабжения миокарда (вместо ^{201}Tl). Указанные радионуклиды и разработка дешевых ПЭТ – камер могут обеспечить в клинической ядерной медицине давно ожидаемое сочетание их высокой чувствительности и пространственного разрешения [8].

2.5.2.1 Аппаратура для радионуклидной диагностики

Гамма-камеры

Для обнаружения распределения радионуклидов в разных органах используют гамма-топограф (сцинтиграф), который автоматически регистрирует интенсивность радиоактивного препарата (сцинтиграмму) [2]. Этот прибор представляет собой сканирующий счетчик, который постепенно проходит большие участки над телом пациента. Регистрация излучения фиксируется, например, штриховой отметкой на бумаге. Это дает сравнительно грубое распределение ионизирующего излучения в органах. Более детальные сведения можно получить методом *авторадиографии*. На исследуемый объект наносят слой чувствительной фотопленки, в котором содержащиеся в объекте радионуклиды оставляют след. Полученный снимок называют автордиографом или автордиограммой.

Аппараты, позволяющие проводить количественный анализ сцинтиграмм, получили не очень точно отражающее их основное излучение, но общепринятое название *гамма-камер* (рис. 11).

Функционально гамма-камера представляет собой совокупность четырех основных блоков: коллиматора, позиционно – чувствительного детектора γ - квантов, электронной системы формирования координатных сигналов и устройства представления и регистрации изображения [8].

Основными метрологическими характеристиками гамма-камеры, определяющими информативность и эффективность диагностического процесса, являются чувствительность, пространственное и энергетическое разрешение, характеристика скорости счета, однородность и линейность изображения.

Основной характеристикой коллиматора и детектора в целом является чувствительность к точечному источнику γ -излучения, определяемая как средняя частота регистрируемых импульсов при размещении такого источника в точке непосредственно перед детектором. Не менее важное

свойство гамма – камеры – способность передавать без искажений информацию обо всем характере пространственного распределения радионуклида в объекте, или пространственное разрешение, определяемое через функцию передачи модуляции. Требования высокой чувствительности и высокого пространственного разрешения являются противоречивыми, и для достижения оптимума необходимы коллиматоры различных конструкций [8].

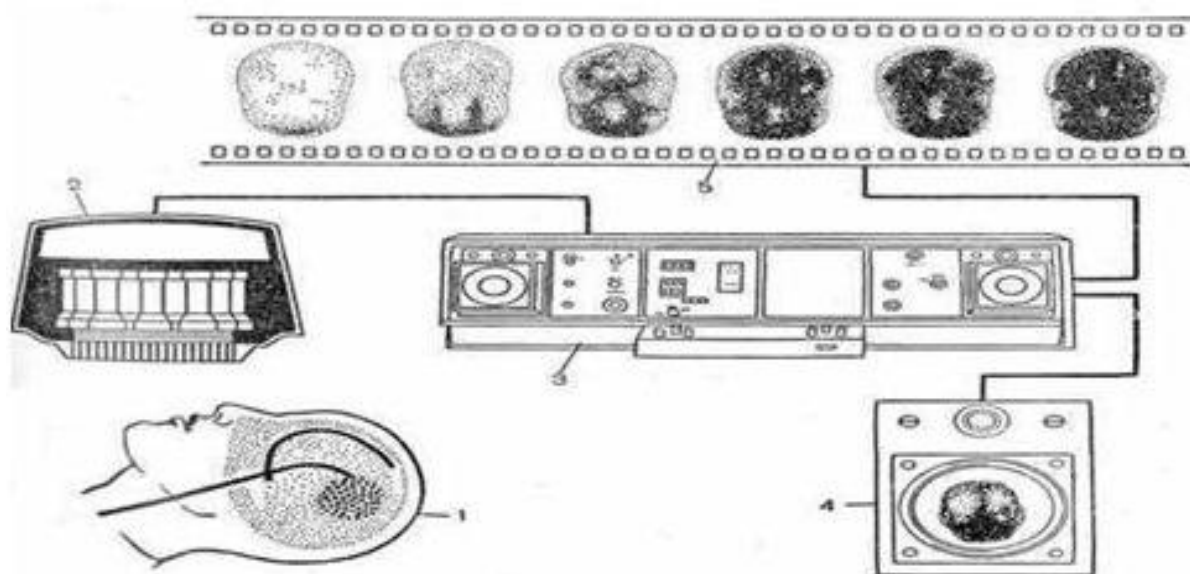


Рисунок 11 - Принципиальная схема гамма-камеры: 1-объект исследования, 2-детектор, 3-электронное устройство, формирующее изображение, 4-экран осциллографа, 5-гамма-топограммы.

Кроме чувствительности и пространственного разрешения используют другие характеристики гамма – камер: пространственную неоднородность чувствительности, линейность функции отклика, размер поля зрения, быстродействие и т.д. Современные гамма –камеры значительно отличаются от классической гамма –камеры типа камеры Ангера по уровню характеристик и имеют существенные конструктивные и функциональные отличия.

В медицинской практике используют следующие основные модификации гамма-камер: стационарные, сканирующие все тело пациента; томографические; специализированные (передвижные, для кардиологических исследований). Особое место среди прочих типов гамма – камер занимают камеры, сканирующие все тело человека (камеры типа ВТ). Такие гамма –

камеры снабжены устройством перемещения блока детектирования вдоль тела пациента системой синхронного перемещения изображения относительно матрицы, на которой осуществляется регистрация изображения. В различных модификациях гамма – камер типа ВТ применяются как перемещение штатива с блоком детектирования относительно ложа пациента (ВТ типа 1), так и перемещение специального стола, на котором расположен пациент, относительно неподвижного блока детектирования (ВТ типа 2). Достоинством камер первого типа является относительно небольшая площадь, требующаяся для размещения системы, недостатком – необходимость значительных конструктивных изменений штатива и трудность обеспечения равномерного движения штатива с блоком детектирования из-за их значительной массы. Достоинствами камер типа 2 являются относительная простота и малая требуемая мощность электромеханических узлов, возможность использования стандартной гамма – камеры без каких – либо конструктивных изменений, безусловным недостатком – большая площадь (примерно вдвое больше, чем для камер типа 1) [2].

Важную тенденцию, присущую современному приборостроению, отражает интенсивное внедрение в работу сцинтилляционных гамма – камер цифровых электронных устройств [1]. Цифровая обработка информации позволяет резко сократить время обследования (повторные обследования не требуются), получать многочисленные копии изображений, изменять в широких пределах контрастность изображения, вводить результаты исследования в компьютер для последующей всесторонней обработки в соответствии с имеющимся пакетом программ (следовательно, повышать надежность и воспроизводимость полученной информации) и т.п. Работа в диалоговом режиме дает возможность резко снизить требования к технической подготовке оператора и тем самым многократно расширить сферу применения аппаратуры. В цифровых гамма – камерах блок детектирования можно рассматривать как устройство ввода данных в компьютер, управляемое от компьютера.

Однофотонная эмиссионная компьютерная томография

В современных клинических учреждениях наблюдается интенсивный переход от применения классических гамма – камер к аппаратам однофотонной эмиссионной компьютерной томографии (ОФЭКТ) [1]. По существу, они являются теми же гамма-камерами, но с качественно новыми функциональными возможностями. ОФЭКТ – камеры наряду с возможностью работы в обычном режиме (планарной сцинтиграфии) позволяют получать послойные изображения распределения РФП в параллельных плоскостях, перпендикулярных чувствительной поверхности детектора, с последующей реконструкцией трехмерного (3D) изображения.

Для всех ОФЭКТ – камер характерно получение изображения всего тела пациента. Конструкция штатива подвижная и обеспечивает вращение вокруг продольной оси тела пациента, лежащего на специальном консольном ложе. Реконструкция 3D-изображения проводится по набору двумерных проекций (обычно от 32 до 128), представляющих собой обычное планарное изображение, полученное при определенном угловом положении блока детектирования на траектории его перемещения вокруг тела пациента. При каждом положении данные накапливаются в памяти компьютера, после чего программное обеспечение компьютера проводит реконструкцию 3D-изображения распределения РФП в организме подобно рентгеновской томографии [8].

Основное отличие томографической гамма – камеры (ТГК) от рентгеновского томографа состоит в том, что нужное сечение выделяется не механически (позиционированием детекторов), а математически. Благодаря этому за один оборот детектора на угол 360° в памяти системы накапливаются все данные, необходимые для восстановления любого сечения в пределах поля зрения детектора. Эта особенность ТГК имеет принципиально важное значение для случаев, когда местоположение патологии априори неизвестно.

Метод ОФЭКТ можно также разделить на два основных типа: томографию с ограниченным углом обзора и поперечную томографию [1]. При

ОФЭКТ с ограниченным углом обзора (или продольной ОФЭКТ) регистрация γ -квантов проводится одновременно от некоторых сечений тела в ограниченном диапазоне углов. В этом случае плоскости реконструированного изображения будут параллельны поверхности детектора (детекторов). В поперечной (трансаксиальной) ОФЭКТ детектор совершает полное круговое (или некруговое) движение вокруг пациента, регистрируя γ -излучение от одного или нескольких сечений тела пациента. При этом плоскости реконструированного изображения перпендикулярны поверхности. В любом случае при сборе полной пространственной информации можно реконструировать изображение и в других ортогональных плоскостях.

Преимущество систем ОФЭКТ перед планарной сцинтиграфией состоит в улучшении контраста в изображении сред с различными физиологическими показателями, в большем пространственном разрешении, в более надежном выявлении аномальных функций органов, а также в существенном увеличении объемов количественных исследований.

По сравнению с планарными гамма – камерами к ТГК предъявляют повышенные требования к однородности чувствительности в пределах поля зрения. Это связано с тем, что неоднородность изображения после математической реконструкции возрастает и может привести к различного рода ошибкам. Поэтому все модели ТГК снабжены микропроцессорными системами цифровой коррекции неоднородности [8].

Важным достоинством ТГК является универсальность, поскольку при неподвижном детекторе можно проводить все статические планарные исследования подобно обычной гамма – камере. Однако качество этих исследований выше вследствие более строгих требований к однородности. Это является, по-видимому, основной причиной вытеснения планарных гамма-камер из клинической практики и повсеместного перехода на ТГК несмотря на более высокую стоимость установок для ОФЭКТ.

Отметим существенное различие методик реконструкции 3D-изображения при ОФЭКТ и РКТ [1]. По сравнению с РКТ, когда

регистрируется распределение линейного коэффициента ослабления μ рентгеновского излучения, реконструкция методом ОФЭКТ более сложна, поскольку связана с нахождением распределения активности при априори неизвестных значениях коэффициента μ . При ОФЭКТ пространственное разрешение изображения, характеризующего физиологические и метаболические процессы в организме, составляет порядка 3...5 мм по сравнению с разрешением при РКТ, равным примерно 1мм. Источники радиации при ОФЭКТ распределены в значительной части тела пациента и выводятся из организма в основном за время распада РФП, а при РКТ доза облучения ограничена временем экспонирования одного сечения тела и общая поглощенная при РКТ доза увеличивается кратно числу облученных сечений. Таким образом, при обследовании одного и того же объема ткани поглощенное излучение при ОФЭКТ обычно в 10 раз меньше, чем при РКТ.

Позитронная эмиссионная томография

Радионуклидная диагностика поднялась на качественно новую ступень с появлением серийно выпускаемых установок для позитронной эмиссионной томографии (ПЭТ), которая является одним из самых информативных методов, применяемых в ядерной медицине [8], этот метод позволяет получать функциональные изображения с помощью РФП в различных метаболических процессах. Наиболее часто используемые позитронно – излучающие (β^+ -активные) радионуклиды имеют малые периоды полураспада (2-110 мин). Поэтому их необходимо синтезировать непосредственно в клиническом центре, поблизости от места диагностического применения.

Обычно ПЭТ представляет собой совокупность кольцевых детекторных сборок, параллельно расположенных вдоль общей оси. Внутри детекторного блока вдоль оси вводится консольное ложе с пациентом (рис. 12). Наибольшее применение ПЭТ находит для неврологических исследований и изучения процессов метаболизма головного мозга, поэтому большинство систем рассчитано для томографии черепа и имеет небольшой диаметр кольца рабочей зоны. Метод постоянно совершенствуется: разработаны ПЭТ,

комбинированные с РКТ, позволяющие за одно исследование получать функциональные (ПЭТ) и анатомические (РКТ- изображения) данные [8]. Ввиду сложности конструкции детекторного блока и необходимости наличия независимого накопителя позитронно – излучающих радионуклидов, стоимость ПЭТ весьма существенна. Поэтому в последнее время развернуты специальные исследования, нацеленные на поиск более дешевых ПЭТ – методов.

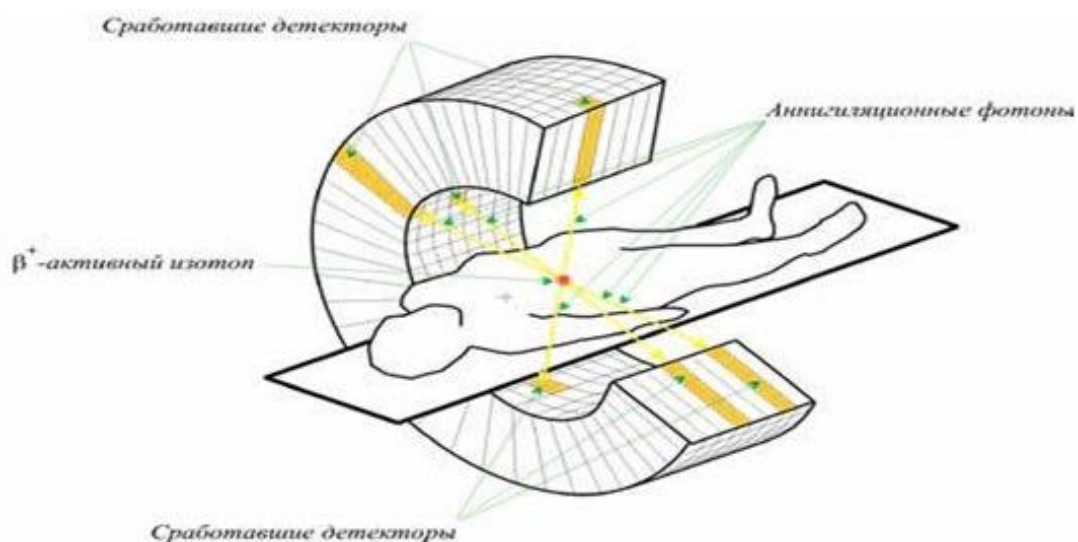


Рисунок 12 - Схема метода ПЭТ

Радионуклидная диагностика занимает свое стабильное место среди методов получения медицинских диагностических изображений. Основное преимущество РНД заключается в ее физиологичности, что достигается за счет способности РФП накапливаться в определенных структурах организма. Количество используемых методик очень велико, и более-менее обстоятельное их описание невозможно в рамках настоящего курса.

2.5.2.2 Аппаратура для лучевой терапии и хирургии

Методика проведения лучевой терапии

При лучевой терапии для воздействия на биообъект применяется сколламированный поток ионизирующего излучения [8], которое может иметь различный характер: как электромагнитное излучение различных длин волн – от рентгеновского до гамма – диапазона, так и как излучение с ненулевой энергией покоя частиц (радионуклидная терапия). Лучевую терапию применяют в основном для лечения злокачественных опухолей. Целью лучевой терапии является уничтожение новообразования непосредственно в месте локализации без хирургического вмешательства. Сущность метода состоит в использовании различий в чувствительности тканей к ионизирующему излучению (радиочувствительности), которая возрастает с ростом скорости метаболизма.

По способу воздействия в лучевой терапии различают контактное и дистанционное воздействие. Контактное воздействие, связанное с непосредственным соприкосновением источника излучения с объектом, имеет достаточно ограниченную сферу применения – либо при поверхностных новообразованиях, либо интраоперационно. Поэтому, несмотря на меньшее число побочных эффектов, контактное воздействие по широте охвата медицинских задач значительно уступает дистанционному, основным преимуществом которого является универсальность.

В результате дистанционного облучения обязательно повреждаются здоровые ткани [2], поэтому наряду с рекомендациями к применению лучевой терапии разработана и классификация побочных эффектов, подразделяемых на локальные и системные. Локальные эффекты представляют собой совокупность повреждений непосредственно в зоне облучения (термические ожоги, повышенная ломкость стенок сосудов, мелкоочаговые кровоизлияния и т.п.). При контактном способе, кроме того, могут возникать изъязвления облучаемой поверхности. Это, безусловно, причиняет определенный дискомфорт пациенту

и требует реабилитационных процедур, однако на фоне успешного разрушения злокачественного новообразования является несущественным побочным эффектом. Более серьезными являются системные осложнения, обусловленные распадом клеток, подвергшихся облучению (так называемые лучевые реакции). По сути, пациент после проведения курса дистанционной лучевой терапии переживает в качестве побочного явления лучевую болезнь, степень которой зависит от полученной дозы [2]. В этом смысле лучевая терапия может вызвать рецидивы опухолевых заболеваний как осложнений лучевых реакция. Вероятность таких рецидивов относительно мала, и среднее время их возникновения составляет не менее 10 лет. Тем не менее при назначении лучевой терапии решающим является фактор дозиметрии (особенно критичный, в случае лечения детей). Типичным системным осложнением у детей является замедление роста и развития опорно – двигательного аппарата.

Лучевую терапию используют как самостоятельный метод лечения (особенно эффективный на ранних стадиях заболевания), так и в составе комбинированного лечения в сочетании с хирургическими или химиотерапевтическими методами. Лучевая терапия всегда начинается с планирования лечебной процедуры [8]. Для этого выполняется ряд рентгенологических исследований, при которых определяется по возможности более точное расположение патологии. Онкологи – радиологи и техники, используя РКТ и магнитно – резонансную томографию (МРТ), вычисляют участки локализации опухоли, на которые, в дальнейшем будет нацелено ионизирующее излучение. При использовании радиотерапии для картирования расположения и дальнейшего облучения опухоли применяют специальное программное обеспечение, чтобы наивысшие дозы облучения доставлялись в ткани опухоли наиболее точно. Таким образом, основу эффективности терапии составляет точное прицеливание. Не менее важным фактором эффективности лечения является точное дозирование, основанное на модуляции интенсивности облучения в соответствии с предварительным планированием. При необходимости облучение проводят с нескольких точек, чтобы достичь

максимально возможного сосредоточения потока излучения на патологии и для максимальной селективности воздействия (здоровые ткани должны получить минимум дозы, а патология максимум). Как правило, применяют экранирование здоровых органов и тканей. Сеанс облучения обычно продолжается в течение 1-5 мин, весь курс облучения может продолжаться от 3-4 дней до 3-4 недель [8].

Альфа – терапия

Этот вид относится к наиболее мягкому из всех видов лучевой терапии [1]. Альфа – частицы поглощаются даже небольшим слоем воздуха, поэтому необходим контакт источника α – частиц с организмом или их введение внутрь организма. Характерным примером α – терапии является радоновая терапия, при которой в качестве источника радионуклида используют минеральные воды, содержащие радионуклиды радона ($^{222}_{86}\text{Rn}$) и его дочерние продукты. Радоновую терапию используют для воздействия на кожу (ванны), органы пищеварения (питье), органы дыхания (ингаляции). Другой прием применения α -терапии заключается в том, что в опухоль предварительно вводят элементы, ядра которых под действием нейтронов вызывают ядерную реакцию с образованием α – частиц, например: $^{10}_5\text{B} + ^1_0\text{n} \rightarrow ^7_3\text{Li} + ^4_2\alpha$ или $^6_3\text{Li} + ^1_0\text{n} \rightarrow ^3_1\text{H} + ^4_2\alpha$. Таким образом, α – частицы и ядра отдачи образуются прямо внутри органа, на патологию которого они должны оказывать разрушительное действие.

Для дистанционной корпускулярной терапии применяют ускорители заряженных частиц: бетатрон, синхротрон (для электронов), синхрофазотрон (для тяжелых частиц). Заряженные частицы наибольшую ионизацию производят перед остановкой [8]. Поэтому при попадании пучка заряженных частиц в биообъект извне наибольшее воздействие будет оказано не на поверхностные слои тканей, а на патологические ткани, расположенные в глубине организма (пик Брэгга). Поверхностные слои при этом повреждаются минимально.

Волновая лучевая терапия

Для этого вида терапии используют главным образом γ – излучение ввиду большей проникающей способности, чем рентгеновское. При облучении организма ионизирующим излучением участками тканей, находящимися на различных глубинах, поглощается разная энергия, поэтому поглощенная доза D_n для этих глубин будет разная [8]. Для излучения с малой энергией кванта распределение D_n по глубине будет определяться экспоненциальным законом ослабления интенсивности излучения. Жесткое излучение вызывает эффект вторичной ионизации, а это повышает локальное выделение энергии на глубинах, где возникает вторичная ионизация. Такие эффекты могут приводить к появлению на некоторых характерных глубинах максимума поглощенной дозы D_n . Чем выше энергия фотона, тем глубже сдвигается максимум. При лечении опухолей подбором жесткости излучения достигают выделения максимальной энергии в местах очага.

Чаще всего дистанционное облучение применяют в виде длительных курсов продолжительностью от 3 до 8 недель. Ежедневные сеансы длятся обычно несколько секунд. Характерной особенностью работы медицинского персонала при выполнении дистанционной лучевой терапии в отличие от аппликационной или внутритканевой является отсутствие необходимости выполнения ручных манипуляций с незащищенными источниками излучения.

При аппликационной лучевой терапии источники ионизирующего излучения размещают непосредственно на поверхности тела пациента без нарушения целостности тканей. Этот вид терапии выполняется 5-10 дней, причем дневные процедуры проводятся в течение нескольких часов [2]. При этом неизбежными являются ручные манипуляции с радиоактивными источниками, естественно, при использовании защитного оборудования.

Чрескожное облучение [2] осуществляется в статическом (неподвижном) или подвижном режиме. Для увеличения дозы в глубине тканей это облучение проводят через свинцовые решетчатые диафрагмы, что

позволяет значительно повысить дозу под открытыми участками решетки в очаге поражения.

Способы применения внутрисполостного и внутритканевого облучения различны [1]. Применяют введение небольшого тубуса специального короткофокусного облучателя непосредственно в естественную полость тела (ротовая область, влагалище, прямая кишка) или искусственно образованные полости. Различают внутрисполостную короткодистанционную рентгенотерапию; внутрисполостную γ – терапию; внутрисполостную β – терапию (контактное облучение). Применяют также введение в полостной или трубчатый орган (мочевой пузырь, матка, бронхи и др.) резинового баллона, наполненного раствором радиоактивного вещества, металлического футляра с трубочками, содержащими радиоактивный изотоп, а также бус из радионуклидов из ^{60}Co .

При внутритканевой лучевой терапии [8] источник излучения находится непосредственно в опухоли или тканях организма пациента в течение всего процесса лечения. Терапия осуществляется путем обкалывания патологии излучающими иглами, внедрения излучающих стержней, гранул, зерен; прошивания опухоли радиоактивными нейлоновыми нитями с излучающими гранулами; используют также инъекционную имплантацию коллоидных растворов радионуклидов. При внутритканевой терапии существует необходимость ручных манипуляций с незащищенными источниками излучения, причем обязательно с соблюдением правил асептики, так и при хирургических операциях.

При внутреннем облучении перорально, внутримышечно или внутривенно (внутриартериально) вводят органотропные радионуклиды или меченые соединения, которые избирательно поглощаются опухолью или другими патологически измененными тканями. В процессе курса лечения радионуклиды вводят обычно несколько раз.

Адронная лучевая терапия

Этот вид терапии представляет собой разновидность корпускулярной лучевой терапии, получившей особое развитие в последние десятилетия XXв [8]. Это связано с относительно большим процентом неудач при волновой лучевой терапии (несмотря на огромные затраты при разработке соответствующего оборудования, смертность остается высокой: половина больных с третьей стадией заболеваний погибает в течение года). Причиной неудач лучевого лечения опухолей в ряде случаев является относительная резистентность новообразования к излучениям с низкой линейной передачей энергии, невозможность подведения к опухоли необходимой дозы из-за риска повреждения нормальных окружающих тканей. К настоящему времени наиболее распространенные виды излучений – фотонные пучки линейных ускорителей. Когда рядом с мишенью, подлежащей облучению, расположены жизненно важные и радиочувствительные структуры и органы, традиционная радиотерапия часто оказывается бессильной. Это объясняется тем, что поражающее действие γ -излучения спадает экспоненциально по мере проникновения в вещество, поэтому здоровые ткани, расположенные на пути пучка, облучаются большей дозой, чем сама мишень. Кроме того, облучению подвергаются также ткани и органы, находящиеся за мишенью. Другой недостаток γ -излучения – недостаточно резкий спад дозы по боковым границам пучка в силу специфики взаимодействия этого излучения с веществом. Поэтому не всегда удается сфокусировать дозное распределение соответствующим образом на мишень, с чем в первую очередь и связаны ограничения традиционной (фотонной) лучевой терапии [8].

Перед началом сеанса облучения в процедурную выводится терапевтический протонный пучок и проводится его тщательная дозиметрия. Измеряют профиль пучка, его глубинно-дозовое распределение, мощность дозы. Затем эти параметры контролируют непосредственно во время облучения пациентов. Для каждого направления облучения, непосредственно перед облучением, изготавливается рентгеновский снимок пациента с помощью

рентгеновской трубки, установленной за пациентом на оси пучка, и цифрового рентгеновского экрана. В результате на снимке отчетливо видно положение протонного пучка относительно анатомических структур черепа. Если это положение не совпадает с точностью 1мм с тем, которое было рассчитано программой планирования, проводится коррекция положения пациента относительно пучка. Сразу после этого осуществляется терапевтическое облучение протонным пучком.

Лучевая хирургия

По аналогии с лучевой терапией логично говорить лучевая хирургия, однако более часто используют термины «радиохирургия» или «стереотаксическая радиохирургия» [1]. Под стереотаксической радиохирургией понимают медицинскую процедуру, состоящую в однократном облучении высокой дозой ионизирующего излучения доброкачественных и злокачественных опухолей и других патологических очагов при прецизионной фиксации объекта облучения относительно пучка излучения для уничтожения или приостановки их функционирования.

Радиохирургия – медицинская процедура, заключающаяся в том, что ионизирующее излучение высокой мощности собирается в узкий пучок и используется в качестве средства деструкции биологических тканей [1]. В первую очередь радиохирургия используется для лечения заболеваний головного мозга в связи с возможностью жесткой фиксации головы, что обеспечивает высокую пространственную точность, и позвоночника.

Основными радиохирургическими аппаратами в настоящее время являются *гамма-нож* и *кибер-нож*. Гамма-нож (рис.13) – аппарат для стереотаксической радиохирургии патологий головного мозга. Источниками ионизирующего излучения в гамма-ноже является 201 источник радионуклида. Источники фокусировано расположены в защитном кожухе по диаметру полусферы. Дозовое распределение, порождаемое источниками, близко к сферическому. В начале лечения на голове пациента под местной анестезией

специальными шипами фиксируется стереотаксическая рама [8]. Стереотаксис является классическим малоинвазивным методом хирургического вмешательства, когда доступ осуществляется к целевой точке внутри тела или толщи тканей какого-либо органа с использованием пространственной схемы



Рисунок 13 – Гамма-нож

по заранее рассчитанным координатам по трехмерной декартовой системе координат. Далее проводятся диагностические исследования (МРТ, РКТ, иногда ПЭТ, в случае сосудистых патологий – ангиография) с использованием локализаторов, надеваемых на стереотаксическую раму, и обеспечивающих привязку томографических координат к координатам рамы. На основе полученных изображений с помощью компьютерной системы планирования облучения создается план лечения, который передается на пульт управления установкой. Планирование осуществляется путем выбора числа изоцентров, их положения, относительного времени облучения в каждом изоцентре, угла наклона головы, исключаемых направлений пучков. При этом учитывается расположение и форма опухоли (или опухолей), прилежащих здоровых тканей, критических органов, а также общая дозовая нагрузка на голову пациента. Пациент укладывается на кушетку, его голова фиксируется в системе позиционирования таким образом, чтобы выбранная мишень совпадала с изоцентром аппарата. В зависимости от модели аппарата или конкретных особенностей пациента используется автоматическая или ручная система позиционирования. Проводится проверка положения изоцентров и их достижимости, после чего персонал покидает помещение, кушетка задвигается внутрь аппарата, где и происходит облучение. В процессе облучения с

пациентом поддерживается двусторонняя аудио – и односторонняя видеосвязь. Сам процесс лечения абсолютно безболезненный. Время процедуры составляет от 10 мин до нескольких часов в зависимости от типа патологии, числа опухолей, их размера и расположения [8]. Гамма-нож считается «золотым стандартом» в радиохирургии и соответственно на него распространяются как все ее ограничения – малые размеры патологического очага, отсроченность результата и др., так и ее преимущества – одномоментность (по сравнению с лучевой терапией), отсутствие хирургических рисков.

Кибер-нож – прецизионная радиохирургическая система, используемая для лечения злокачественных и доброкачественных опухолей по всему телу с субмиллиметровой точностью [1]. Перечислим основные компоненты аппарата «кибер-нож». *Компактный линейный ускоритель рентгеновского диапазона.* Его габариты и масса существенно меньше по сравнению со стандартными медицинскими линейными ускорителями, которые обычно используют в радиотерапии. Благодаря компактности ускоритель можно устанавливать непосредственно на роботе-манипуляторе. *Робот-манипулятор.* Рука манипулятора обладает шестью степенями свободы и обеспечивает перемещение и наведение линейного ускорителя с высокой точностью и повторяемостью с любого направления. Благодаря этому достигается разнообразие траекторий и точек входа и выхода лучей, что минимизирует риск лучевого поражения здоровых клеток рядом с опухолью. Малое время отклика руки манипулятора позволяет сопровождать в реальном времени перемещение опухоли, связанное с дыханием. *Система контроля по изображению.* Обеспечивает непрерывное слежение, контроль и коррекцию перемещения опухоли и пациента в ходе процедуры без вмешательства врача. *Детекторы изображений.* Фиксируют в ходе процедуры анатомические снимки с высоким разрешением. Эти непрерывно формируемые изображения сравниваются с полученными ранее оцифрованными рентгенограммами для определения положения пациента в реальном времени. На основе этой информации робот-манипулятор реагирует на любое обнаруженное движение пациента[8].

3 Неионизирующее излучение.

3.1 Радиочастотный диапазон.

Биологические эффекты электромагнитного поля низкой частоты ($f < 10^5$ Гц) обусловлены преимущественно током проводимости, основными носителями которого являются ионы [7]. Плотность тока в тканях при наведении в них внешнего электромагнитного излучения не превышает $2,3 \cdot 10^{-3}$ А*м⁻² в интерстиции и 10^{-6} А*м⁻² в межклеточном пространстве. Воздействие ЭМП (электромагнитным полем) с помощью электродов-антенн (металлических проводников с высокой удельной электропроводностью), подведенных к телу, позволяет получить в теле человека значительные токи проводимости, способные вызвать изменение функциональных свойств нервной и мышечной тканей организма, клетки которых обладают возбудимыми мембранами.

Пороговое значение интенсивности тока проводимости, вызывающее возбуждение нервной рецепторной и проводящей ткани, определяется частотой воздействующего электромагнитного поля [9]. С ее увеличением пороговое значение для тока нарастает. При воздействии электромагнитного поля с частотой $3 \cdot 10^3$ Гц на биоткани через кожные покровы возбуждения нервных окончаний и эфферентных нервных мышечных волокон не происходит.

Кроме того, в тканях с высоким содержанием воды длина электромагнитных волн уменьшается в 6,5-8,5 раза по сравнению с воздухом. В тканях с низким содержанием воды указанные закономерности выражены существенно меньше, и длина волны в таких тканях уменьшается в 2-2,5 раза. Таким образом, на частотах ЭМП выше $3 \cdot 10^8$ Гц длина волны электромагнитного излучения меньше размеров тела человека, что обуславливает возможность только локального воздействия электромагнитных излучений сверхвысокой частоты на организм больного [2].

В силу малого поглощения тканями энергии электромагнитного поля в низкочастотном диапазоне не происходит их заметного нагрева, так как

выделяемое биотканями тепло существенно меньше метаболической теплопродукции организма ($1,3 \text{ Вт} \cdot \text{кг}^{-1}$) и не превышает значения мощности рассеяния тепловой энергии биологическими тканями.

Напротив, электромагнитные излучения высокой частоты помимо токов проводимости вызывают в организме значительные токи смещения [2]. Последние определяют преобразование электромагнитной энергии в тепловую в основном за счет трения в вязкой среде цитозоля, ориентирующихся во внешнем электромагнитном поле диполей воды и биологических молекул. Физиологические механизмы теплоотдачи организма (теплопроводность, конвекция, испарение и излучение) не компенсируют возникающую в высокочастотном диапазоне теплопродукцию, в результате чего происходит нагревание облучаемых тканей организма. В частотном диапазоне 10^6 - $2 \cdot 10^7$ Гц, как ток проводимости, так и ток смещения способны вызвать гипертермию. В частотном диапазоне, превышающем $2 \cdot 10^7$ Гц, ведущую роль в механизме теплообразования в тканях играет ток смещения [7].

3.1.1 Модели воздействия радиочастотного диапазона на биообъекты и применение в медицине

Очень низкие и низкие частоты электромагнитного поля

Слабые магнитные поля, вызванные временными естественными источниками, такими как Солнце, Луна, звезды и т.д., диагностируют организм человека независимо от его желания и выявляют «перспективные» заболевания методом индексации через повышение давления, температуры, общего состояния с целью принятия мер бытового уровня самим человеком – солнечных ванн, водных процедур и т.д., и их диагностики в лечебном учреждении и лечения самим человеком, с коррекцией внешними физиовоздействиями при необходимости [2].

Переменное низкочастотное магнитное поле беспрепятственно проникает в живые ткани, однако интенсивность его убывает от источника генерации по закону: $\sim 1/r^2$. Многие исследователи отмечали, что при наведении на человеческий организм полей переменного магнитного поля с частотой 0,01–5 Гц происходит резкое изменение электроэнцефалограммы мозга человека. Состояние при этом ухудшается, происходит угнетение мозга. Замечено также, что активность лейкоцитов при магнитных бурях, т.е. при слабых магнитных полях, уменьшается, как и их количество.

Отклик организма человека на ультранизких (УНЧ) частотах от 0,001 до 120 Гц с диапазоном внутри указанных частот, имеет внутреннюю обусловленность. Резонируя на низких частотах электромагнитных излучений, в результате, биосистема имеет возможность усиления уровней сигналов низких частот, что приводит к различным последствиям в зависимости от частот, начиная от «полезных», необходимых для лечения и поддержания систем организма, до «враждебных» с внесением патологических изменений[7].

Организм состоит из двух «электрических» систем [9]: ультранизкочастотной, которая определяется химическими и

электролитическими процессами, и ультравысокочастотной, связанной с регуляцией через слабые магнитные поля в самом организме. Любое «вмешательство» в действия этих слабых магнитных полей вызывает колебательные процессы в организме из-за разрегуляции всей магнитноэлектрической системы организма, в том числе ЦНС, на ультранизких частотах с равными их частотам химических процессов. Слабые магнитные поля в организме человека связаны с питающими их внешними полями МСС-МСЧ. Заэкранироваться от этих полей невозможно. Это связано с двойным действием этих УНЧ частот: на химическо-ионно-электронную систему организма и на слабые магнитные поля, которые резонируют при «размноженной» магнитно-электрической системе организма.

Воздействие переменным электромагнитным полем УВЧ

УВЧ-терапия - метод лечения, при котором на определенный участок тела больного воздействуют электромагнитным полем ультравысокой частоты 27,12 МГц, либо 40,68 МГц мощностью от 1 до 350 Вт при непрерывном поле и 25 кВт в импульсе и средней мощности 15 Вт при импульсном воздействии.

Реакция организма на действие поля УВЧ обусловлена функциональными и биохимическими сдвигами, возникающими в тканях при раздражении их терморцепторов [9]. Характер и выраженность реакций нервной системы и всего организма на воздействие любого другого фактора зависят от исходного функционального состояния организма и его индивидуальных особенностей. Таким образом, при патологическом состоянии, изменение его функций под влиянием воздействий электромагнитного поля УВЧ выражено в большей степени, чем при нормальном состоянии, что связано прежде всего с информационным действием его частотных параметров как для непрерывного, так и для импульсного режимов.

На воздействие электрического поля УВЧ в слаботепловой дозировке нервная система, как и другие системы организма, отвечает возбуждением. При воздействии большими дозами или при длительном воздействии малыми

дозами отмечается кратковременная фаза возбуждения, сменяющаяся угнетением.

При небольшой интенсивности происходит расширение артериол, капилляров, венул, ускорение кровотока. При значительных дозировках наступает сужение капилляров и артерий с замедлением капиллярного и венозного кровотока. При очень больших дозировках наблюдается быстро проходящее сужение сосудов, после чего наступает их расширение с ускорением кровотока, сменяющееся замедлением и стазом [2].

В целом же, возникновение теплового эффекта в тканях приводит к расширению капилляров и артериол в зоне действия поля, усилению кровообращения, понижению артериального давления, повышению сосудистой проницаемости, лимфообращения, венозного оттока, в том числе и в сосудах головного мозга, повышению иммунологических процессов, в частности к фагоцитарной активности лейкоцитов, проявляется противовоспалительное, бактериостатическое, болеутоляющее действие, оказывается функциональное воздействие на ЦНС. Механизм болеутоляющего действия электрического поля УВЧ предположительно определяется характером патологического процесса, вызвавшего боль.

При воздействии электрического поля УВЧ активизируются многочисленные функции соединительной ткани в том числе и ее репродуктивные свойства. Исследователями констатируется не разрастание соединительной ткани вообще под влиянием такого воздействия, а ускорение разрастания и созревания грануляций, регенерирующих и заполняющих раневой дефект. Отмечено ускорение регенерации нервных волокон, форсированное восстановление в них исходной скорости проведения [9].

УВЧ-поле антиспастически действует на гладкомышечные органы: желудок, кишечник, желчный пузырь, стимулирует отделение секретов желчи и кишечного сока, но тормозит секрецию бронхиальных желез. В почках при воздействии УВЧ-поля происходит усиление почечного кровотока, приводящее к активации процессов фильтрации. На сердечно-сосудистую систему УВЧ-

поле существенно не влияет, оказывая лишь выраженные местные эффекты, а именно - расширение капилляров [9].

В больших дозах УВЧ-поле может вызывать тахикардию и тахипноэ. Рассмотренные выше реакции организма на воздействие электрического поля УВЧ обеспечивают активное противовоспалительное действие этого физического фактора на всех стадиях воспалительного процесса, в том числе в "острых" и гнойных периодах.

К противопоказаниям применения УВЧ-терапии относят следующие [7]:

1. Наличие металлических инородных тел либо имплантированных кардиостимуляторов в зоне воздействия (хотя металлические коронки и металлические фиксаторы костных обломков не являются противопоказаниями к проведению УВЧ-терапии).

2. Отсутствие путей оттока гноя.

3. Выраженная гипотония.

4. Лихорадочные состояния.

5. Склонность к кровотечениям.

6. Злокачественные новообразования (хотя иногда УВЧ-терапия может использоваться для термического поражения опухолей).

7. Системные заболевания крови.

8. Беременность, при соответствующем расположении расположении электродов.

9. Наличие вживленных водителей ритма.

10. Туберкулез в активной стадии.

11. Ишемическая болезнь сердца.

12. Гипертоническая болезнь.

13. Сахарный диабет в стадии декомпенсации.

14. Аневризма аорты.

15. Нельзя назначать УВЧ-терапию людям, по роду своей деятельности связанным с воздействиями на них ВЧ-, УВЧ- и СВ-излучений.

Длительная работа человека с УВЧ-генераторами не представляет угрозы, однако возможны некоторые отрицательные влияния на здоровье, а именно: ВСД, НЦД по гипотоническому типу, легкие нарушения высших психических функций, возможно развитие катаракты, хотя все эти проявления проходят после прекращения генерации поля (излучения).

Продолжительность процедуры УВЧ-терапии, как правило, составляет для взрослых 10-15 мин, для детей - 5-12 мин, периодичностью до нескольких раз в день. Объем курса лечения составляет в среднем от 5-15 процедур.

Сверхвысокочастотный диапазон радиоволнового излучения

Воздействие микроволнами в СВЧ-терапии происходит в двух диапазонах длин волн электромагнитных колебаний - дециметровом (ДМВ) и сантиметровом (СМВ) [2].

При проведении дециметровой терапии величины длин волн воздействующего излучения составляют 65 и 69 см (частота 460 и 433 МГц соответственно). Сантиметровая терапия подразумевает воздействие на организм длиной волны 12,6 см (частота 2,375 ГГц).

В связи с очень высокой частотой, приближающейся к частотам электромагнитных колебаний оптического диапазона, свойства сантиметровых волн в какой-то степени приближаются к свойствам инфракрасной части светового излучения [9].

При направлении микроволнового излучения на определенный участок тела энергия колебаний частично поглощается, частично отражается от поверхности кожи. В связи с большим различием между диэлектрической проницаемостью воздуха и диэлектрической проницаемостью кожи с подкожным жировым слоем отражение СМВ достаточно велико и может достигать до 75% падающей энергии. Весьма существенным является и то, что вследствие различий в толщине подкожного жирового слоя указанное отражение весьма вариабельно от случая к случаю, что не позволяет судить о

величине поглощаемой пациентом мощности по энергии, излучаемой аппаратом [9].

В связи со значительной разницей диэлектрических проницаемостей жировой и мышечной тканей на границе их раздела так же, как на границе между воздухом и кожей, происходит отражение колебаний. При различном соотношении толщины слоев тканей, особенно при развитом подкожном жировом слое, если его толщина кратна длине волны, могут возникать стоячие волны, ведущие к перегреву точек или зон в тканях и даже к ожогу, что является одним из недостатков сантиметрового диапазона и требует осторожности при проведении процедур. С другой стороны, образование значительного внутритканевого тепла в мышечном слое на границе его с жировым и в подкожном жировом слое оказывает влияние на деятельность многих органов и систем.

Энергия микроволновых колебаний, проникшая через кожные покровы, поглощается в наибольшей степени тканями с большим содержанием воды, молекулы которой обладают полярными свойствами и частота релаксаций которых близка к частоте действующих колебаний [7]. В соответствии с этим глубина проникновения СВВ в ткани с большим содержанием воды (мышцы, кожа, биологические жидкости) составляет 1,7 см. В тканях же, плохо поглощающих микроволны (жир, кости и др.), глубина проникновения составляет 11,2 см. В среднем же в связи со сложным составом тканей глубина проникновения СВВ от поверхности тела составляет 3-5 см.

Результатом поглощения энергии СВЧ-излучения в связи с колебаниями полярных молекул воды является образование значительного количества внутритканевого тепла. Учитывая приведенные выше особенности поглощения энергии, можно считать, что наибольшее количество тепла из поглощенной энергии приходится на мышечный слой, хотя кожа и подкожный жировой слой так же хорошо прогреваются.

Механизм поглощения энергии ДМВ тканями в принципе не отличается от механизма поглощения энергии СВВ-излучений, однако меньшая частота

колебаний и соответственно большая длина волны вносят различие в соотношение количества поглощенной и отраженной энергии, а также распределения ее в тканях. Это ведет не только к уменьшению отражения колебаний от поверхности тела (до 35-63%) по сравнению с СВЧ, но и, что более важно, к отсутствию зависимости величин отраженной, а следовательно, и поглощенной энергии от толщины подкожного жирового слоя.

При воздействии тепловыми дозами СВЧ-излучения характерны как местные и рефлекторно-сегментарные реакции, обеспечивающие расширение местных кровеносных сосудов, ускорение кровотока по ним, так и генерализованные, ведущие к включению важнейших адаптивных систем, всей системы терморегуляции, с изменением обменных процессов общего тонуса организма, ведущие, в свою очередь, к общей нерегулируемой перестройке организма и возникновению патологических и деструктивных реакций [2].

Вследствие реализации гуморального теплового проведения и активации гипоталамической температурной рецепции при тепловых дозах воздействия СВЧ-излучением происходит торможение моторной, секреторной и ферментативной активности системы пищеварения с их последующим усилением во время воздействия. К 10-му дню воздействий изучавшиеся функции приближались к исходному состоянию, что объясняется адаптивными механизмами, в частности понижением чувствительности клеток триггерной зоны гипоталамуса. В умеренно тепловых дозировках СВЧ оказывают болеутоляющее и противозудное действие.

СВЧ в слаботепловой интенсивности оказывают гипотензивное влияние, улучшают состояние коронарного и центрального кровообращения, ведут к прекращению или уменьшению клинических проявлений гипертонической болезни. При ишемической болезни сердца воздействия в слаботепловой интенсивности у большинства больных ведут к положительной динамике патологически измененных функций [7].

Весьма существенным в механизме лечебного действия микроволн является при применении их в слаботепловой и тепловой интенсивностях

стимулирование функций важнейших гормональных органов - аденогипофиза, коры надпочечников, щитовидной и поджелудочной желез с повышением содержания в плазме крови АКТГ, СТГ, кортизола, тироксина и инсулина и уменьшением трийодтиранина.

Под влиянием воздействий СВЧ слаботепловой интенсивности у больных хроническим бронхитом наряду с уменьшением одышки и кашля наступает улучшение функции внешнего дыхания - увеличиваются жизненная емкость легких, максимальная вентиляция, скорость выдоха, улучшается кислородно-транспортная функция крови [9].

СВЧ могут быть применены с лечебной целью при многих патологических состояниях, главным образом при подострых и хронических воспалительных заболеваниях, а также при дистрофических процессах.

ДМВ наряду с изменением кровообращения оказывают активное влияние на обменные процессы, трофику тканей, деятельность эндокринных желез и состояние иммунной системы.

Наиболее высокий трофический эффект, выразившийся в заживлении язвы желудка (двенадцатиперстной кишки) был при воздействии ДМВ на область проекции щитовидной железы - 71%. При воздействии на область эпигастрия заживление язвы наступило у 65% больных, в контрольной группе "плацебо" - у 35% больных [2].

Выявлено, что ДМВ оказывают положительное влияние на основные патогенетические звенья язвенной болезни желудка и двенадцатиперстной кишки - функциональное состояние желудка, кровообращение в печени, нейрогуморальную регуляцию.

Электромагнитные колебания ДМВ-диапазона улучшают функциональное состояние центральной и периферической нервной системы, обладают хорошо выраженным противовоспалительным и иммуномодулирующим действием, способствуют репаративной регенерации тканей.

Таким образом, под воздействием СВЧ-излучений в организме происходит усиление регионарного и общего кровообращения, обмена веществ, проявляются болеутоляющее, десенсибилизирующее, а также спазмолитические эффекты.

Противопоказаниями для воздействия СВЧ-излучением на организм являются следующие его состояния [2]:

Запрещено СВЧ-облучение области сердца.

Для воздействия СМВ:

- отек и ишемизированные ткани,
- нарушение термочувствительности,
- беременность (соответствующая область),
- состояние сразу же после травмы,
- системные заболевания крови,
- ишемическая болезнь сердца и нарушения сердечного ритма,
- коронарокардиосклероз.

Для воздействия ДМВ:

- лихорадочное состояние,
- острые воспалительные процессы,
- системные заболевания крови,
- сердечная астма, ИБС, стенокардия,
- беременность,
- наличие в тканях металлических инородных тел.

Воздействие переменным электромагнитным излучением КВЧ

Воздействие на организм человека с лечебной целью непрерывным или импульсным электромагнитным полем с несущими частотами в диапазоне от 30 до 95 ГГц (миллиметровые волны) носит название КВЧ-терапии [7]. Как правило, на практике применяются отдельные частоты из этого диапазона, являющиеся резонансными или биологически активными. Среди них известны

следующие: 42,3 ГГц ($\lambda=7,1$ мм), 53,8 ГГц ($\lambda=5,6$ мм) и 61,2 ГГц ($\lambda=4,9$ мм); 50,3 ГГц ($\lambda=6$ мм), 51,8 ГГц ($\lambda=5,8$ мм) и 65 ГГц ($\lambda=4,6$ мм) [11].

Терапевтический принцип КВЧ-терапии заключается в том, что облучение одной длиной волны (частотой) приводит к иному результату, чем действие другой, даже достаточно близкой. Существует два подхода к объяснению процессов, происходящих в организме при воздействии на них КВЧ-поля низкой интенсивности [1]. Один из них утверждает, что эффекты воздействия миллиметровых волн связаны с возбуждением акустоэлектрических волн в мембранах клеток с признаками патологии с последующей генерацией этими клетками сигналов управления восстановительными процессами. Таким образом, согласно этому подходу вследствие патологии или каких-либо нарушений организма амплитуда клеточных колебаний больного человека недостаточна и именно этот недостаток энергии восполняется внешним воздействием.

Согласно другому подходу электромагнитные поля миллиметрового диапазона изначально присущи всему живому, и именно поэтому терапевтический эффект может реализоваться отдельными квантами внешнего воздействия, например в составе величин (10-20-10-21) Вт/Гц*см². Можно предположить, что генерация колебаний в КВЧ-диапазоне в клетках - отличительное свойство всех живых клеток, а при заболевании организма эти колебания должны, естественно, затухать (в погибших клетках такие колебания отсутствуют). Таким образом, при воздействии электромагнитных волн на клетки кожи (на частотах КВЧ диапазона) происходит синхронизация угасающих колебаний в мембранах клеток и поддержанием их а нормальном уровне может быть достигнут лечебный эффект.

Обладая сверхнизкой плотностью потока энергии (на уровне единиц мкВт/см²), КВЧ-колебания находятся на границе между слабыми и сверхслабыми уровнями в воздействия ЭМИ на биологические системы.

Энергетический аспект воздействия КВЧ-излучения на биоткани состоит в следующем [9]. Отмечено, что при падении на водную поверхность или

водосодержащую среду низкоинтенсивных электромагнитных волн в миллиметровом диапазоне (10-20 мкВт/см²) могут возникать волны, распространяющиеся в среде почти без потерь. Собственно в волновом движении участвуют не отдельные молекулы воды, а молекулярные ассоциаты, в которых роль связующих сил играют водородные связи, причем возбуждение этих волн носит резонансный характер на частотах 51, 65, 100 ГГц. Рассеиваясь на структурных неоднородностях, волны теряют свою энергию в виде тепла. В этом случае в соответствии с законом излучения Планка возрастает уровень теплового (электромагнитного) излучения.

Способ терапевтического воздействия миллиметровых волн на организм человека относят к "информационным", т.к. в отличие от энергетического (теплового) воздействия положительный эффект достигается при малых интенсивностях электромагнитного излучения, когда выделением тепла в области облучения практически можно пренебречь [7].

Однако единого мнения и физических механизмах взаимодействия миллиметровых волн с биологическими объектами не существует, т.к. неизвестно ключевое звено, связывающее метаболизм клетки с ЭМИ. Тем не менее, предполагают, что электромагнитное излучение низкой интенсивности является универсальным механизмом передачи информации как между живыми объектами, так и между клетками в пределах биологического объекта. Данное утверждение основано на двух убедительных фундаментальных положениях: способности живых объектов генерировать собственное и реагировать на внешнее излучение.

Независимо от отсутствия четких представлений о ключевом звене взаимодействия ЭМИ миллиметрового диапазона с живым объектом, можно утверждать, что первичные эффекты касаются наиболее фундаментальных, общих клеток организмов любых таксонов (как растительных, так и животных) процессов, лежащих в основе жизнедеятельности - фотосинтез, тканевое дыхание, механизмы электронного переноса, сопряженного с энергетическими процессами, и др [2].

Отмечая информационность воздействия КВЧ-терапии, следует подчеркнуть, что существенной особенностью является возможность использования как монотерапии, то есть безлекарственной терапии. В практической медицине хорошо известно, что широко распространенные фармакологические методы не всегда эффективны, к тому же, в значительной своей части, обладают побочным действием.

Было показано, что неинвазивное воздействие КВЧ-излучения низкой интенсивности является таким физическим фактором, который вызывает в организме повышение неспецифической резистентности; при этом происходит мобилизация защитных и регуляторных механизмов.

Накоплен обширный клинический и экспериментальный материал, свидетельствующий об изменениях иммунного статуса больных людей и экспериментальных животных после воздействия ЭМИ миллиметрового диапазона низкой интенсивности, обусловленных изменением активности иммунокомпетентных клеток [2].

Коррекция гормональной и медиаторной регуляции функций под влиянием мм-волн проявляется как в стимуляции, так и в ингибировании функциональной активности эндокринных желез, выхода медиаторов во внутреннюю среду организма и множестве других эффектов. Коррекция иммунных реакций под влиянием ЭМИ миллиметрового диапазона также может носить различный характер (стимуляция или угнетение) в зависимости от того, какой тип влияния обеспечит нормализацию отклоненных параметров гомеостаза [7].

В настоящее время метод КВЧ-терапии применяется в медицинской практике также с целью активации саногенеза при лечении различных заболеваний, а также для ускорения роста и увеличения биомассы фотосинтезирующих организмов.

Кроме того, полученные в последнее время данные свидетельствуют о восстановлении и стабилизации психоэмоционального состояния пациентов после проведения сеансов после КВЧ-терапии [2]. Обращает на себя внимание

высокий процент излечиваемости, устранение тяжелых нарушений у лиц с последствиями радиационного поражения, с характерной для них полиорганной патологией и дисфункцией соответствующих органов и систем.

Миллиметровые волны обладают антистрессовым действием, повышают иммунный статус организма, снимают болевой синдром, обладают полифункциональным действием. Показано, что облучение крови язвенных больных *in vitro* приводит к восстановлению сниженной метаболической активности лейкоцитов, фагоцитарной активности нейтрофилов и моноцитов.

Полифункциональность действия на организм излучения КВЧ позволяет использовать его в онкологии для устранения побочных действий традиционных методик лечения, например, таких как снижение числа лейкоцитов на фоне расстройства различных физиологических систем при использовании химических препаратов в лучевой терапии.

ЭМИ миллиметрового диапазона оказывает существенное нормализующее влияние на показатели системы свертывания крови при заболеваниях сердечно-сосудистой системы, в частности, стенокардии, инфаркте миокарда [9]. Показано положительное влияние ЭМИ на репопуляционный потенциал стволовых клеток, что особенно важно при решении проблемы повышения эффективности миелотерапии при заболеваниях кроветворной и иммунной систем человека, при лучевых поражениях, раке и других патологических состояниях, связанных с нарушением гемоиммунопоэза.

Воздействие КВЧ ускоряет заживление раневых повреждений при травмах и переломах, нормализует воспалительные процессы, восстанавливает нормальное состояние кожи при псориазе, нейродермитах и других нарушениях кожного покрова.

Противопоказания к использованию КВЧ-терапии сегодня не выявлены. Но следует понимать, что без четкого определения механизмов, вызывающих те или иные реакции в организме в ответ на КВЧ-излучение, а также путей их распространения в организме, применение КВЧ-излучения, как и применение

любых других физических факторов, воздействующих на организм информационно, является опасным и может привести к патологиям.

Воздействие миллиметровыми волнами проводят на биологически активные точки, рефлексогенные зоны или области суставов, облучаемы в течение 30-40 мин [2]. Для лечения каждого заболевания используется специальная методика, имеющая свои особенности, учитывающие воздействие на определенные области тела пациента (биологически активные точки, гуморальные и нервные скопления, крупные суставы и т.д.), рабочую частоту (длину волны), вид модуляции несущего колебания, экспозицию и т.д.

Рассмотрим некоторые требования к аппаратам для КВЧ-терапии:

- в аппаратах для КВЧ терапии должна быть предусмотрена возможность как частотной, так и амплитудной модуляции;
- частота сигнала при частотной модуляции должна быть равна или больше биологически активной резонансной частоты (на 50-150 МГц);
- наличие выносной воздействующей головки со сменными аппликаторами различной конфигурации, позволяющими воздействовать как на биологически активную точку, так и на зону, для внутрисполостного воздействия, возможность воздействия на различные структуры тела, проекции органов, зоны Захарьина - Геда, области крупных сосудов.

3.2 Терагерцовый диапазон

Освоение терагерцового излучения: источники и приемники

Источники излучения. Одними из первых были разработаны электровакуумные импульсные источники излучения мВт мощности, такие как ЛОВ (лампа обратной волны), оротрон. Затем более мощные источники (до десятков кВт) — ЛСЭ, гиротрон [1]. Новосибирский терагерцовый ЛСЭ — самый мощный в мире источник терагерцового излучения со средней мощностью 500 Вт. В качестве ТГц источников с недавнего времени используются линейные ускорители и синхротроны.

Излучение вышеперечисленных источников является тормозным, оно исходит от электронов, ускоренно движущихся в электрическом или магнитном поле специальной конфигурации в вакуумной камере.

Источником ТГц излучения малой мощности является квантовый оптический генератор (лазер). До конца XX века лазеры для дальней ИК области были громоздкими и малоэффективными, поэтому потребовалась разработка новой схемы генерации [2]. Но проблемой было то, что активная среда, в которой возникало ТГц излучение, его же и поглощала. Спустя 8 лет эта проблема была решена введением в активную область многослойного кристалла лазера множества волноводов, выводящих ТГц излучение наружу. Таким образом, в 2002 г. был создан первый ТГцквантово-каскадный лазер, работающий на частоте 4,4 ТГц и выдающий мощность 2 мВт.

Также для генерации маломощного ТГц излучения применяются источники, использующие электрооптический эффект в полупроводниковом кристалле. Для этого требуются импульсы фемтосекундного (например, титан-сапфирового) лазера и полупроводниковый кристалл с заданными свойствами (часто используют теллурид цинка (ZnTe)). Рассматривается возможность создания ТГц источников на основе эффекта Дембера [10].

Используют также диоды Ганна для создания и регистрации ТГц излучения.

Приемники излучения. Первыми приёмниками могут считаться болометр и оптико-акустический приёмник (ячейка Голея), прототип которого был создан в 30-х гг. Хэйсом, а затем усовершенствован М. Голеем в 40-х гг. XX века [1]. Изначально эти устройства создавались для регистрации инфракрасного излучения. Было установлено, что выделение слабого сигнала в ТГц области невозможно без подавления тепловых шумов. Поэтому в качестве ТГц приёмников позже стали использовать охлаждаемые до температур в несколько кельвин болометры.

Для детектирования ТГц излучения также применяют радиометры, чувствительный элемент которых изготовлен на основе пироэлектрика (сегнетоэлектрика). Эффективно работают пластинки из танталата лития (LiTaO_3). Существует экспериментальный образец приёмной камеры, принцип действия которой основан на измерении туннельного тока от чувствительных мембран элементов приёмной матрицы [2].

Описанные выше приёмники являются неселективными (тепловыми), то есть позволяют регистрировать интегральную мощность сигнала в диапазоне, вырезаемом оптической системой перед приёмником без детализации спектра ТГц излучения. Мощность, эквивалентная шуму (NEP), лучших тепловых приёмников лежит в диапазоне 10^{-18} — 10^{-19} Вт/Гц^{1/2}.

К селективным ТГц приемникам относятся камеры, в которых используется фотосмещение, эффект Поккельса, колебания электрического поля (в диодах Ганна). Фотосмещение осуществляют на поверхности металлических антенн, в полупроводниковых кристаллах, тонких сверхпроводящих пленках. В результате получают сигнал на разностной частоте, который анализируют обычными методами. Эффект Поккельса реализуется в полупроводниковых кристаллах, например, в кристалле арсенида галлия (GaAs).

Существует достаточно большое число приёмников ТГц излучения, и по сей день идет поиск альтернативных принципов детектирования [2].

3.2.1 Влияние электромагнитных волн терагерцового диапазона на живые системы

В настоящее время большой интерес вызывают два вновь открытых внутриклеточных посредника (мессенджера) - оксид азота (NO) и окись углерода (CO), являющиеся универсальными регуляторами физиологических и метаболических процессов, как в отдельной клетке, так и организме в целом. В настоящее время наиболее полно и обстоятельно изучена роль NO. В биологической науке возникло новое направление - биология NO [2].

В зависимости от уровня стационарной концентрации оксида азота в биообъектах проявляется «двойственность» эффектов его воздействия. С одной стороны, он является посредником при реализации значительного ряда физиологических функций. С другой стороны, при более высоком уровне концентрации NO проявляется его цитотоксическое действие при защите организма от бактериальных инфекций и злокачественных опухолей.

Из отмеченного выше следует [2], что исследование и разработка методов регулирования синтеза, поддержание физиологического уровня концентрации и функционального состояния эндогенного оксида азота в клетках, органах и в организме в целом представляет несомненный научный и практический интерес.

В связи с этим в настоящее время ведутся интенсивные поиски методов по созданию фармакологических активаторов частоты на основе химических структур (доноров), обеспечивающих возможность образования в организме эндогенного оксида азота, регуляцию его концентрации и реакционной способности.

Однако фармакологическая регуляция синтеза NO в живом организме может сопровождаться возникновением нежелательных, а иногда и вредных побочных эффектов. Это диктует необходимость изыскания неинвазивных физических регуляторов эндогенного оксида азота на основе естественного физиологического регулирования [7].

Перспективным с точки зрения поставленной задачи является использование *низкоинтенсивного электромагнитного излучения терагерцовой частоты* (ЭМИ ТГЧ) [11].

При облучении молекул энергия ТГЧ-волн излучения расходуется на переходы молекул из одного энергетического состояния в другое. При используемых в медико-биологической практике уровнях мощности ТГЧ излучения экзогенное воздействие ЭМИ ТГЧ приводит к изменению вращательной составляющей полной энергии молекул. При совпадении частоты проводимого облучения с частотой вращения полярных молекул возможна перекачка энергии излучения молекуле, сопровождающаяся увеличением ее вращательной кинетической энергии, влияющей на ее реакционную способность.

Известно [13], что вращательные молекулярные спектры резонансного поглощения и излучения молекул важнейших клеточных метаболитов (NO, CO, O₂, CO₂ и др.) находятся именно в КВЧ диапазоне. В связи с этим было предложено использовать при облучении сложных биологических объектов электромагнитные колебания ТГЧ диапазона с частотами, соответствующими вращательным молекулярным спектрами поглощения и излучения этих веществ.

Молекула NO, являющаяся нейротрансмитером, мощным фактором гемостаза, ингибитором агрегации тромбоцитов, эндогенным вазодилататором, проникающая непосредственно в клетку, а также являющаяся стартовой молекулой, включающей биохимические реакции, имеет молекулярный спектр поглощения и излучения, совпадающий с максимумом спектрального излучения реликтового микроволнового фона, спектром «прозрачности» воды и находится в частотной области электромагнитного излучения, испытывающего сильное поглощение в биологической среде, которое приводит к ее молекулярному резонансному возбуждению на частоте молекулярного спектра поглощения и излучения NO [13].

3.2.2 Терагерцовое излучение в медицине

Одно из наиболее актуальных применений ТГц излучения в медицине - раннее обнаружение и диагностика болезней. В качестве успешных примеров можно назвать идентификацию кариеса (рис. 14), оценку степени ожогов кожи, контроль заживления и рубцевания ран, обнаружение субдермальной карциномы [2]. Прозрачность материалов в ТГц диапазоне позволяет обследовать рану без снятия гипса или бинтов.

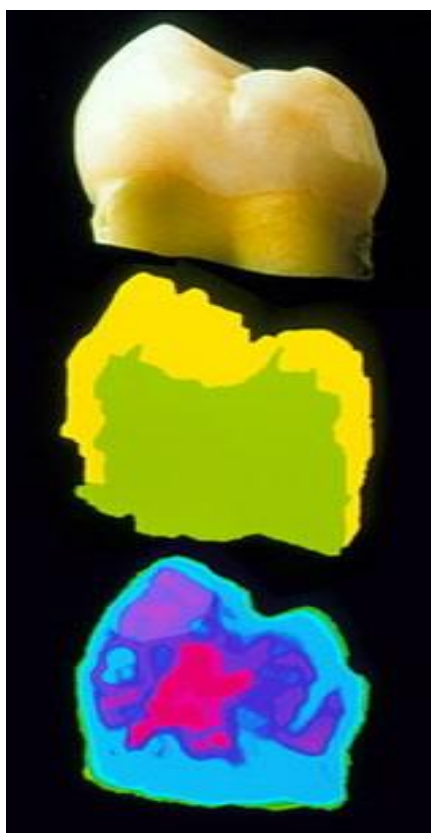


Рисунок 14 - Человеческий зуб с внутренним кариесом в видимом (сверху) и терагерцовом диапазоне (снизу)

ИК и микроволновая термография используются в неврологии, онкологии, ревматологии, офтальмологии, кардиологии, дерматологии и хирургии [12]. Для формирования теплового изображения требуется разрешение менее 0,1К. Современные неохлаждаемые тепловые ИК-камеры на микроболометрах имеют разрешение 0,04 К при частоте кадров 30 Гц. В ТГц диапазоне такое разрешение пока не достигнуто [1]. Однако преимущество ТГц камеры – проникающая способность, то есть возможность получения 3D-

изображения (в частности возможность обнаружения подкожных «горячих» областей). Кроме того, ТГц видение дает возможность идентификации болезней в дыхательной, пищеварительной, сосудистой системах посредством эндоскопии или введения катетера [13]. Благодаря различию отражательных сигнатур тканей уже получены результаты применения ТГц систем для выявления областей атеросклероза, образования бляшек, жировых слоев, рубцов, и других эндотелиальных аномалий.

Бурное развитие нанотехнологий стимулирует расширение областей применения ТГц излучения как с точки зрения разработки новых источников, приемников, волноводов, так и создания наноконтрастных агентов для ТГц видения. Наноконтрастные агенты служат для увеличения контраста изображения здоровых и патологических областей ткани или молекул. В их качестве могут применяться сферические частицы, квантовые точки, наностержни, нанооболочки, наноклетки, нанопроволоки, различные металлические и оксидные наночастицы. Наночастицы, способные создавать поверхностные плазмоны (плазмонные наночастицы), особенно интересны для терапии и видения. Наиболее востребованный для биоприменений металл-золото, ввиду его биосовместимости, сильного рассеяния вблизи резонансных частот локальных поверхностных плазмонов, способности акцептовать биоконъюнктивные процессы [11].

Методика наноконтрастных агентов позволяет реализовать эффект гипертермии, который происходит вследствие поверхностноплазмонных поляритонов при облучении наночастиц ближневолновым ИК лазером. Как результат этого эффекта, температура воды в раковых клетках (которые зондируются наночастицами) растет, и, поскольку ТГц сигнал чувствителен к изменению температуры воды, раковые клетки могут зондироваться и визуализироваться [13].

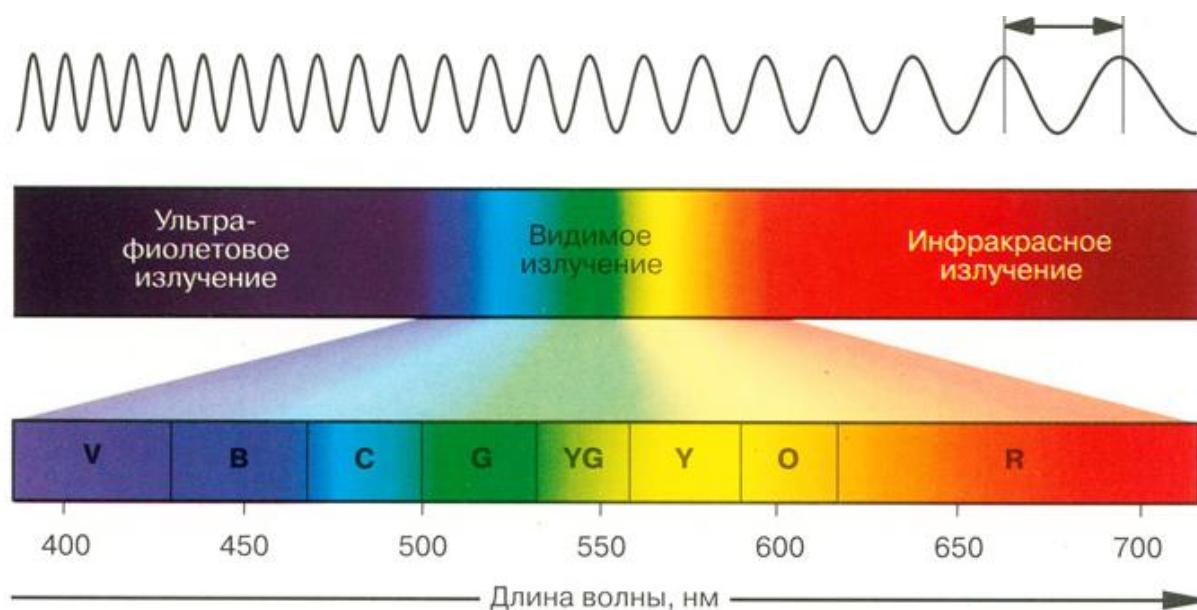
В исследованиях нанокомпозитов из гидроксиапатита золота и золотых наностержней было показано [13], что контрастные агенты могут усиливать чувствительность к ТГц сигналам и быть ограничены раковыми клетками, а

значит, могут быть нацелены на раковые опухоли. Также в качестве контрастных агентов для ТГц видения были исследованы наночастицы из оксида гадолиния (Gd_2O_3). Результаты показали, что эти частицы поглощают ТГц волны на три порядка выше, чем вода, и позволяют реализовать медицинское ТГц видение. Поскольку наночастицы из оксида гадолиния уже использовались для магнитно-резонансного видения [11], они дают возможность комбинировать методы. Одновременное применение наночастиц и для ТГц видения, и в качестве гипертермальных терапевтических агентов, позволит реализовать как диагностику на ранних стадиях рака, так и терапию. Более того, методика ТГц видения может использоваться для мониторинга доставки лекарств, а применение ИК-лазера вместе с ТГц методикой открывает горизонты ТГц для практической ТГц эндоскопии [13].

3.3 Оптический диапазон

3.3.1 Взаимодействие оптического излучения с биообъектами.

К неионизирующему излучению оптического диапазона относится излучение с длинами волн от 100 нм до 1-2мм, т.е. часть диапазона УФ-излучения, видимый свет и ИК – излучение (рис. 15).



Оптический диапазон электромагнитных излучений и спектр видимого света

Рисунок 15 – Оптический диапазон электромагнитных излучений и спектр видимого света

Фотобиологические процессы. Поглощение света веществом

При прохождении оптического излучения через вещество изменяются такие параметры, как интенсивность, поляризация, фаза и др. вследствие поглощения и рассеяния частицами вещества [3].

Поглощением называют ослабление интенсивности излучения при прохождении через любое вещество вследствие превращения электромагнитной энергии в другие виды энергии. Соответственно вещество, при прохождении которого интенсивность излучения падает только за счет поглощения, называют поглощающим. Поглощение монохроматического параллельного пучка света после прохождения его через поглощающее

вещество (однородно поглощающую среду) описывается законом Бугера-Ламберта-Бера (рис. 16)

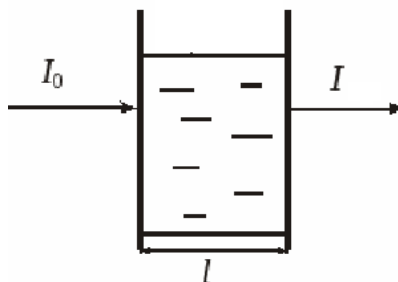


Рисунок 16 - Прохождение излучения через слой поглощающей среды

Выделим из слоя вещества L с концентрацией поглощающих частиц c' бесконечно тонкий подслой dL . Интенсивность I световой волны по мере прохождения подслоя dL уменьшается, $dI < 0$, т.е.

$$dI/I = k'c'dL, k' = \text{const}$$

После интегрирования выражения имеем $\ln(I_0/I) = k'c'L$. Заменяя натуральные логарифмы десятичными ($k = 2,3k'$), получаем

$$\lg(I_0/I) = kc'L$$

В оптическом анализе [3] отношение I/I_0 обычно называют *коэффициентом пропускания* t^* ($0 < t^* < 1$), величину $D = \lg(I_0/I)$ – *оптической плотностью*, коэффициент k – *коэффициентом поглощения*. Если концентрацию вещества c' выразить в молях на литр, а толщину слоя в сантиметрах, коэффициент поглощения обозначают ϵ_λ и называют *молярным коэффициентом поглощения*. Наиболее распространенная форма закона Бугера-Ламберта-Бера описывается выражением:

$$I = I_0 * 10^{-\epsilon_\lambda c' L},$$

где I_0 – интенсивность падающего света (или число квантов в единицу времени), ϵ_λ – молярный коэффициент поглощения, $\text{л}^* \cdot \text{моль}^{-1} \cdot \text{см}^{-1}$; c' – концентрация вещества, моль/л ; L – толщина слоя, см [3].

Формула позволяет рассчитать поглощенную веществом энергию. В случае использования молярного коэффициента поглощения в указанной размерности приводится только его численное значение.

Рассеяние света веществом

Рассеянием называют явление преобразования энергии излучения веществом, сопровождающееся изменением направления распространения излучения и проявляющееся как несобственное свечение вещества. Оно обусловлено суперпозицией излучений, возникающих при вынужденных колебаниях электронов в частицах среды под действием падающего излучения. Среду, при прохождении которой изменение интенсивности обусловлено только рассеянием, называют *рассеивающей средой* [3]. Рассеяние может происходить на любых неоднородностях среды, способных взаимодействовать с проходящим излучением. Уменьшение интенсивности световой волны при рассеянии происходит в соответствии с законом, аналогичным закону Бугера-Ламберта-Бера, т.е.

$$I(L) = I_0 \exp(-m * L),$$

При совместном действии поглощения и рассеяния

$$I(L) = I_0 \exp(\mu L),$$

Где $\mu^* + \alpha_n$ – коэффициент экстинкции (ослабления), который очевидным образом можно связать с оптической плотностью.

Для мутных сред (суспензий), т.е. сред, где интенсивность падает не только за счет поглощения, но и за счет рассеяния, измеренная *оптическая плотность* $D_{изм} = D_n + D_{расс}$.

Интенсивность рассеяния зависит от длины волны λ падающего излучения и определяется соотношением $I = K\lambda^{-S^*}$, где коэффициент K , в свою очередь, зависит от размеров и формы рассеивающих частиц, различия показателей преломления частиц среды, в которой они находятся, и др [3]. Показатель степени S^* изменяется в пределах от 0 до 4 в зависимости от размера частиц a . Если $a < 0,2\lambda$, то $S^* \approx 4$ и рассеяние называется рэлеевским, если $a \sim \lambda$, то $S^* \approx 2$. При увеличении размера частицы распределение света становится асимметричным: основная энергия идет в направлении падающего света. На частицах, значительно больших λ , свет не рассеивается, а преломляется и отражается по законам оптики [3].

Оптические свойства тканей биообъектов

Ткани биообъектов являются в основном рассеивающими средами. Максимум пропускания тканей находится в области 1,1 мкм [10]. Наиболее «прозрачен» живой организм в диапазоне длин волн 650-1200 нм, поскольку в нем пересекаются области наименьшего поглощения излучения водой и гемоглобином крови. Для видимого диапазона глубина проникновения излучения в ткань изменяется от 0,25 до 2,5 мм, обратное рассеяние составляет существенную часть энергии отраженного света (около 40%). Глубина проникновения зависит также от поглощения света определенных длин волн теми или иными структурами. Как правило, поглощение обусловлено наличием определенного поглощающего пигмента – билирубина, меланина и др.

Кровь практически прозрачна для ближней ИК – области, так как окисленный и восстановленный гемоглобин, в основном ответственный за поглощение и рассеяние кровью, взаимодействует с электромагнитным излучением в этом диапазоне (до 1 мкм) значительно слабее, чем в видимой и УФ – областях.

Основной тканью, взаимодействующей с электромагнитным излучением оптического диапазона, является кожа [14]. Кожа состоит из эпидермиса (наружный слой) и дермы. В состав эпидермиса входят в порядке углубления роговой слой (570 мкм), блестящий слой (40 мкм), зернистый слой (20 мкм), слой шиповидных клеток (90 мкм), базальный слой (20 мкм). Толщина дермы, в которой сосредоточены периферические кровеносные сосуды (артериолы, капилляры и вены), составляет около 1000 мкм. Роговой слой отвечает на зеркальное отражение света на границе воздух-кожа (5-7% падающего света). Значительная часть (93-95%) света рассеивается и частично поглощается другими слоями кожи. Поглощение света является одной из характеристик эффективности взаимодействия света с кожей. В пределах каждого слоя кожной ткани поглощение света определяется несколькими доминирующими хромофорами [14].

В роговом слое основными поглощающими хромофорами являются тирозильные остатки кератина и других белков. Коротковолновая граница пропускания рогового слоя – 280...290 нм, где оптическая плотность слоя больше 20. Основными хромофорами дермы являются оксигемоглобин (415, 542 и 577 нм), дезоксигемоглобин (430 и 555 нм), билирубин (330 и 460 нм), каратиноиды и порфирины. В ИК – области спектр поглощения кожи определяется в основном содержащейся в кожной ткани водой. Вся кожа практически не пропускает свет с $\lambda < 300$ нм, а свет с $\lambda = 290...300$ нм доходит, по-видимому, только до шиповидных клеток.

Длинноволновое красное и ближнее ИК – излучение пропускается эпидермисом и всей толщиной кожи человека значительно лучше, чем основная часть видимого спектра и УФ – излучения (рис. 17). Излучение с длиной волны $\lambda > 2$ мкм полностью поглощается содержащейся в тканях водой, т.е. кожа для этого излучения не прозрачна.

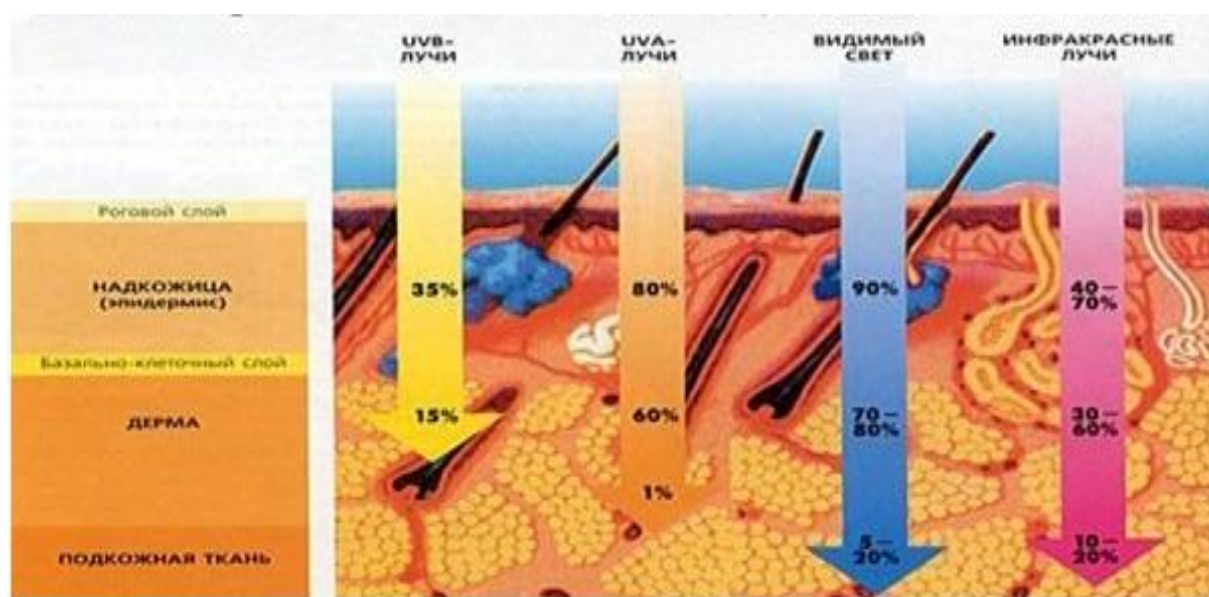


Рисунок 17 – взаимодействие электромагнитного излучения с кожей человека

В клетках кожи человека (рис. 17) предусмотрена меланиновая система фотозащиты, с помощью которой внутри клеток при освещении происходит перераспределение сильно поглощающих меланопротеиновых гранул и увеличение количества меланина. Эпидермальный меланин поглощает свет в широком диапазоне длин от 300 до 1000 нм, причем наиболее эффективно

поглощение происходит в области ближнего УФ – излучения. В результате кожа оказывается превосходным нелинейным (фотохромным) светофильтром, не пропускающим в подкожные клетки излучение, которое может поглощаться их ядрами и ДНК, т.е. является защитой организма от избытка УФ – излучения.

Непигментированные живые клетки не поглощают в длинноволновой УФ – и видимой областях спектра [15]. В ядре практически нет окрашенных веществ, следовательно, оно не поглощает в длинноволновой УФ - и видимой областях спектра, т.е. в этом случае вряд ли свет действует на ядро. Наибольшее число соединений, поглощающих в длинноволновой УФ- и видимой областях, входит в состав митохондрий, поэтому, возможно, они являются мишенями для такого света, хотя на этот счет нет четких данных.

Физиологическое действие энергии оптической части спектра зависит от длины волны и энергии поглощенных квантов. Поглощенная энергия вызывает переход атомов и молекул в возбужденное состояние, в котором их способность вступать в химическую реакцию возрастает во много раз. В коже происходит образование веществ с новыми физико-химическими свойствами, изменения белковых молекул клеток, усиление ферментативной деятельности. Энергия ИК-излучения и видимого света при поглощении тканями переходит в тепловую, усиливая кровообращение и тканевый обмен, повышая фагоцитозную активность лейкоцитов [14].

Помимо поглощения кожа характеризуется сильным светорассеянием. Рассеяние является результатом неоднородности показателя преломления, отражающей микроструктурную неоднородность ткани. В кожной ткани находятся рассеиватели различного размера, что ведет к разным видам рассеяния. Процессы поглощения и рассеяния света в коже определяют количество выходящего из нее излучения, от которого, в свою очередь, зависит значение измеряемого параметра – коэффициента диффузного отражения.

Кожа человека содержит большое число разнообразных природных флуорофоров, в результате чего выходящее наружу излучение флуоресценции имеет сложный спектральный состав [14]. Автофлуоресценция кожи обладает

достаточно характерной картиной, но имеет и существенные индивидуальные вариации. Рассмотрим оптические свойства тканей биообъектов на длинах волн лазерного излучения УФ – и ИК – диапазонов. Стенка кровеносных сосудов обладает значительным поглощением на длинах волн 193, 248, 308 нм (длина волны излучения эксимерных лазеров), 2940 нм (длина волны излучения газового лазера на молекулах углекислого газа CO_2). Из-за интенсивного поглощения внутритканевой водой на этих длинах волн глубина проникновения составляет от единиц до десятков мкм. Напротив, в области повышенной прозрачности тканей основным поглощающим компонентом является кровь. Глубина проникновения в кожу излучения низкоинтенсивных лазеров различна: излучение полупроводникового GaALAs-лазера с длиной волны излучения $\lambda=660$ нм проникает только до эпидермиса, излучение того же лазера при другом соотношении концентраций галлия и алюминия с длиной волны $\lambda=820$ нм достигает нижней части дермы; излучение полупроводникового GaAs-лазера с длиной волны $\lambda=950$ нм – до подкожной клетчатки. Излучение низкоинтенсивных лазеров с длиной волны $\lambda=630$ нм (Ne – He-лазер, лазер на красителе) проникает на глубину до 1,5 мм, излучение ближней ИК - области 0,8...1,1 мкм (полупроводниковые лазеры и твердотельный лазер на ионах неодима Nd^{+3}) проникает в мягкую ткань на глубину до 70 мм, в костную ткань – до 25 мм.

Принято считать [15], что низкие уровни плотности светового потока (менее $0,1 \text{ Вт/см}^2$) не влияют на оптические свойства тканей биообъекта. Однако в свете представлений биомедицинской оптики последних лет это предположение выглядит более чем сомнительным, поскольку даже такие плотности потока вызывают ряд фотохимических реакций, составляющих основу низкоинтенсивной фототерапии. При более высоких плотностях потока наблюдаются существенные изменения оптических характеристик ввиду преобразования энергии излучения в тепловую и соответствующих термических изменений в тканях. Иначе говоря, оптика биосред во всех представляющих практический интерес случаях является нелинейной [15].

Кроме того, на распространение оптического излучения в тканях сильно влияют рассеяние и дифракция. Отметим, что ткани биообъектов неоднородны, обладают способностью к селективному резонансному поглощению и флуоресценции, а также к заметной частотной дисперсии и вынужденному комбинационному рассеянию, т.е. в них вполне вероятно наблюдение типичных явлений нелинейной оптики, только в отличие от кристаллов при значительно меньших интенсивностях излучения и с более ярко выраженными резонансными свойствами [14].

Поверхность тела человека имеет отличную от абсолютного нуля температуру, поэтому она излучает в ИК – диапазоне:

Спектральный диапазон, мкм.....	<5	5-9	9-16	>16
Доля в общей излучаемой энергии, %.....	1	20	39	41

Максимум излучения приходится на длину волны 9,5 мкм.

Биологическое действие оптического излучения

По характеру биологического действия на организм человека и животных принято разбивать оптический диапазон на несколько спектральных областей, каждая из которых ответственна за индукцию определенных эффектов [16].

УФ-А, *антирахитная область* (315-400 нм) – загар, синтез витамина D, фотоаллергические и сенсibiliзирующие фототоксические эффекты, повышение иммунитета к соматическим и инфекционным заболеваниям; эта область часто именуется мягким УФ – излучением.

УФ-В, *эритемная область*, или жесткое УФ-излучение (280-315 нм) – эритема, эдема, загар, ожог глаз, канцерогенез, синтез витамина D; ослабление иммунитета.

УФ-С, *бактерицидная область* (200-280 нм) – эритема, загар, канцерогенез, мутации, бактерицидный эффект.

Из составляющих спектра солнечного излучения поверхности земли достигают области УФ-А и частично УФ-В. Атмосфера достаточно сильно

поглощает УФ-излучение с длинами волн менее 300 нм (в основном за счет озона, сосредоточенного на высотах 25-28 км). Излучение Солнца с длиной волны $\lambda < 280$ нм практически не достигает земной поверхности. Мягкое УФ-излучение задерживается атмосферой незначительно, но и превращений вызывает мало [2].

Видимая область (400-760 нм) – зрение (поэтому и называется видимой), фотосинтез, фотопериодизм (физиологические реакции растений, животных, человека на изменение освещенности в течение суток, года и т.п.).

ИК-излучение ($\lambda > 760$ нм) разбивается на ближний (760-1400 нм), средний (1400-3000 нм) и дальний (более 3000 нм) ИК-диапазоны. Оно производит фототерапевтическое действие (обратимые фотохимические превращения) и тепловой эффект [2]. Далее рассмотрим подробно действие каждого из перечисленных диапазонов на биообъекты.

Действие УФ-излучения на молекулярном уровне

Известно, что все биообъекты в процессе эволюции приспособились к солнечному излучению. Поэтому устойчивость живых клеток к излучению оптического диапазона оказалось гораздо выше, чем, например, устойчивость к ионизирующему излучению. Отчетливые биологические эффекты при действии УФ-излучения на живые клетки наблюдаются при дозах 10^{-10} - 10^{-8} Дж/ядро, а летальная доза ионизирующего излучения для многих видов клеток составляет 10^{-12} Дж/ядро. Это, возможно, связано с наличием хорошо отлаженной системы репарации фотодетектов, включая системы фоторепарации. Способность восстанавливаться от повреждений, вызываемых УФ-излучением, возникла, вероятно, на ранних этапах эволюции и играла важную роль в выживании первичных организмов, подвергавшихся интенсивному солнечному ультрафиолетовому облучению [7].

На микроорганизмы и культивируемые клетки высших животных и растений УФ-излучение оказывает губительное и мутагенное действие (наиболее эффективен в этом смысле УФ-С в области 240-280 нм). В основе биологического действия УФ-излучения лежит повреждение биологически

важных молекул: ДНК, белков, липидов; это следует из прямой связи между спектром действия и спектром поглощения этих веществ. Обычно спектр летального и мутагенного действия УФ-излучения примерно совпадает со спектром поглощения нуклеиновых кислот – ДНК и РНК, в некоторых случаях спектр биологического действия близок к спектру поглощения белков [16].

Рассмотрим воздействие УФ-излучения на основные органические соединения [17].

1. ДНК. Спектр биологического действия, по имеющимся сведениям, полностью совпадает со спектром поглощения ДНК. Излучение поглощается пуриновыми и пиримидиновыми основаниями. Механизм поглощения можно представить в виде цепочки: $S \rightarrow T \rightarrow$ межклеточный перенос электронной энергии \rightarrow межнуклеотидные миграции энергии. При облучении коротковолновым светом имеют место реакции фотоионизации, фотодиссоциации и фотоприсоединения. Основной тип фотохимической реакции ДНК – образование димеров, главным образом пиримидиновых, чаще димеров тимина. Так, пиримидиновые основания избирательно чувствительны к УФ-излучению с длиной волны $\lambda=254$ нм и энергией $\varepsilon=4,9$ эВ. Это приводит к нарушению репликации и транскрипции при подготовке клетки к делению, возникает генетический дефект, что может вызвать гибель клеток или изменение их наследственных свойств (мутации). Отметим, что реакция димеризации фотообратима: димеры мономеризируются фотолиазой в процессе фотореактивации. Квантовый выход одно- и двухнитевых разрывов под действием УФ-А на два-три порядка ниже, чем при рентгеновском воздействии, и поэтому его можно не учитывать. Сечение поглощения для ДНК примерно в 10 раз больше, чем для белков. Характерные полосы поглощения ДНК лежат в диапазоне длин волн 240...260 нм.

2. Белки. Это взаимодействие связано с фотохимическими превращениями аминокислот и их остатков (максимум поглощения триптофана и тирозина находится на длине волны 280 нм) с конечным формированием радикалов. Возникающие при этом электроны, отличающиеся высокой

реакционной способностью, инициируют ряд вторичных химических реакций и приводят к разрыву дисульфидных связей. Возникают также межмолекулярные ковалентные сшивки. Воздействие на эти основные поглощающие компоненты белков целесообразно изучать по спектрам люминесценции.

3. Липиды. Максимум поглощения для липидов находится на длине волны 200 нм и определяется ненасыщенными жирными кислотами. Основная фотохимическая реакция – окисление липидов. Первичные продукты реакций – гидроперекиси жирных кислот и далее – альдегиды; в частности, по выходу малонового альдегида судят об эффективности действия излучения на биообъект. Поэтому определенное значение в летальном действии УФ-излучения на клетки имеют также повреждение биологических мембран и нарушение синтеза различных компонентов мембран и клеточной оболочки.

Действие УФ – излучения на тканевом уровне

В ткани биообъектов УФ-излучение проникает на глубину до 1 мм (до кровенаполненных слоев) [17]. Его поглощение связано с фотохимическими реакциями и может привести к эритеме, представляющей собой резкое усиление микроциркуляции крови и повышение содержания гемоглобина в коже (покраснение). Максимальным эритемным действием обладает УФ-излучение ($\lambda=296,7, 253,7$ нм). При эритеме уменьшается отражательная способность кожи (отношение интенсивности отраженного света к падающему) в области поглощения гемоглобина (540 и 578 нм). Это служит количественным критерием эритемы. При эритеме гибнет около 10% клеток рогового слоя. Полезной считается суточная доза эритемной радиации 10...40 мэр*ч (используется внесистемная единица 1 эритема (эр) = 1 Вт/м² на длине волны $\lambda=297$ нм) [16].

Эритема обычно переходит в защитную пигментацию – загар, представляющий собой потемнение кожи человека под воздействием УФ-излучения, вследствие которого в поверхностных слоях избыточно отлагается пигмент меланин. Именно под влиянием УФ-В усиливается рост клеток

базального слоя эпидермиса, в котором имеются специальные клетки – меланофоры, богатые меланином. Загар играет роль оптического фильтра. Способность меланина поглощать тепловое излучение и происходящее одновременно с этим утолщение рогового слоя кожи защищают организм как от длинноволнового УФ-излучения (УФ-А), которое при длительном воздействии может вызывать гибель клеток нижележащих слоев кожи и солнечный ожог, так и от ИК-излучения – одной из основных причин перегрева организма и солнечного удара. Под действием УФ-В появляется *эдема* – увеличение количества межклеточной жидкости в тканях человека (отек).

Кроме того, УФ-излучение обуславливает превращение вещества эргостерина, входящего в состав секрета сальных желез, в витамин *D* (главным источником витамина *D* служит пища). Витамин *D* регулирует всасывание кальция в пищеварительном тракте и связанные с кальцием обменные процессы. Он необходим также для образования костей и зубов, способствует всасыванию фосфора и активации иммунитета (до 80%). Тем самым без воздействия УФ-излучения в соответствующих дозах нормальное функционирование организма невозможно [17].

Бактерицидный эффект УФ-излучения широко используется в операционных и перевязочных отделениях клиник для дезинфекции помещений. Было установлено, что кривая гибели бактерий под действием этого излучения (спектр фотобиологического действия) подобна спектру поглощения нуклеиновых кислот. Значит, можно предполагать, что гибель бактерий обусловлена повреждением именно нуклеиновых кислот [13].

Следует иметь в виду, что превышение оптимальных доз облучения УФ-излучением, как и всякого энергетического воздействия на организм, чревато неблагоприятными последствиями. Так, при эритемном действии превышение средней эмпирической дозы 60 мэр ч повышает риск формирования онкоклеток (канцерогенез), а при дозах порядка 5-6 эр*ч канцерогенез возникает с вероятностью, близкой к достоверности [2]. Наряду с канцерогенезом превышение доз УФ-излучения вызывает *мутагенез* – возникновение мутаций

в клетках эпидермиса. Мутагенез и канцерогенез – два связанных механизма, которые возникают от воздействия УФ-излучения на ДНК. Риск канцерогенеза возрастает при увеличении общей дозы, которую организм как бы «запоминает» на протяжении всей жизни. С этим связаны рекомендации врачей пожилым людям не находиться длительное время в местах с повышенной солнечной активностью. Под действием УФ-излучения на кожу происходит подавление продукции коллагена, обеспечивающего прочность и эластичность кожи. В офтальмологии отмеченные граничные дозы могут вызвать временную потерю зрения, хорошо знакомую альпинистам («снежная слепота»); в качестве последствия возможен конъюнктивит (воспаление внешней оболочки глаза) и, как наиболее грозное осложнение, ведущее к полной слепоте, - катаракта (помутнение хрусталика глаза) [2]. Впрочем, данное воздействие не является однозначно предсказуемым и оспаривается некоторыми офтальмологическими школами.

Для УФ-диапазона справедливо *правило Бунзена-Роска*: эффект облучения зависит от дозы и, следовательно, может достигаться при разной интенсивности излучения (в пределах 10^5 раз). Таким образом, большие дозы можно получить даже при низкой интенсивности УФ-излучения. Отклонения от правила Бунзена – Роска возможны как при малых, так и при больших уровнях облученности (здесь весьма существен индивидуальный разброс значений) [17].

Воздействие УФ-излучения на человека зависит от дозы: при малых и умеренных дозах УФ-В оказывает тонизирующее действие, укрепляет защитные силы организма.

Механизм действия фоторегуляторных систем. Зрение как фоторегуляторная система

Глаз человека реагирует на электромагнитные колебания с длиной волны $\lambda=400-760$ нм [18]. Наибольшую чувствительность глаз имеет к длине волны $\lambda=555$ нм для дневного зрения, что соответствует максимуму солнечного

излучения, попавшего на земную поверхность. Для сумеречного зрения максимум чувствительности глаза приходится на $\lambda=510$ нм (рис.18). При сумеречном зрении плохо различаются цвета, и излучение воспринимается как голубовато-серое.

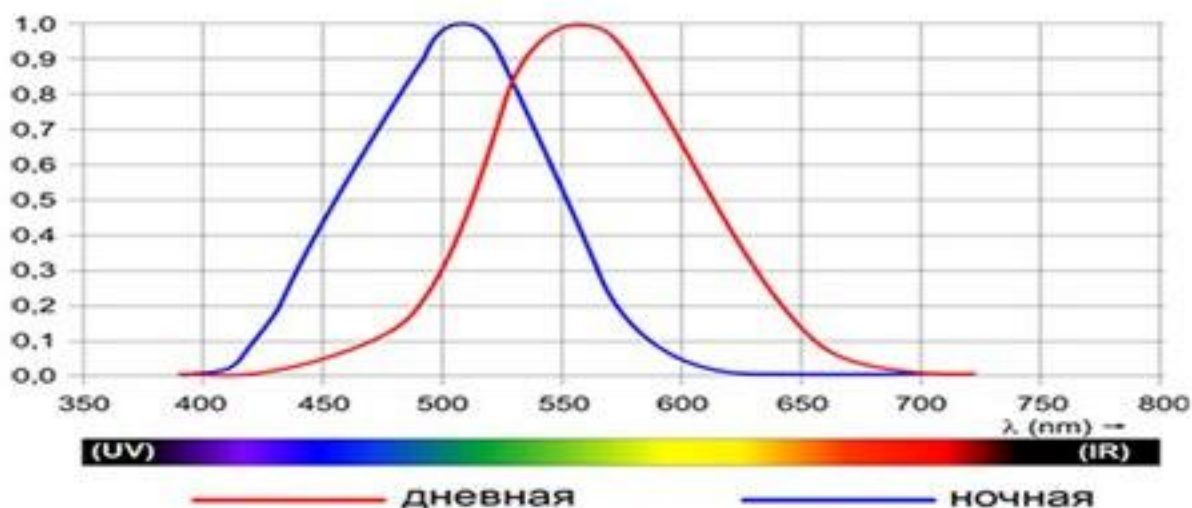


Рисунок 18 - Кривая чувствительности (видности) человеческого глаза

Необходимо помнить, что со зрительным восприятием электромагнитного излучения связано понятие *видимый спектр*, т.е. в абсолютную шкалу электромагнитных волн властно вторглась биология [18].

Как известно из курса общей физики [3], благодаря наличию видимого спектра все фотометрические величины, т.е. величины, характеризующие перенос энергии электромагнитными волнами, делятся на энергетические и светотехнические. У них даже размерности разные, поскольку для светотехнических, т.е. привязанных к видимому спектру, величин введена самостоятельная единица – кандела (кд) и производные единицы – люмены (лм) и люксы (лк). Связь между энергетическими и световыми величинами устанавливается через спектральную световую эффективность (иначе называемую *кривой видности*), определяемую как производную:

$$K_{\lambda}(\lambda)=d\Phi/d\Phi_e$$

В формуле функция $K_{\lambda}(\lambda)$ вводится на основании сравнения энергетического и светотехнического потоков Φ и Φ_e . Смысл кривой видности в том, что одинаковые по значению монохроматические потоки излучения

разных длин волн вызывают различное зрительное ощущение и воспринимаются как разные цвета. Для практических оценок обычно используют не абсолютную кривую $K_\lambda(\lambda)$, а относительную $V(\lambda)$ (рис.18), определяемую отношением

$$V(\lambda) = K_\lambda(\lambda) / K_{\max}$$

где K_{\max} – функция $K_\lambda(\lambda)$ в максимуме зрительного ощущения [18]. Максимальное значение смещается при возрастании освещенности сетчатки (или яркости наблюдаемых предметов) в сторону длинных волн. Однако смещение носит ограниченный характер: если яркость наблюдаемых объектов не превосходит 10^3 кд/м², то длина волны $\lambda(K_{\max})$ с точностью до справедливости модели усредненного глаза составляет 510 нм (сумеречное зрение). Если же яркость возрастает до 10^4 - 10^5 кд/м², что соответствует предметам, диффузно отражающим прямой солнечный свет, то кривая $\lambda(K_{\max})$ смещается до значения 555 нм, но дальше не сдвигается вплоть до яркостей, нарушающих нормальное зрительное ощущение. Это явление ограниченного смещения максимума спектральной чувствительности глаза при переходе от сумеречного к дневному освещению носит название *эффекта Пуркинье* [19].

Границы видимого диапазона, установленные как обобщение огромного количества субъективных измерений, имеют глубокий биофизический смысл. В процессе длительной эволюции глаз высших позвоночных и человека практически идеально приспособился к восприятию дневного и сумеречного освещения. На видимый спектр приходится около 40% энергии солнечного излучения, хотя объективно это весьма узкий интервал. Вблизи поверхности земли солнечный спектр обрывается на длине волны 290 нм (более короткие длины волн задерживаются слоем озона) [20]. Тем самым восприятие длин волн менее 300 нм нецелесообразно как с чисто физической точки зрения (их почти не пропускает атмосфера), так и с биологической (излучение с длинами волн короче 300 нм вызывает фотохимические реакции, нарушающие естественные метаболические процессы, причем тем более сильно, чем короче длина волны). Казалось бы, мы сталкиваемся с противоречием: сам факт регистрации света

органом зрения есть цепь фотохимических реакций. Однако эти реакции обратимы, а от реакций, вызываемых более жестким излучением и носящих необратимый характер, необходима защита. Поэтому максимум чувствительности сетчатки глаза лежит вблизи границы видимого диапазона (380 нм), но поглощение в хрусталике смещает общий максимум кривой видности в зеленую область. Тем самым передние отделы глаза обеспечивают должную защиту от нежелательных фотохимических реакций, вызываемых УФ – излучением с длиной волны $\lambda < 380$ нм, но не препятствуют желательным. Медицинская практика [20] свидетельствует о помутнении хрусталика при длительном облучении жестким УФ – излучением, а в случае удаления помутневшего хрусталика происходит заметный сдвиг кривой видности в коротковолновую область: пациент воспринимает все объекты как бы в голубом тумане (если только глаз продолжает функционировать).

Длинноволновая граница видимого диапазона характеризуется на порядок меньшим значением $V(\lambda)$, чем коротковолновая. Это не случайно. Высокая чувствительность глаза к ИК-излучению не дала бы возможности ничего видеть при солнечном освещении из-за собственного теплового излучения глаза [18]. При сравнительно низкой температуре глаза (310К) все его тепловое излучение приходится на ИК-область. Определим на основании закона Стефана – Больцмана мощность, излучаемую внутрь глаза:

$$R_{\Sigma} \approx \delta_{\text{СБ}} T^4 \approx 0,105 \text{ Вт/см}^2$$

(здесь R_{Σ} – интегральная плотность мощности, или энергетическая светимость глаза как источника теплового излучения; $\delta_{\text{СБ}}$ – постоянная Стефана – Больцмана). Общая внутренняя поверхность усредненного глаза составляет около 17 см^2 , поэтому полная излучаемая внутрь глаза мощность (радиация) – около 1,7 Вт. Оценим теперь мощность прямого солнечного излучения, попадающего в глаз через зрачок. Солнечная постоянная – полное количество лучистой энергии Солнца, падающее вне атмосферы Земли на единичную площадку, расположенную перпендикулярно солнечным лучам на среднем расстоянии от Земли до Солнца (1 а.е.). Солнечная постоянная $\Phi_{\text{С}}$ примерно равна $0,139 \text{ Вт/см}^2$. При радиусе зрачка $r \approx 2$ мм (оценка завышена)

$\Phi_c \approx 0,139\pi r^2 \approx 0,017$ Вт. Это в 100 раз меньше собственного теплового излучения глаза. Таким образом, если бы глаз в ИК – области был столь же чувствителен, как и в видимой, то собственное тепловое излучение забило бы даже прямой солнечный свет [21]. Интересно, что при всей простоте приведенной оценки она впервые была проделана С.И. Вавиловым относительно недавно (рис. 19).

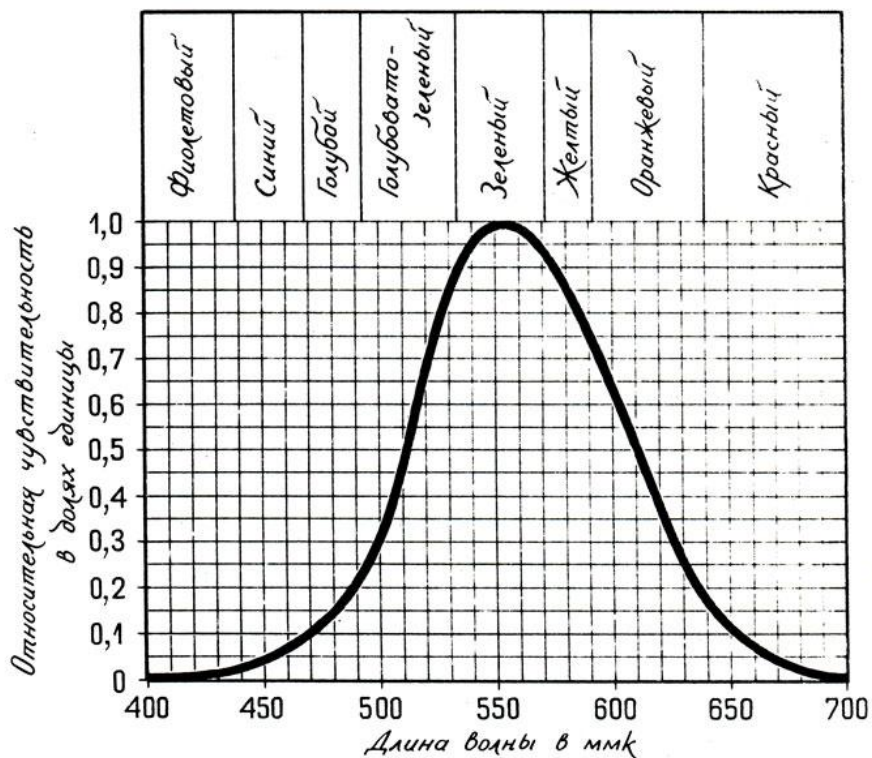


Рисунок 19 - Кривая относительной спектральной световой эффективности излучения

Это биологический аспект резкого спада чувствительности глаза в ИК – области.

Другая причина – чисто физическая: процесс регистрации электромагнитного излучения органом зрения есть процесс фотохимический, т.е. цепочка реакций, вызываемых отдельными квантами. Если энергия кванта ниже некоторой пороговой величины, то инициировать эту цепь реакций он не в состоянии (аналогично красной границе фотоэффекта) [20].

3.3.2 Законы теплового излучения Взаимодействие инфракрасного излучения с биообъектами.

Длина волны ИК – излучения лежит в диапазоне $0,76-10^3$ мкм. Самый мощный источник ИК – излучения – Солнце, около 50% его излучения лежит в ИК – области спектра. Все нагретые жидкие и твердые тела испускают ИК – излучение со сплошным спектром [3].

При взаимодействии с веществом ИК – излучение вызывает колебания ионов. Тепловое ИК – излучение испускается веществом и возникает за счет его внутренней энергии. Оно находится в термодинамическом равновесии с веществом. Равновесное излучение изотропно, т.е. оно не поляризовано и все направления его распространения равновероятны [22].

Благодаря требованию термодинамического равновесия тепловое излучение противопоставляется всем прочим видам электромагнитного излучения. Оно присуще всем нагретым телам, имеющим отличную от абсолютного нуля температуру. Излучаемая при этом энергия характеризуется распределением по частотам или длинам волн. Человеческий организм представляет собой пример тела, излучающего, с одной стороны, в полном соответствии с классическими законами теплового излучения, с другой – не требующего специальных источников теплоты для осуществления теплового равновесия [20]. В этом плане (чисто тепловом) организм человека и млекопитающих является уникальным объектом, температура которого практически не меняется при изменении окружающих условий.

Энергетической светимостью (интегральной испускательной способностью) тела называют физическую величину R_{Σ} , численно равную энергии электромагнитных волн всевозможных частот (или длин волн) в диапазоне $0 - \infty$, излучаемых за единицу времени с единицы площади поверхности тела [3]:

$$R_{\Sigma} = \int r_{\lambda} d\lambda = \int r_{\nu} d\nu,$$

где $r_\lambda = d\mathcal{E}/d\lambda$, $r_\nu = d\mathcal{E}/d\nu$ – испускательные способности.

Испускательная способность r_λ – спектральная плотность потока лучистой энергии, излучаемого с единицы площади поверхности тела посредством электромагнитных волн в узком интервале длин волн в вакууме от λ до $\lambda + d\lambda$. Но поток энергии с единицы площади – это энергетическая светимость тела. Следовательно, испускательная способность – это спектральная плотность энергетической светимости тела [3]. Введенная таким образом r_λ не зависит от того, находится ли данное тело в равновесии с излучением или нет. В ряде случаев требуется исследовать зависимость испускательной способности не от длины волны, а от частоты ν . В этом случае r_λ – это величина, приходящаяся не на единицу длины волны, а на единицу частоты. Имея в виду, что $I r_\lambda d\lambda I = I r_\nu d\nu I$ (дифференциальный поток), а также выражая

$$d\nu = -c/\lambda^2 * d\lambda,$$

получим соотношение

$$\lambda^2/c I r_\lambda I = I r_\nu I,$$

которое полезно при записи формул, описывающих законы теплового излучения.

Поглощательной способностью (монохроматическим коэффициентом поглощения) тела называется безразмерная величина α_ν , показывающая, какая доля энергии электромагнитных волн с частотами от ν до $\nu + d\nu$, падающих на поверхность тела, поглощается им:

$$\alpha_\nu = d\mathcal{E}_n/d\mathcal{E}_{пад} \leq 1.$$

Поглощательная способность α_ν зависит от частоты, температуры, химического состава тела и состояния его поверхности [3].

Абсолютно черным телом (АЧТ) называют тело, которое полностью поглощает все падающее на него излучение независимо от направления падающего излучения, его спектрального состава и поляризации, ничего не отражая и не пропуская: $\alpha_\nu = 1$. Примером АЧТ может служить ротовая полость, ушное отверстие, глаз и др [2].

Серым телом называют тело, поглощающая способность которого меньше 1 и не зависит от частоты (длины волны) света, направления его распространения и поляризации. Для реальных тел испускательная способность r_λ всегда меньше, чем r_λ^* для АЧТ при той же температуре. Спектральным коэффициентом излучения для данного тела (коэффициентом серости) называется отношение

$$\varepsilon = r_\lambda / r_\lambda^*,$$

которое можно также рассчитать по формуле

$$\varepsilon = 1/\delta_{сб} \int \alpha_\lambda r_\lambda d\lambda,$$

где $\delta_{сб} \approx 6,67 \cdot 10^{-8}$ Вт/(м²*К⁴) – постоянная Стефана – Больцмана [3].

Большинство тел при $T = 290-330$ К можно считать серыми. Для ИК – области спектра тело человека является серым с коэффициентом $\varepsilon \approx 0,9$, поэтому его можно с достаточной степенью точности считать черным независимо от цвета кожи [2].

Тепловая рецепция и терморегуляция

Если какой-то сигнал вызывает изменение в активности или поведении животных, он называется *стимулом* (раздражителем) [22]. Животные воспринимают стимулы в виде одного из видов энергии: электромагнитной, механической, тепловой, химической. Структуры, преобразующие энергию раздражителя в электрические сигналы, возникающие в аксоне, называются *преобразователями*, и в этом смысле рецепторы действуют как биологические преобразователи.

В дерме имеется два типа рецепторов, которые обычно считают ответственными за температурную чувствительность. Полагают, что на тепло реагируют тельца Руффини, а на холод – колбочки Краузе [20]. Однако главными температурными рецепторами кожи, скорее всего, являются многочисленные свободные нервные окончания в эпидермисе и дерме.

Главным источником тепловой энергии для всех живых существ служит энергия Солнца. Температура является показателем количества тепловой

энергии в системе и основным фактором, определяющим скорость химических реакций как в живых, так и в неживых системах. В живых системах температура влияет на структуру ферментов, которая, в свою очередь, влияет на интенсивность обмена.

При расщеплении химических субстратов также образуется некоторое количество теплоты, поэтому птицы и млекопитающие способны поддерживать достаточно постоянную температуру тела, независимо от окружающей температуры. Они относительно мало зависят от внешних источников теплоты, так как благодаря высокой интенсивности обмена у них вырабатывается количество теплоты, которое может сохраняться [23].

Когда говорят о *температуре* биообъекта, обычно имеют в виду температуру внутренних областей тела, т.е. тканей, лежащих глубже 2,5 см под поверхностью кожи. Температура различных участков тела может сильно изменяться в зависимости от их локализации и от наружной температуры.

Способы теплообмена между организмом и окружающей средой включают излучение, конвекцию, теплопроводность и испарение. С помощью первых трех способов теплообмен может осуществляться в любом направлении в зависимости от температурного градиента, при четвертом способе организм может только терять теплоту. Кратко охарактеризуем эти способы теплообмена.

Излучение – перенос теплоты в виде электромагнитных волн ИК-части спектра. У человека на излучение приходится около 60% общей теплоотдачи.

Конвекция – передача теплоты от организма окружающей среде через воздух. Скорость теплоотдачи зависит от скорости движения воздуха около поверхности тела. Она может быть снижена за счет наличия перьев у птиц, меха у животных, волос, одежды у человека. В условиях умеренного климата конвекция составляет 15-20% теплоотдачи [23].

Теплопроводность – передача теплоты при физическом контакте между телами (организм – земля и др.).

Испарение – потеря теплоты с поверхности тела в процессе превращения воды в водяной пар. Испарение идет через кожу и в легких с выдыхаемым воздухом. Эффективность теплоотдачи через испарение существенно превосходит перечисленные прочие способы, поскольку здесь имеет место фазовый переход.

Скорость теплоотдачи зависит от разности температур между внутренними областями тела и его поверхностью и между кожей и окружающей средой; от скорости образования теплоты и от внешней температуры. Факторами, ограничивающими теплоотдачу, являются скорость кровотока в коже, потоотделение и испарение через кожу.

Тепловой баланс любого тела определяется соотношением между теплотой, которую оно получает, и теплотой, которую она отдает [18]. У теплокровных животных равенство прихода и расхода тепла всегда сохраняется. *Система терморегуляции* включает в себя рецепторы, эффекторы и регуляторный центр в гипоталамусе. *Эффектор* – это дифференцированная структура (клетка, ткань, орган или система органов), осуществляющая специфическую реакцию в ответ на стимулы, поступающие из нервной системы. Центр в гипоталамусе следит за температурой крови, отражающей температуру тех органов, через которые она протекает. Он также получает через терморепцепторы информацию о температуре окружающей среды. Тепловой баланс каждого участка тела поддерживается путем терморегуляции за счет генерации теплоты вследствие метаболизма; обмен с теплотой с соседними участками тела из-за термодиффузии; конвективного теплообмена посредством кровотока.

При излишнем нагревании тканей биообъектов могут происходить денатурация, коагуляция белка, деструкция биоткани [22]. Денатурация белка заключается в утрате трехмерной конформации молекулы, однако аминокислотная последовательность при этом сохраняется. При денатурации молекула белка теряет способность выполнять свою обычную биофункцию. Вызвать денатурацию могут также ионизирующие излучения, однако характер

денатурации в тепловом и ионизирующем случаях различен: денатурация при воздействии ионизирующего излучения носит локальный характер (разрушение связей в биомолекулах высокоэнергетическими фотонами), а при тепловом воздействии имеет место существенно коллективный эффект, средняя кинетическая энергия биомолекул становится настолько большой, что трехмерная конформация оказывается невозможной. При дальнейшем повышении температуры кинетическая энергия, сообщаемая белку, вызывает сильную вибрацию его атомов, вследствие чего слабые водородные и ионные связи разрываются. Белок свертывается (коагулирует), испытывая фазовое превращение второго рода: основная структура живого (и даже денатурированного) белка представляет собой жидкий кристалл, а скоагулированного – гель [22].

Воздействие высоких температур может привести к декструкции (полному разрушению) ткани биообъекта. Такие тепловые биологические эффекты при ее нагревании применяются в медицине (в основном испарение (резание) и коагуляция биоткани) при гипертермии и в лазерной хирургии. Для этого используются различные лазеры с плотностью мощности $1-10^7$ Вт/см² и с продолжительностью облучения от 10^{-3} с до нескольких секунд. В зависимости от оптических свойств биоткани при применяемой длине волны необходимые температуры в ткани могут быть достигнуты с различными уровнями мощности и длительности облучения [23].

Ниже приведены изменения в мягких тканях биообъектов при повышении температуры (табл. 1).

Таблица 1 – Изменения в мягких тканях биообъектов при повышении температуры

Изменения	Температура, °С
Нет необратимых повреждений	37
Активация ферментов, образование отеков, изменение мембран и, в зависимости от времени, денатурация белков	40-45
Денатурация протеина, начало коагуляции и некрозы	60
Денатурация коллагена, разрушение мембран	80
Обезвоживание (выпаривание выделившихся в результате разрушения мембран внутриклеточных жидкостей)	100
Обугливание (химическое разложение тканей с выделением свободного углерода)	Менее 150
Выпаривание, сублимация - переход из твердой фазы в газообразную с образованием кратеров и разрезов в тканях	Более 300

3.3.3 Использование неионизирующего излучения оптического диапазона в медицине.

Дозиметрия неионизирующего излучения. Основные определения

Напомним, что с системной точки зрения лечебное воздействие является либо деструктивным (хирургическое), либо управляющим (терапевтическое). Диагностическое воздействие можно рассматривать как информационное. Все виды воздействия в итоге восстанавливают гомеостатическое состояние живой системы, возможно более близкое к норме [24]. Понятие нормы является нетривиальным, поскольку живая система существует в постоянном взаимодействии с окружающей средой. Тем не менее, установив выделенные пространственно-временные и информационные ограничения на диапазон внешних воздействий, можно ввести условную гомеостатическую норму. Доза как обобщенная количественная мера воздействия на биообъект вызывает отклонения от нормы (условной гомеостатической). Такое понятие дозы необходимо конкретизировать, чтобы рассматривать его рабочим для определенного вида взаимодействий. В случае ионизирующего излучения конкретизация дозы связана с количественным определением степени ионизации окружающего биообъект воздуха. Проникающая способность ионизирующего излучения в рентгеновском и γ -диапазонах так велика, что в принципе не составляет затруднений количественный анализ энергетических характеристик излучения до и после взаимодействия с биообъектом. Поэтому переход от экспозиционной дозы (не связанной с биообъектом) к дозе, поглощенной биообъектом, прежде всего основан на анализе коэффициентов поглощения различных органов и тканей. Переход от поглощенной дозы к эквивалентной (вызывающей определенные биологические эффекты) более затруднителен, поскольку предполагает знание основных механизмов действия излучения на биообъект [8].

Дозиметрия неионизирующего излучения – сложная задача, так как даже на уровне первичных взаимодействий картина исключительно многообразна. В

этом случае, в отличие от жестких излучений, биомолекулы не обязательно претерпевают необратимые превращения. Принято рассматривать дозу либо как энергию электромагнитного излучения оптического диапазона, падающую на единичную площадку поверхности биообъекта (поверхностная доза), либо как энергию, накопленную в единице объема биообъекта (объемная доза) [24].

При внешнем воздействии на биообъект необходимо выделить отклик биообъекта на это воздействие. Если невозможно отследить и количественно охарактеризовать отклик, нельзя предсказать результаты взаимодействия, даже если известны все параметры падающего излучения.

Будем понимать под *откликом* совокупность всех результатов, которые можно в той или иной степени связать с данным воздействием. Введенное понятие отклика существенно отличается от используемого в электронике и теории управления, где не учитывается наличие биообъекта. При дозиметрии этот фактор является определяющим. Количественная мера отклика – совокупность соотносимых параметров, допускающих измерение доступными средствами. Измеряя эти параметры, можно предсказывать биологический эффект, даже не зная параметры биообъекта. Тем самым основную задачу дозиметрии можно сформулировать следующим образом: построение функциональной зависимости между совокупностью параметров воздействия и соотносимыми параметрами отклика и использование этой функциональной зависимости для управления воздействием [2].

Лазерное излучение вызывает в биообъектах заметные функционально-физиологические сдвиги в их жизнедеятельности. С одной стороны, фотофизическое и фотохимическое действие может оказывать только то излучение, которое поглощается биообъектом. С другой стороны, невозможно привести заметный терапевтический эффект, если поглощение оказывается слишком сильным, и практически все излучение поглощается поверхностными слоями тканей биообъекта, не достигая дермы, где сосредоточены кровеносные сосуды малого диаметра (капилляры, артериолы и вены) [24].

На основе анализа механизмов воздействия лазерного излучения на биообъекты можно сделать вывод о необходимости выяснения первичного акцептора, т.е. вещества, непосредственно отвечающего за ту цепочку фотофизических и фотохимических превращений, которые в конечном счете позволяют получить необходимый лечебный эффект.

Этот вопрос ставился Н. Финзенем еще в период начала «бума» на фототерапию в конце XIX в. Однако и сегодняшние исследователи вынуждены признать, что должной ясности с пресловутым первичным акцептором так и не достигнуто [20].

Ситуация с поиском первичных акцепторов, предполагаемое число которых непрерывно возрастает, обусловлена прежде всего длительным засильем редукционизма в молекулярной биологии, имевшим место в течение всей второй половины минувшего века. Еще в 1930-х годах П. Джордан, один из основателей квантовой теории, предложил ввести понятие «квантовая биология», имея в виду ориентацию биологии на новейшие достижения в физике и химии. Но после открытия двойной спиральной структуры ДНК большинство ученых приняли парадигму расчленения больших систем, предполагающую, что поведение таковых можно понять и объяснить, анализируя поведение их составных частей без поиска нового качества при переходе на более высокие системные уровни. Эта парадигма получила наименование редукционизма и привела к фактическому застою в биологии к концу XX в., поскольку на фоне бурного развития исследований на молекулярном и субмолекулярном уровнях исследования на макроуровнях (тканевом, органном, органноизменном) практически не проводились [2].

Положение изменилось в 90-х годах минувшего века, когда появилось новое направление в науке, получившее название «биофотника». Эта область знаний появилась на стыке квантовой оптики и биологии, акцентируя внимание на коллективных квантовых эффектах при взаимодействии электромагнитного излучения с биообъектами.

По – видимому, для прорыва в фотомедицине, позволяющего достичь должной степени понимания механизмов воздействия низкоинтенсивного излучения на организм, необходим принципиально новый взгляд на вещи, т. е. вместо проблемы выяснения первичного акцептора следует рассмотреть смежную проблему, решение которой позволит дать ответ на вопрос об акцепторе, но более доступными средствами и методами. Такой ключевой проблемой, позволяющей по – новому взглянуть на разработки и эксплуатацию фототерапевтических устройств, является проблема *биодозиметрии*. В центр внимания попадает не само воздействие, а отклик организма на это воздействие. При этом на первый план выходит анализ спектра биологического действия [20].

Дозиметрические аспекты низкоинтенсивной фототерапии

Использование термина низкоинтенсивного оптического излучения, а не низкоинтенсивного лазерного излучения обусловлено тем, что из основных характеристик лазерного излучения прежде всего имеют значение длины волны и спектральная плотность. Когерентность и поляризация лазерного излучения влияют на лечебный эффект в меньшей степени, хотя утверждать, что они вообще не имеют значения, нет достаточных оснований. Среди медиков и биологов сформировалось представление о специфичности и неспецифичности взаимодействия низкоинтенсивного оптического излучения с живыми организмами. Специфическим называют взаимодействие света и биообъекта, связанное с интенсивным молекулярным поглощением света, т. е. таким, для которого установлены фотоакцепторы, осуществляющие первичное поглощение света и запускающие затем ряд специфических фотохимических реакций. Типичный пример такого взаимодействия - фотосинтез. Соответственно неспецифическим взаимодействие считается тогда, когда биологический отклик велик, а поглощение света настолько мало, что однозначно установить первичный акцептор не представляется возможным [22]. Именно этот аспект - установление первичных акцепторов при

отсутствии сильного поглощения - и вызывает наиболее ожесточенные дискуссии, поскольку превращение неспецифического взаимодействия в специфическое открывает путь к практическому применению низкоинтенсивной лазерной терапии не на эмпирической, а на строго научной основе. Спектральный диапазон, в котором работают фототерапевтические аппараты, соответствует "окну прозрачности" тканей биообъекта (600-1200нм) и находится далеко от характерных полос электронного поглощения всех известных хромофоров организма (исключение - пигменты глаза, поглощающие на длинах волн 633 и 660 нм). Следовательно, ни о какой значительной (по сравнению с падающей) поглощенной энергии не может быть и речи [2]. Тем не менее под действием низкоинтенсивного оптического излучения наблюдается целый ряд клинических эффектов, которые в течение длительного времени служат основой низкоинтенсивной лазерной терапии. Если попытаться обобщить все эти эффекты, можно сформулировать неспецифическое интегральное действие лазерного излучения на клеточном уровне: оно воздействует на функциональную активность клеток. При этом такое излучение не изменяет функциональную активность клетки, но может усиливать ее интенсивность. Иначе говоря, под действием низкоинтенсивного оптического излучения изменяется скорость процессов клеточного метаболизма. Это означает, что потенциальные барьеры ключевых биологических реакций изменяют свою высоту и ширину. В частности, низкоинтенсивное оптическое излучение может сильно повлиять на мембранный потенциал. С ростом напряженности поля мембраны активационные барьеры ферментативных реакций, завязанных на мембранный транспорт, снижаются, обеспечивая тем самым экспоненциальный рост скорости ферментативных реакций [20].

Наиболее разработанной моделью взаимодействия низкоинтенсивного излучения с биообъектом на сегодня можно считать светокислородную, согласно которой первичным фотоакцептором (на молекулярном уровне) является растворенный молекулярный кислород, переходящий при поглощении

кванта света в синглетное состояние. Переход $^3\text{O}_2$ - $^1\text{O}_2$ осуществляется на длинах волн 1270, 1060, 760, 633, 570, 540, 480 нм, причем для изолированной молекулы O_2 этот переход запрещен. Однако в водной среде образование синглетного кислорода возможно [24]. Синглетный кислород играет ключевую роль практически во всех процессах клеточного метаболизма, причем для изменения характера ферментативных реакций требуется очень малое изменение концентрации $^1\text{O}_2$ (в пределах порядка). Как известно, тушение синглетного кислорода может происходить либо химическим, либо физическим путем. При отсутствии Фс можно считать, что преобладает физическое тушение. При физической дезактивации молекул $^1\text{O}_2$ на колебательные подуровни окружающих молекул передается энергия порядка 1 эВ. Этой энергии достаточно для разрыва водородных связей, создания ионных или ориентационных эффектов, т. е. локальное высвобождение энергии 1 эВ приводит к сильному возмущению структуры ближнего окружения растворенной молекулы $^1\text{O}_2$. В термодинамически устойчивом состоянии единичное возмущение на расстояниях молекулярного масштаба не играет заметной роли и разрушается тепловыми флуктуациями. Однако растворы биомолекул нельзя рассматривать как термодинамически равновесные структуры. Для моделирования процессов следует использовать метастабильное состояние растворов молекул, возникающее в начальных фазах процесса растворения. Особенность таких метастабильных состояний - высокая чувствительность к локальным возмущениям. Поэтому главным вопросом при изучении процессов передачи энергии от возбужденной молекулы кислорода является вопрос о состоянии водной матрицы. Внутриклеточная или внутритканевая вода представляет собой структуру, близкую к жидкому кристаллу (одномерный дальний порядок), с расстоянием между молекулами около 0,27 нм [25]. Изменение структуры водной матрицы должно отражаться в изменении показателя преломления раствора жидкости, что наблюдалось экспериментально при облучении растворов жидкостей излучением He-Ne-лазера ($\lambda=632,8$ нм). Вообще говоря, вода, являющаяся основой всего живого

на Земле, имеет сложную квазикристаллическую структуру, в конденсированной фазе, представляющую собой смесь гексагональных фрагментов $(\text{H}_2\text{O})_6$ и трехатомных молекул (H_2O) . Гексагональные фрагменты (кольца) в зависимости от условий могут объединяться в кластеры различного размера. Кластерные структуры находятся в колебательном состоянии и образуют систему осцилляторов. Эти осцилляторы в состоянии гомеостаза живого организма образуют интегральную автоколебательную систему и создают собственное слабое электромагнитное поле. Воздействие различных внешних агентов, изменяющих структуры на молекулярном уровне, изменяет и структуру водной матрицы. При незначительных аномалиях, имеющих место в рамках контура адаптации, возникающие в ней локальные напряжения могут быть ликвидированы в силу определенной «эластичности» (наличия запаса внутренней энергии матрицы) [25]. При грубом воздействии возникают более глубокие изменения, приводящие к переходу системы в состояние патологического гомеостаза. В этом случае дополнительный приток легкоусвояемой энергии может способствовать мобилизации внутренних ресурсов системы и быстрейшему восстановлению структуры водной матрицы. Подобное влияние на биообъекты оказывает низкоинтенсивное лазерное излучение. При его воздействии отмечается нормализация измененных в условиях патологии резонансных характеристик. В этом понимании низкоинтенсивное воздействие следует трактовать не только как не вызывающее температурных изменений, но и как не вызывающее температурных изменений структуры водной матрицы.

Волны магнитных возмущений должны взаимодействовать с магнитным вектором электромагнитной волны и с внешним магнитным полем. Они могут выполнять функцию распределенного рецептора микроволновых излучений и слабых магнитных полей [22]. Кроме того, эти волны могут являться тем глубинным звеном, благодаря которому в организме происходит наложение разнообразных факторов физической и химической природы. Такая модель взаимодействия позволяет по-новому взглянуть на усиление лечебного

эффекта при совместном воздействии низкоинтенсивного оптического излучения и магнитного поля. Если волны магнитных возмущений существуют, при наложении одновременно с таким излучением не постоянного, а переменного магнитного поля, причем с частотой, соответствующей частоте волн магнитных возмущений, должен усиливаться отклик организма, поскольку производная по времени от магнитной индукции при переходе молекулы кислорода из триплетного состояния в синглетное и обратно имеет огромное значение. Такое явление называют магнитным резонансом [22].

Вторичные процессы иначе называют темновыми, имея в виду то, что многие реакции на клеточном уровне, вызванные облучением, происходят достаточно долго после прекращения облучения. Например, синтез ДНК и РНК после 10-секундного облучения наблюдается через 1,5 ч [25].

Дозовая зависимость эффекта на тканевом уровне может принимать специфический характер. Выделяют три дозовых порога:

- Минимальная доза, вызывающая изменения на клеточном уровне;
- Оптимальная доза, вызывающая усиление морфообразовательных процессов, ускорение пролиферации и дифференциацию клеток;
- Предельная доза, при которой стимуляция сменяется снижением пролиферационной активности.

Молекулярная структура воды, являющейся растворителем форменных элементов крови, универсальна, как и внутримолекулярная структура универсального фоторецептора – кислорода. Поэтому универсален закон их совместного возбуждения (дисперсионной среды) и активации взвешенных в водной матрице частиц (дисперсной фазы), в частности эритроцитов.

У здорового человека эритроциты в основном находятся в состоянии максимальной работоспособности, и он практически не ощущает результатов светового воздействия [24].

Исследование спектра биологического действия, необходимое для решения основной задачи биодозиметрии, включает в себя анализ когерентных эффектов при взаимодействии низкоинтенсивного оптического излучения с

биообъектами. Множественность эффектов воздействия низкоинтенсивного лазерного излучения на биологические системы предполагает его модифицирующее влияние на фундаментальные процессы, обеспечивающие поддержание гомеостаза.

Дозиметрические аспекты лазерной хирургии

Вопрос о системном действии высокоинтенсивного лазерного излучения также является отражением проблемы дозиметрии, но в несколько отличном от терапевтического аспекта [24].

Большинство медицинских лазерных аппаратов, разрешенных к массовому применению, - это аппараты хирургического назначения. Их основное преимущество в том, что известен механизм воздействия на биообъект высокоинтенсивного лазерного излучения, и этот механизм является тепловым. При рассмотрении расчетных моделей, количественно описывающих процессы взаимодействия высокоинтенсивного лазерного излучения с биосредами, можно заметить, что простейшая модель вполне удовлетворительно согласуется с опытом. Мягкие ткани в этой модели рассматриваются как вода, поглощение которой несколько отличается от типичного для дистиллированной воды поглощения на рабочей длине волны лазера. В остальном подстановка характеристик воды (тепловых, механических) в расчетные формулы позволяет получить вполне приемлемые для практических целей значения для проектирования медицинских хирургических аппаратов различного назначения [20].

Основная причина, осложняющая разработку медико-технических технологий в лазерной хирургии, состоит в необходимости решения проблемы дозиметрии. Большинство расчетных моделей, используемых при описании действия высокоинтенсивного излучения на ткани биообъекта, так или иначе линеаризуют задачу – прежде всего с точки зрения подстановки в расчетные формулы конкретных значений оптических характеристик среды (поглощения, пропускания, отражения и т.д.). Уже в этом состоит существенная

некорректность, поскольку факт зависимости оптических характеристик от энергии падающего излучения составляет основу взаимодействия.

Решение проблемы дозиметрии в лазерной хирургии – создание нелинейной оптики тканей, которая составляет основной предмет биомедицинской оптики. Если в оптике биологических сред нелинейные эффекты получить достаточно трудно (они реализуются только при очень больших напряженностях электрического поля), то в биомедицинской оптике особую трудность представляет реализация линейного случая, при котором оптические характеристики не зависят от интенсивности проходящего излучения. Можно даже указать возможный подход к решению этой проблемы – создание мощного лазера, перестраиваемого в оптическом диапазоне длин волн и снабженного необходимыми метрологическими средствами. Таким образом, несмотря на то, что проблема дозиметрии на сегодня для лазерной хирургии не решена, ее решение представляется вполне достижимым в обозримом будущем [25].

Дозиметрические аспекты лазерной диагностики

Информация о биообъекте, получаемая с помощью лазерной диагностики, должна характеризовать состояние биообъекта до взаимодействия с ним. При этом также необходимо, чтобы взаимодействие было неразрушающим и как можно более слабым [20]. Следовательно, требуется оптимизация взаимодействия: оно должно быть достаточно сильным, чтобы обеспечить получение необходимой информации, и в то же время достаточно слабым, чтобы не вызвать существенного изменения состояния биообъекта.

Лазерное излучение наилучшим образом соответствует этим требованиям. Во-первых, оптический диапазон включает в себя все основные частоты возбуждения молекул. Более короткие волны, попадающие в область ионизирующего излучения, разрушают связи в молекулах, более длинные ничего не возбуждают. Во-вторых, уникальные свойства лазерного излучения, прежде всего пространственная и временная когерентность, позволяют

предельно избирательно воздействовать на объект. В сущности, совокупность задач лазерной диагностики обозначает проблему построения когерентной оптики биосред.

Следует отметить важность проблем лазерной диагностики. Любой диагностический лазерный прибор, как правило, относится к средствам измерения медицинского назначения. Необходимость соответствующей сертификации этих приборов существенно затрудняет их внедрение в серийное производство и массовую медицинскую практику. Лазерная методика в отличие от альтернативных диагностических методик не требует существенно различного приборно-аппаратного оснащения для смены типов диагностики. Она является неинвазивной и асептической, допускает максимальную автоматизацию и высокое быстродействие, позволяя получить результат в режиме реального времени (по сравнению с большинством методов лабораторных и клинических исследований) и проводить мониторинг параметров исследуемых параметров биообъекта [20].

Лазерные диагностика, терапия и хирургия. Диагностическое применение лазеров в биологии и медицине. Флуоресцентная диагностика.

В целях диагностики низкоинтенсивные воздействия, не вызывающие необратимых изменений в организме, имеют более широкую область применения, чем высокоинтенсивные, после которых ткань биообъекта либо перестает существовать вообще как организованная структура, либо погибает. Однако исключать возможность диагностического применения высокоинтенсивного лазерного излучения нецелесообразно, поскольку есть ряд примеров весьма эффективной диагностики заболеваний по анализу продуктов разрушения ткани биообъекта высокоинтенсивным излучением, по характеру ее изменения в процессе облучения и т.п [24]. Поэтому применение лазеров всегда должно быть привязано к конкретной диагностической задаче и, в сущности, не поддается общей классификации.

Существуют десятки различных методов определения физиологических параметров клетки и организма, основанные на флуоресцентной диагностике. Их подразделяют на разрушающие и неразрушающие методы лазерной диагностики.

В основе применения лазерных методов диагностики в медицине лежит тот факт, что все органические макромолекулы (белки, нуклеиновые кислоты, полисахариды), форменные элементы крови, большинство жирных и аминокислот, нуклеотидов и другие биохимические компоненты обладают характерными спектрами оптического поглощения, отражения, рассеяния и люминесценции. Эти спектры различны для окисленного и восстановительного состояний молекулярных компонентов, а соотношение различных форм этих компонентов и их объемная концентрация в исследуемой области определяются общей функциональной активностью различных клеточных структур и органов, в том числе клеток крови [20].

Одно из первых эффективных применений лазеров в биомедицине – *пролетная (проточная) цитометрия* – метод определения размеров микрочастиц по интенсивности рассеяния света. Пролетный (проточный) цитометр – прибор, предназначенный для определения концентрации микрочастиц в суспензиях, построения и анализа гистограмм распределения микрочастиц по размерам [1]. Основной инструментальной особенностью проточной цитометрии является высокая скорость анализа, достигающая 5000 частиц в секунду на обычных коммерческих цитометрах.

Другое, не менее эффективное применение лазеров – лазерная *анемометрия*, т.е. измерение малых скоростей движения жидкостей на основе доплеровского сдвига частоты излучения лазера.

К неразрушающим методам микроспектрального анализа биообъектов относится *микрофлуориметрия* отдельных живых клеток или органелл. Пространственное разрешение метода – 0,3 мкм, временное – нс. Он может быть полезен для флуорофоров в клетках, мембранах, для количественного аминокислотного анализа, определения концентрации свободных ионов

кальция Ca^{2+} внутри живых клеток, идентификации и изучения свойств пигментов и красителей внутри живой клетки [2].

Инструментальная база флуоресцентной микроскопии включает в себя лазер, фотоэлектронный умножитель в режиме счета фотонов, видеодетекторы, работающие при очень низких уровнях интенсивности флуоресценции.

Фото- и лазеротерапия. Одно – и многофотонные фотобиохимические процессы

В основе лазерной терапии лежит управление биохимическими процессами с помощью оптического излучения, которое возбуждает молекулы. Возбужденная молекула либо сама принимает участие в химической реакции, либо передает свое возбуждение другой молекуле, участвующей в химических превращениях. Различают однофотонное возбуждение (малые интенсивности света – линейная фотобиология) и многофотонное (большие интенсивности – нелинейная фотобиология), когда молекула может поглощать больше одного фотона. Однофотонные и многофотонные переходы подчиняются разным правилам отбора, поэтому они позволяют получать дополнительную спектроскопическую информацию [20].

Двухфотонное поглощение можно использовать для зондирования возбужденных состояний, не достижимых при однофотонном возбуждении. В молекулах, обладающих центром симметрии, электронные состояния можно разделить на четные g и нечетные u . Однофотонные переходы из g в g или из u в u запрещены, однако двухфотонные переходы между этими состояниями разрешены. При наличии мощных лазерных источников индуцируются многофотонные переходы, вероятность которых возрастает с увеличением интенсивности. Многофотонное возбуждение молекулы можно обеспечить с помощью короткого лазерного импульса сравнительно небольшой энергии, но большой пиковой мощности (до 10^9 Вт/см²).

Однофотонные фотобиохимические процессы лежат в основе фототерапии или фотохимиотерапии желтухи новорожденных (избыточная билирубинемия), различных заболеваний кожи и рака [20].

Лазерную терапию применяют в дерматологии, ортопедии (в том числе при несрастающихся переломах костей). В невропатологии при лечении периферической и центральной нервной системы используют лазерную рефлексотерапию (лазеропунктуру), облучая биологически активные точки, рекомендуемые при соответствующем заболевании в классической рефлексотерапии [2].

Для лечения трофических и долго не заживающих ран и язв применяют низкоинтенсивное лазерное излучение в видимом и ближнем ИК-диапазонах. Механизмы терапевтического действия низкоинтенсивного лазерного излучения изучены недостаточно [25].

Для терапии наиболее эффективными параметрами лазерного излучения считаются плотность мощности падающего излучения в диапазоне $0,5-50 \text{ мВт/см}^2$, плотность энергии поглощенного излучения – $0,1-10 \text{ Дж/см}^2$.

Лазерная хирургия

Принято классифицировать воздействие высокоинтенсивного лазерного излучения на ткани биообъекта по трем параметрам: длине волны, плотности энергии (мощности) и длительности воздействия [24].

В качестве основной характеристики воздействия рассматривают поверхностную плотность мощности падающего излучения, измеряемую в ваттах на квадратный сантиметр. Резкой границы между терапевтическим и хирургическим воздействиями обычно не проводят, обозначая ее в диапазоне $0,1-10 \text{ Вт/см}^2$.

Размытость границы между терапевтическим и хирургическим воздействиями связана со многими причинами, и в первую очередь с многозначностью характеристик ткани.

Установление границ лечебного воздействия, безусловно, зависит от длины волны излучения, поскольку глубина проникновения в ткань лазерного излучения зависит от длины волны этого излучения. В видимой и ИК-областях преобладает фототермический механизм воздействия, вызывающий наиболее заметные изменения. При переходе в УФ-область все более заметную роль играет фотохимический механизм воздействия [20].

В области УФ-А взаимодействие лазерного излучения с тканями характеризуется высоким поглощением его гемоглобином крови. Поэтому глубина проникновения излучения в кровенаполненные ткани весьма мала, что в случае хирургических применений дает возможность производить прецизионные разрезы с минимальным повреждением окружающих тканей. Область УФ-А характеризуется еще и тем, что излучение в этом диапазоне в отличие от УФ-В и тем более УФ-С относительно слабо поглощается прозрачными средами и может передаваться через кварцевые световые волноводы с приемлемыми потерями. Поэтому лазеры, излучающие в УФ-А, например эксимерный лазер на XeCl ($\lambda \approx 308\text{ нм}$), перспективны для медицинских применений [25].

Лазеры видимого диапазона обладают существенным преимуществом над прочими благодаря возможности непосредственного визуального контроля процесса облучения.

Ближний ИК-диапазон характеризуется наибольшей «прозрачностью» тканей (800-900 нм). Глубина проникновения излучения в мягкие ткани в этой области измеряется сантиметрами, а световоды, как кварцевые, так и стеклянные, обладают в этом диапазоне минимальными потерями, так что во внутренние полости организма можно передавать значительные мощности излучения (до 250 Вт). Если необходимо использовать лазеры для терапии или остановки кровотечений, этот диапазон, безусловно, наиболее благоприятен. Вместе с тем он наименее удобен для хирургии (рассечение тканей) [24].

Основа хирургического воздействия – рассечение тканей. Главный вопрос лазерной хирургии, подлежащий разрешению, - формулировка условий

образования кратера, т.е. выброса продуктов разрушения ткани из зоны облучения. Поскольку главным механизмом взаимодействия является тепловой, образование кратера возможно только при условии нарушения динамического равновесия между притоком и оттоком теплоты. Более детальный анализ режимов разрушения тканей требует конкретизации медицинской задачи. Соответственно медицинскую аппаратуру хирургического назначения подразделяют на аппараты наружных хирургических применений (лазерные скальпели и лазерные перфораторы) и микрохирургические аппараты, которые, в свою очередь, подразделяют на офтальмологические и интракорпоральные аппараты, основанные на передаче излучения по световым волноводам для проникновения во внутренние полости организма. Микрохирургические аппараты офтальмологического назначения составляют самостоятельное направление разработок лазерной медицинской техники. Они исторически являются первым примером использования лазеров в медицине (аппарат ОК-1 был создан (1963) отечественными разработчиками на базе рубинового лазера).

Лазеры различной мощности используют в хирургии для удаления или коагуляции кожных новообразований, приваривания отслоившейся сетчатки глаза, различных резекций, а также для свертывания крови в кровоточащем участке, удаления полипов и опухолей[24].

Медицинское применение фотодинамической терапии.

Препараты для ФДТ

Рассмотрим различные направления применения ФДТ и диагностики.

1. Лечение опухолей.

Преимуществами ФДТ перед другими методами лечения опухолей являются: локальность и селективность воздействия; возможность многократного повторения процедур, послойной обработки опухолей; бесконечность воздействия; сочетание с другими методами лечения; снижение метастазирования.

Недостатки ФДТ - трудность точной дозиметрии воздействия, иногда

недостаточная эффективность, медленное выведение красителя (фотосенсибилизатора, Фс) из организма [20].

2. Бактериология. Поскольку бактериальные клетки растут еще быстрее, чем опухолевые, ФДТ успешно используется для лечения заболеваний, вызванных различными бактериями. Обнаружено, что Фс накапливается у всех видов бактерий в цитоплазме, ядре, внутриклеточных органеллах, а в грамположительных бактериях - во внешней оболочке мембраны, которая у этих видов бактерий является рыхлой. Устойчивость патогенов к антибиотикам и необходимость проведения системного лечения создают множество вторичных (нефро-, гепато- и нейротоксичности). Одну из таких проблем - системную токсичность антибактериальных препаратов - можно рассмотреть с точки зрения "волшебной пули", гипотетически представляющей собой антимикробное средство, целевым образом доставляемое в очаг поражения и взаимодействующее с возбудителем инфекционного заболевания, но не с тканями и клетками организма. В данном случае таким средством является ФДТ [22].

3. Офтальмология: миопия (близорукость) ранней стадии, старческая слепота и т. д. Одно из наиболее актуальных применений ФДТ за пределами онкологии - лечение "мокрой" отслойки сетчатки глаза.

4. Ангиокардиология: образование атеросклеротических бляшек. Проходит испытания препарат Антрин (версия тексапирина лютеция) в ФДТ-методике лечения окклюзий сосудов нижних конечностей. Исследуются возможности применения этой методики для лечения склеротических поражений коронарных артерий.

5. Дерматология: косметология. Весьма успешно можно использовать ФДТ при лечении псориаза и псориастических артритов [20]. Преимущество ФДТ над практикуемыми сегодня методами - безвредность лечения. Применение ФДТ позволяет получить впечатляющий эффект при лечении кожных заболеваний или раневых инфекций.

3.4 Электромагнитные свойства биотканей

В состав различных биотканей и сред организма входят ионы, пространственно ориентированные полярные и неполярные макромолекулы различных линейных размеров и диполи воды. Разные ткани содержат их в неодинаковой пропорции, поэтому каждая из них обладает различными диэлектрическими свойствами и электропроводностью [2].

Электропроводность живых тканей определяется концентрацией ионов и их подвижностью. В межклеточной жидкости с максимальным содержанием носителей тока — ионов — удельная электропроводность достаточно высока — $1 \text{ см} \cdot \text{м}^{-1}$. Напротив, в цитозоле, содержащем органеллы и крупные белковые макромолекулы, она понижается до $0,003 \text{ см} \cdot \text{м}^{-1}$. Удельная электропроводность плазмолеммы и внутриклеточных мембран, составляющих до 50% массы клетки, еще ниже - $(1—3) \cdot 10^{-5} \text{ см} \cdot \text{м}^{-1}$ [26].

Из-за малого количества межклеточной жидкости, составляющей лишь десятую часть объема различных биологических тканей, и выраженной компартментализации последних (существенно ограничивающей подвижность содержащихся в них ионов), удельная электропроводность целых органов в тканях существенно меньше, чем составляющих их сред. Ее наибольшие величины ($0,6 — 2,0 \text{ см} \cdot \text{м}^{-1}$) имеют жидкие среды организма (кровь, лимфа, желчь, спинномозговая жидкость, моча), а также мышечная ткань ($0,2 \text{ см} \cdot \text{м}^{-1}$). Напротив, удельная электропроводность костной, жировой, нервной ткани, а в особенности, грубоволокнистой соединительной ткани в зубной эмали значительно ниже — $10^{-3} — 10^{-6} \text{ см} \cdot \text{м}^{-1}$.

Электропроводность кожи зависит от ее толщины, состояния дериватов и содержания воды. Толщина эпидермиса большинства участков тела составляет $0,07 — 0,12 \text{ мм}$, а на ладонных поверхностях кистей в подошвенных поверхностях стоп достигает $0,8 — 1,4 \text{ мм}$. Содержание воды в поверхностном слое составляет всего 10% от массы клеток, тогда как в нижележащих слоях достигает 70%. Площадь потовых в сальных желез, волосяных фолликулов на

разных участках тела неодинакова и составляет 0,5% поверхности кожных покровов. С учетом этих особенностей удельная электропроводность отдельных участков кожи существенно различается и составляет 10^{-3} - $2 \cdot 10^{-2}$ см*м⁻¹ [27].

Диэлектрическая проницаемость характеризует поляризацию биологических тканей, обусловленную преимущественно связанными зарядами — полярными и неполярными макромолекулами различных линейных размеров и диполями воды. Ее величина для различных биологических тканей составляет 10^3 — 10^6 [2].

Приведенные величины удельной электропроводности и диэлектрической проницаемости измерены для постоянного электрического поля. Между тем, кардинальной особенностью организма человека является дисперсия электрических свойств его тканей, связанная с состоянием заряженных частиц при действии электромагнитных полей различной частоты.

Исследования показали, что с увеличением частоты фонового электромагнитного поля (ЭМП) уменьшается емкостное сопротивление и импеданс мембраны клеток. Вследствие этого ЭМП частотой 10^4 — 10^8 Гц воздействуют и на внутриклеточные структуры, что определяет участие в суммарной электропроводности биотканей как ионов внеклеточных и внутриклеточных структур. На более высоких частотах ионы не успевают следовать за изменениями ЭМП. Значительное увеличение удельной электропроводности происходит здесь, вероятно, за счет ориентационной поляризации молекул свободной воды, вклад которой в суммарную проводимость тканей экспериментально определить весьма сложно [27].

В дисперсионной зависимости диэлектрической проницаемости также выделяют несколько областей дисперсии, что указывает на различие механизмов поляризации тканей в разных частотных диапазонах ЭМП. Каждый из механизмов поляризации характеризуется своей частотой, вблизи которой запаздывание смещения (поворота) различных клеточных и субклеточных структур и биологических молекул относительно динамики ЭМП минимально.

Каждая область дисперсии диэлектрической проницаемости обусловлена поляризацией клеток и компартментов. В ней участвует двойной электрический слой, формирующий вблизи поверхности мембран. Одна его часть образована отрицательными зарядами гидроксильных и карбоксильных групп мембранных гликопротеидов, а вторая электрически связана с ними подвижными положительными зарядами. При наложении внешнего ЭМП последние смещаются вдоль поверхности мембраны и увлекают за собой приповерхностный относительно клетки слой воды. Этот феномен и определяет макроскопическую поверхностную поляризацию клеток. Область дисперсии, охватывающая частоты 10^4 — 10^8 Гц, обусловлена структурной поляризацией клеточных мембран, в которой участвуют белковые макромолекулы, а на ее верхней границе — глобулярные водорастворимые белки, фосфолипиды в мельчайшие субклеточные структуры. Область дисперсии на частотах 10^8 — 10^9 Гц и $2 \cdot 10^{10}$ Гц соответственно соотносят с процессами ориентационной поляризации молекул свободной и связанной воды, а также низкомолекулярных веществ типа сахаров в аминокислотах (в частотном интервале 10^9 — 10^{10} Гц) [28].

При анализе механизмов биологического действия электромагнитных полей необходимо учитывать, что их проникающая способность обусловлена, прежде всего, электропроводящими свойствами различных биотканей организма определяется их физическим состоянием, а не характеристиками поляризации [28].

Перейдем к рассмотрению магнитных свойств биотканей. В отличие от электрического поля биологические ткани влияют на энергию внешнего магнитного поля в очень малой степени [29]. Большинство из них относится к диамагнетикам (сумма магнитных моментов составляющих их биологических молекул равна нулю), которые слабо преобразуют энергию магнитного поля. Так, энергия магнитного поля, поглощаемая клеточными структурами, не превышает 10^{16} Дж. Магнитная проницаемость клеток и практически всех жидкостей организма составляет 0,99995. Некоторые вещества, входящие в состав различных структур организма (кислород, соли железа, некоторые

гидроперекиси и радикалы), имеют собственный магнитный момент, не зависящий от внешнего магнитного поля. Такие низкомолекулярные соединения относят к парамагнетикам, магнитная проницаемость которых составляет 1,00005. Различие магнитных проницаемостей диа- и парамагнетиков существенно не изменяет их характер взаимодействия с внешним магнитным полем, так как их значения имеют одинаковый порядок величин.

Магнитное состояние вещества биоткани можно охарактеризовать, задавая магнитный момент \mathbf{M} каждой единицы его объема, называемый вектором намагниченности. Зная вектор \mathbf{M} , можно учесть взаимное влияние среды и магнитного поля.

Обладая вышеизложенными электрическими и магнитными свойствами, и, как физические тела, имеющие в своем составе динамические электрически заряженные частицы, биоткани способны генерировать собственные (внутренние) и реагировать на внешние электромагнитные поля и регулировать их характеристики и степень распространения в организме [29].

Основными параметрами электрических и магнитных полей, характеризующими степень реагирования на их воздействие вещества биотканей, для магнитного поля в веществе является его магнитная индукция, определяемая как:

$$\mathbf{B} = \mu\mu_0\mathbf{H} + \mathbf{M},$$

где μ_0 — магнитная постоянная; \mathbf{H} — напряженность поля; \mathbf{M} — магнитный момент вещества; μ — магнитная проницаемость вещества [3].

Для электрического поля, его напряженность

$$\mathbf{E} = (\mathbf{D} - \mathbf{P}) / \epsilon\epsilon_0,$$

где \mathbf{D} — электрическая индукция; ϵ — диэлектрическая проницаемость вещества; \mathbf{P} — степень поляризации вещества; ϵ_0 — электрическая постоянная.

Одним из основных законов, определяющих принцип взаимного преобразования электрического в магнитного полей в электромагнитном поле, является закон электромагнитной индукции М. Фарадея, согласно которому

при изменении магнитного потока, проходящего через замкнутый проводник, в последнем возникает электродвижущая сила (э.д.с.), пропорциональная скорости изменения потока [3].

В постоянном магнитном поле также возможно возникновение ЭДС индукции при изменении во времени магнитного потока, проходящего через замкнутый проводник, что может определяться перемещением проводника поперек линий магнитной индукции поля.

Таким образом, всякое изменение магнитного поля в биотканях, как в физических телах, вызывает появление вихревого электрического поля [1].

Сформулируем количественно закон электромагнитной индукции. Э.д.с. вдоль произвольной замкнутой кривой в пространстве, равная интегралу от напряженности электрического поля, взятому с обратным знаком: $-\oint_L E dl$

должна определяться скоростью изменения магнитного потока, охватываемого этим контуром, т.е. величиной $\frac{d}{dt} \int_S B dS$. Следовательно, можно записать обобщенный закон электромагнитной индукции только посредством величин, характеризующих электромагнитное поле:

$$-\oint_L E dl = \frac{d}{dt} \oint_S B dS$$

Полученное выражение носит название второго уравнения Дж. Максвелла.

Таким образом, произвольное изменение электрического поля в пространстве и изменение магнитного поля во времени взаимосвязаны [3]: изменение во времени магнитного поля в некоторой точке приводит к появлению в этой же точке электрического поля, изменяющегося во времени.

Распространение электромагнитной энергии в биотканях

Взаимосвязанные изменения энергетических характеристик электрического и магнитного полей обуславливают распространение в веществе электромагнитных волн, которые осуществляют перенос в биотканях

энергии этих полей. Характер распространения электромагнитных волн в биотканях определяется электромагнитными свойствами биотканей и частотными характеристиками самого излучения [2].

Учитывая высокую анизотропию электромагнитных свойств как отдельных систем и органов, так и организма в целом, при распространении электромагнитных волн в различных биосредах происходит их отражение, преломление, рассеяние, поглощение, дифракция и интерференция. В связи с этим, скорость распространения электромагнитных волн по сравнению с воздухом в организме снижается, а, следовательно, уменьшается и длина волны. Длина волны в биологических тканях λ_B определяется преимущественно диэлектрическими свойствами составляющих их сред и определяется по формуле:

$$\lambda_B = \frac{c}{f\sqrt{\varepsilon}}$$

где ε — диэлектрическая проницаемость биологических тканей; f — частота электромагнитных колебаний; c — скорость света в вакууме [28].

Количество энергии, переносимое электромагнитным воздействием в биотканях, а также энергетические потери системы зарядов биотканей, находящихся под воздействием электромагнитного поля, определяется в физике электромагнитных веществ вектором Пойнтинга \mathbf{P} .

$$\mathbf{P} = \mathbf{E} \times \mathbf{H} \text{ [Вт*м}^{-2}\text{]},$$

где \mathbf{E} — вектор напряженности электрического поля и \mathbf{H} — вектор напряженности магнитного поля, связанные с диэлектрической и магнитной проницаемостью биотканей соответственно.

При прохождении электромагнитного излучения через биоткани его интенсивность убывает по экспоненциальному закону. Расстояние, на котором величина электромагнитной энергии уменьшается в e^2 (приблизительно в 7,3) раз, называется проникающей способностью электромагнитного излучения. Основной вклад в уменьшение интенсивности электромагнитного излучения вносит поглощение электромагнитной энергии в биотканях [29].

Накопление электромагнитной энергии в значительной мере происходит в системах заряженных частиц клеточных структур или индуцирует их перемещение в межклеточном пространстве.

Дальнейшее преобразование различными тканями организма энергии электромагнитного поля в электрическую определяется их емкостным сопротивлением X_C

$$X_C = \frac{1}{2\pi fC},$$

а в магнитную — индуктивным сопротивлением X_L :

$$X_L = 2\pi fL,$$

где f — частота электромагнитных колебаний, C — емкость тканей, L — индуктивность тканей [28].

Индуктивное сопротивление при расчете импеданса живых тканей (полного сопротивления переменному току) учитывают только при расчете проводящих путей нервных окончаний от рецептора к ЦНС или от ЦНС к органу, в остальных же случаях его принимают минимальным. Поэтому Z для биотканей имеет только две составляющих:

$$Z = \sqrt{R^2 + X_C^2},$$

где R — электрическое сопротивление ткани.

Как следует из формул, по мере увеличения частоты воздействующего электромагнитного поля емкостное сопротивление биотканей уменьшается. В результате увеличивается сила тока, проходящего через различные органы и ткани.

Таким образом, преимущественным для биотканей является их взаимодействие с электрической составляющей электромагнитного излучения, в то время как для сенсорных систем существенна также и его магнитная составляющая. Частота электромагнитного излучения является регулятором преимущественного воздействия электрической составляющей [29].

1.1 Классификация электромагнитного излучения и его воздействие на биообъекты.

В зависимости от частоты ν или длины λ волны в вакууме, а также от способа изучения и регистрации электромагнитное излучение подразделяют на несколько видов: радиоволны, оптическое излучение, рентгеновское и гамма-излучение. Кроме того, по характеру воздействия на среду различают два класса электромагнитного излучения: ионизирующее и неионизирующее.

Приведем краткую характеристику видов электромагнитного излучения и его действия на биообъекты [1].

Радиоволнами называют волны с длиной волны $\lambda > 5 \cdot 10^{-5}$ м. В связи с особенностями распространения и генерации весь диапазон радиоволн принято делить на девять поддиапазонов. Основным источником естественного фона радиоволн на Земле являются атмосферные электрические явления (грозы и т. п.), радиоизлучение Солнца и звезд. Интенсивность радифона на Земле имеет порядок 10^{-11} Вт/см².

Оптическим излучением называют электромагнитное излучение с длиной волны $\lambda = 10^{-10}$ – 10^{-6} м. Оно включает в себя инфракрасное (ИК) излучение с длиной волны $\lambda = 760$ – 10^6 нм, видимое излучение с длиной волны $\lambda = 400$ – 760 нм, которое воспринимается органами зрения, и ультрафиолетовое (УФ) излучение с длиной волны $\lambda = 10$ – 400 нм.

Диапазон УФ-излучения условно подразделяют на ближний (300–400 нм), средний (200–300 нм), дальний (122–200 нм), экстремальный (10–121 нм). Для дальнего и экстремального диапазонов часто используют термин «вакуумный» ввиду того, что волны этого диапазона сильно поглощаются атмосферой Земли и его исследование возможно только в вакууме. Биологические эффекты УФ-излучения в трех спектральных участках существенно различны, поэтому биологи и медики иногда выделяют в качестве наиболее важных в их работе следующие диапазоны: УФ-С-диапазон с длиной волны 200–280 нм (коротковолновый), УФ-В-диапазон с длиной волны 280–

315 нм (средневолновый), УФ-А-диапазон с длиной волны 315-400 нм (длинноволновый). Диапазоны УФ-А и УФ-В также называют мягким и жестким УФ-излучением.

Принято выделять следующие спектральные области ИК-излучения: ближний ИК-диапазон с длиной волны 760-1 400 нм; средний ИК-диапазон с длиной волны 1 400- 3 000 нм и дальний ИК-диапазон с длиной волны более 3 000 нм.

Такие границы диапазонов приняты международной классификацией согласно решению SPIE (International Society for Optical Engineering) и привязаны к поглощению электромагнитного излучения тканями живых организмов [1].

Основным природным источником оптического излучения является Солнце. Рассматривая дальний ИК-диапазон, можно считать здесь энергию кванта пренебрежимо малой по сравнению с энергией связи атомов и молекул, составляющих биообъект. Поэтому никаких превращений на микроуровне под непосредственным воздействием излучений вплоть до микроволнового диапазона не происходит. Все, что при этом наблюдается, вторичные эффекты. В оставшейся части оптического диапазона картина качественно меняется, потому что именно здесь сосредоточены полосы поглощения молекул и атомов, входящих в состав биообъекта [2].

В ближней и средней ИК-областях энергия фотона лежит в диапазоне 0,4-1,5 эВ, ее достаточно для возбуждения электронов в атомах на более высоких уровнях, но не хватает для фотохимических превращений веществ. Энергия излучения почти полностью превращается в тепловую, активизируя процессы в цитоплазме, клеточной и внутриклеточных мембранах, и, как следствие, ИК-излучение часто называют тепловым.

Длина волны 100 нм (вакуумное УФ-излучение) соответствует энергии фотона 12,4 эВ, верхняя граница диапазона видимого излучения - 1,63 эВ. В этот интервал укладываются энергии связи большинства сложных органических молекул, так что с точки зрения возможности осуществления

химических превращений (как обратимых, так и необратимых) эта область длин волн является идеальной.

Видимое и УФ-излучение вызывают вынужденные колебания внешних, наиболее слабо связанных электронов в атомах и молекулах. Электроны и ионы, совершая вынужденные колебания, излучают вторичные волны той же частоты. Среднее расстояние между молекулами среды обычно во много раз меньше длины когерентности колебаний, поэтому вторичные волны, излучаемые ансамблем соседних частиц, интерферируют. Если среда однородна и изотропна, то в результате интерференции вторичных волн в соответствии с принципом Гюйгенса Френеля образуется проходящая волна, направление распространения которой совпадает с направлением распространения первичной волны [7].

В случае оптически неоднородной среды эти направления, вообще говоря, не совпадают - имеет место рассеяние. При падении первичной волны на границу раздела двух сред возникают как проходящая, так и отраженная волны.

Поглощение излучения видимого и УФ-диапазонов молекулами происходит главным образом с участием π - и n -электронов ($\pi \rightarrow \pi^*$ - и $n \rightarrow \pi^*$ - переходы). Чем длиннее система сопряженных двойных связей в молекуле, тем сильнее делокализованы по молекулам π - электроны, и, следовательно, самый длинноволновый максимум поглощения данной молекулы будет находиться при большей длине волны λ [15]. Прежде чем показать это, сделаем некоторое отступление.

Углерод в молекулах органических соединений способен к образованию связей двух типов:

- одиночной σ -связи, которая возникает во всех соединениях углерода; здесь σ -электроны локализованы между атомами, которые они связывают;

- π -связи, проявляющейся только в непредельных соединениях; здесь помимо σ -связи между атомами возникает дополнительная связь, при которой электронные облака, осуществляющие дополнительную связь (π -электроны),

перекрываются не вдоль линии, соединяющей ядра атомов, а в перпендикулярной ей плоскости.

Таким образом, двойная связь в непредельных соединениях состоит из одной σ -связи и одной π -связи. Если в углеродной цепочке двойные связи чередуются с одиночными, возникает эффект сопряжения связей, заключающийся в том, что облака π -электронов всех атомов, образующих в молекуле двойные связи, взаимно перекрываются. При этом π -электроны уже не локализованы на двойных связях, а принадлежат всей взаимодействующей (сопряженной) системе в целом (делокализованы) [15]. Делокализация π -электронов в цепочке сопряженных связей может быть представлена как движение их вдоль цепочки. Движение электронов в квантовой механике описывается уравнением волнового типа, в котором квадрат амплитуды характеризует вероятность нахождения электрона в данной точке пространства, а дебройлевская длина волны λ связана со скоростью электрона v и его массой m_e : $\lambda = h / (m_e v)$.

В линейной цепочке конечных размеров a электроны не могут выйти за пределы цепочки и вероятность нахождения электронов на самих границах равна нулю, что соответствует ситуации, описываемой стоячими волнами де Бройля, причем на концах цепочки располагаются узлы стоячих волн. При этом от границы до границы должно укладываться целое число полувольт: $n\lambda/2 = a$, где $n = 1, 2, 3, \dots$. Следовательно, $v_n = \frac{h}{m_e \lambda} = \frac{hn}{2m_e a}$, и энергия электрона

$$\varepsilon_n = m_e \frac{v_n^2}{2} = \frac{h^2 n^2}{8m_e a^2} \quad [7].$$

Пусть система содержит N атомов и длина связи равна l , тогда $a = (N-1)l$. Можно показать, что энергия оптического перехода $\Delta \varepsilon \approx \frac{h^2}{8m_e l^2 N}$. Значит, чем больше протяженность системы сопряжения (чем больше N), тем меньше энергия оптического перехода, и оптическое поглощение смещается в более длинноволновую область (батохромный сдвиг).

Излучение с длиной волны менее 100 нм (энергия кванта более 12,4 эВ) представляет собой ионизирующее излучение, т. е. излучение, энергия кванта которого достаточна для разрушения молекул и образования заряженных частиц. Происходит образование свободных радикалов ароматических и серосодержащих белков и пиримидиновых оснований нуклеиновых кислот; появляются циклобутановые димеры оснований ДНК; в белках происходит деструкция полипептидной цепи, образование сшивок, разрушение тирозина и триптофана; разрушение ковалентных связей в молекулах (например, между С и О) [1].

Рентгеновское излучение возникает при взаимодействии заряженных частиц и фотонов с атомами вещества, при этом квантовые переходы происходят между внутренними электронными состояниями атома. Рентгеновское излучение подразделяется на тормозное (с квазисплошным спектром) и характеристическое (с линейчатым спектром). Рентгеновским принято считать излучение в диапазоне длин волн $\lambda = 0,1 - 10$ нм.

Гамма-излучение - излучение с длиной волны менее 0,1 нм. Оно представляет собой жесткое электромагнитное излучение, которое испускается при переходах ядер из возбужденных энергетических состояний в состояния с меньшей энергией, а также при ядерных реакциях. Гамма-излучение обычно сопровождает процессы радиоактивного альфа- и бета-распада.

Природными источниками рентгеновского и гамма-излучения на Земле являются Солнце, межзвездные и галактические события [2].

При гамма- и рентгеновском излучениях разрушаются полипептидная цепь белков, серосодержащие группы, образуются сшивки [15]. При действии ионизирующего излучения на ДНК происходят двойные разрывы цепей ДНК.

В табл. 2 представлены основные характеристики, механизмы излучения, виды взаимодействия с биообъектами и применение в медицине электромагнитного излучения соответствующих диапазонов [1]. В табл. 3 и 4 описано действие электромагнитного излучения на биообъекты и его использование в биомедицинских исследованиях [2].

Таблица 2 - Характеристика видов излучения.

Вид излучения	Длина волны, нм	Энергия кванта, эВ	Механизм излучения	Вызываемые процессы	Применение в медицине		
Неионизирующее	Микроволновое	10^{12} - 10^6	$1,2 \cdot 10^{-9}$ - $1,2 \cdot 10^{-4}$	Движение зарядов с ускорением	Поляризация диэлектриков, возникновение токов проводимости в биологических жидкостях	УВЧ- и СВЧ-терапия, эндорадиозонды	Диагностика с помощью картирования тепловых полей организма
	Инфракрасное	10^6 - 760	$1,2 \cdot 10^{-4}$ - 1,6	Излучение атомов и молекул	Фотобиологические процессы, активация терморцепторов	Тепловое лечение	
	Видимое	760 - 400	1,6 - 3,3		Фотобиологические процессы, активация зрительных рецепторов	Светолечение, лазерная терапия	Люминесцентные методы диагностики
	Ультрафиолетовое	400 - 100	3,3 - 12,4	Излучение атомов	Фотобиологические процессы, фотохимические реакции на поверхности кожи	Светолечение, УФ-терапия, синтез витамина D	Люминесцентные методы диагностики
Ультрафиолетовое	100 - 10	12,4 - 124	Когерентное рассеяние		Не применяется	Не применяется	
Ионизирующее	Рентгеновское	10 - 10^{-1}	10 - $0,5 \cdot 10^6$	Излучение возбужденного ядра	Когерентное рассеяние, фотоэффект и эффект Комптона	Рентгено-терапия	Рентгенодиагностика
	Гамма-излучение	0,1 и менее	$0,2 \cdot 10^6$ и более		Фотоэффект и эффект Комптона, образование пар электрон-позитрон	Гамма-терапия	Радионуклидная диагностика

Таблица 3 - Излучение как инструмент исследования структуры и свойств молекул.

Название излучения	Диапазон длин волн, нм	Энергия излучения, эВ	Метод исследования	Получаемая информация
Гамма-излучение	0,03 и менее	Более $40 \cdot 10^3$	Рентгеноструктурный анализ	Структура молекул, расположение атомов, форма молекул, межатомные расстояния
Рентгеновское	10-0,03	$(0,12-40) \cdot 10^3$	Лучевая ультрамикрометрия	Размеры макромолекул, фагов, вирусов, внутреннее строение бактериальных спор, размеры генов, ДНК и др.
			Радиационно-химические исследования	Процессы радиолитиза молекул
Ультрафиолетовое	400-10	3-120	Спектроскопия в ультрафиолетовой и видимой областях	Переходы валентных электронов, электронная структура, молекулярные колебания, вращение молекул, внутреннее вращение в молекулах
Видимое	760-400	1,7-3	Лазерная спектроскопия, исследования электронно-вращательных спектров	Фотохимические процессы
			Фотохимические исследования	
Инфракрасное	$(200-0,76) \cdot 10^3$	0,006-2	Инфракрасная спектроскопия	Колебания атомов внутри молекул
Радиочастоты	$(10-0,2) \cdot 10^6$	$1,2 \cdot 10^{-4} - 6 \cdot 10^{-3}$	Микроволновая спектрометрия	Вращение поляризованных молекул и групп
	$(15-1) \cdot 10^7$	$6,2 \cdot 10^{-6} - 1,2 \cdot 10^{-4}$	Спектроскопия электронного парамагнитного резонанса	Резонанс неспаренных электронов, наличие радикалов, нон-радикалов и парамагнитных центров
	$(30-1,5) \cdot 10^8$	$4,1 \cdot 10^{-7} - 6,2 \cdot 10^{-6}$	Спектроскопия ядерного магнитного резонанса;	Резонансное поглощение ядерными спинами, химическое окружение атомов и молекул, строение молекул по химическим сдвигам и спин-спиновому расщеплению сигнала; диэлектрическая проницаемость и проводимость биосистем, свойства надмолекулярных структур и межмолекулярных взаимодействий
	$(100-3) \cdot 10^9$	$1,2 \cdot 10^{-8} - 4,1 \cdot 10^{-7}$	диэлектрическая спектроскопия;	
	$(10-0,1) \cdot 10^{12}$	$1,2 \cdot 10^{-10} - 1,2 \cdot 10^{-8}$	методы электропроводности	
	Более 10^{13}	Менее $1,2 \cdot 10^{-10}$		

Таблица 4 - Биологическое действие излучений.

Название излучения	Предмет исследования	Некоторые особенности	Эффект
Ионизирующее	Радиобиология	Ионизирующая радиация обладает высокой проникающей способностью, фотоны излучения поглощаются всеми атомами и молекулами независимо от их химической структуры и локализации в клетке	Образуются ионы, радикалы, возбужденные атомы и молекулы, стабильные пораженные структуры; первичные радиационно-химические изменения усиливаются во времени за счет метаболических процессов и в зависимости от дозы, способа и времени облучения приводят к нарушению всех биохимических и физиологических процессов в клетке и организме
Оптическое	Фотобиология	Избирательное поглощение сравнительно невысокой энергии квантов строго зависит от молекулярной структуры вещества	Эффект определяется фотохимическими реакциями с участием возбужденных молекул; в зависимости от типа молекул-реципиентов и условий облучения реакции носят либо полезный приспособительный характер (фотосинтез, зрение), либо приводят к разрушению и денатурации структур (напр. бактерицидное действие)
Радиочастоты	Электромагнитная биология	Область γ -дисперсии электропроводности; энергия электромагнитного поля поглощается за счет колебания ионов и релаксации дипольных молекул, в значительной мере переходит в тепловую; в дециметровом диапазоне возможно избирательное поглощение молекулами воды в биомембранах, резонансное поглощение водородными атомами; релаксация внутриклеточных органелл (β -дисперсия электропроводности) и дипольных молекул белка; релаксация зарядов на мембранах (α -дисперсия электропроводности)	Поглощение энергии электромагнитного поля может приводить к разрыву водородных и межмолекулярных связей, нарушению гидрофобного белок – липидного взаимодействия в биомембранах, изменению гидратации молекул, внутримолекулярным перестройкам, денатурации; в зависимости от интенсивности воздействия тепловой эффект может вызвать повреждение структур, нарушение физиологических процессов и гибель клеток организма; в области УВЧ-диапазона возможны избирательное поглощение дипольными молекулами белка и поляризация надмолекулярных структур

Белки выполняют в живой клетке многочисленные функции, входят в состав всех клеточных органелл, их содержание составляет 50% и более сухой массы живых организмов. Следовательно, при действии света и ионизирующих излучений белки принимают на себя основную лучевую нагрузку и являются в

этом смысле главной химической мишенью действия излучений. Основную биологическую мишень представляют собой молекулы дезоксирибонуклеиновой кислоты (ДНК) благодаря их ключевой роли в функционировании клетки в целом.

Для организма толщиной 20-25 см на рис. 20 показано изменение степени его прозрачности для различных длин волн.

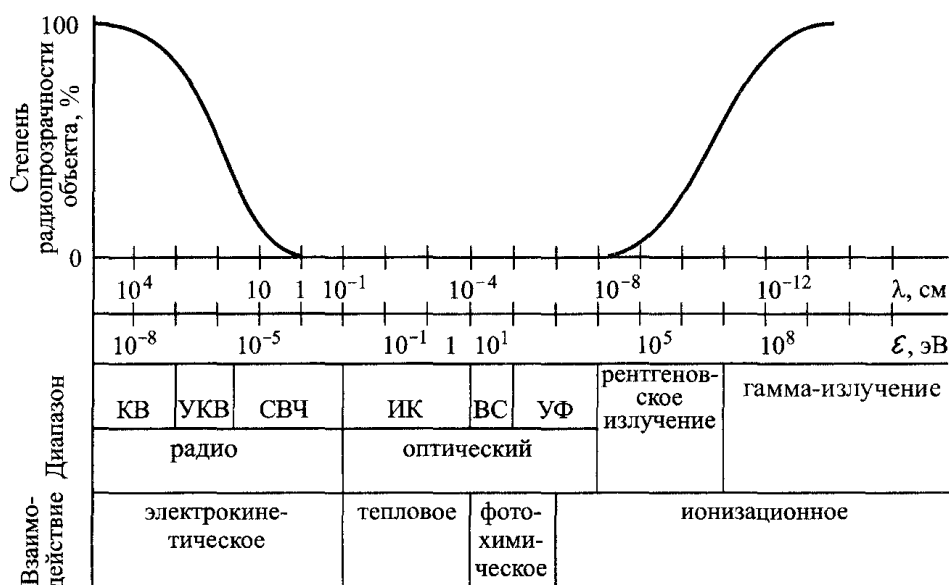


Рисунок 20 - Изменение степени прозрачности слоя мягкой ткани толщиной 20-25 см для различных длин волн: КВ — коротковолновый; УКВ - ультракоротковолновый; СВЧ — сверхвысоких частот; ВС — видимого света.

Для устранения повреждений ДНК в клетке существует система репарации (восстановления поврежденных участков биоструктур силами самой клетки). В то же время поврежденная ДНК в клетке подвергается атаке ферментных систем, усугубляющих действие излучений, и системы репарации могут оказаться неконкурентоспособными, поскольку не успевают восстановить нативную структуру ДНК. Именно повреждения ДНК и приводят в большинстве случаев к конечным биологическим эффектам.

2 Глава. Механические колебания.

1. Физика акустических колебаний.

Волны в упругих средах

Акустические волны способны распространяться в средах, состоящих из упругого вещества. Упругость обеспечивает возвращение в исходное положение частиц среды, смещенных под воздействием каких-либо внешних сил. Если поршень в упругой среде сместить на небольшое расстояние, то слой вещества перед поршнем, испытывая давление, сожмется, а затем начнет расширяться, сдавливая соседний слой, тот, в свою очередь, расширяясь, сдавит следующий слой. В результате в среде возникает последовательность сжатий и разрежений, которые и представляют собой акустические волны, распространяющиеся в среде и передающие все новым и новым слоям вещества возмущение, возникающее у поршня (рис.21). Частицы среды при этом не переносятся в направлении распространения волн, а лишь колеблются около положения равновесия [33].

Волны называются *продольными*, если направление колебаний частиц совпадает с направлением распространения волн. Если эти направления взаимно перпендикулярны, то волны называются *поперечными*.



Рисунок 21 - Акустические упругие волны в среде: а - продольные; б - поперечные; в - графическое изображение волны; стрелки "→" и "↑" указывают направление колебания частиц

Если амплитуда колебания частиц в волне невелика и не меняется со временем, в среде распространяется плоская акустическая волна, которая описывается уравнением

$$s = A \sin (\omega t - kx + \varphi_0),$$

где s - смещение частицы среды от положения равновесия; A - максимальное смещение частицы относительно положения равновесия (амплитуда); t - время; x - положение частицы на оси координат, в направлении которой распространяется волна; ω - циклическая частота колебаний, $\omega = 2\pi f$; $f = 1/T$ - частота колебаний (число колебаний за единицу времени), T - период колебания; $k = 2\pi/\lambda$ - волновое число, где λ - длина волны (расстояние между двумя соседними сжатиями или разрежениями); φ_0 - начальная фаза.

Движение частиц, описываемое приведенной формулой, подчиняется синусоидальному закону и называется гармоническим колебанием.

В газообразных и жидких телах, и том числе и в мягких тканях животных, содержащих до 75% воды, распространяются продольные волны. Исключение составляют волны на поверхности жидкостей. В твердых телах, в частности в костях скелета человека и животных, наряду с продольными, могут возникать и поперечные, сдвиговые волны [33].

Частота колебаний f измеряется в герцах. Один герц равен одному колебанию в секунду. Для удобства пользуются кратными единицами измерения: $1000 \text{ Гц} = 10^3 \text{ Гц} = 1 \text{ кГц}$; $1000000 \text{ Гц} = 10^6 \text{ Гц} = 1 \text{ МГц}$; $10^3 \text{ МГц} = 1 \text{ ГГц}$ (гигагерц).

В зависимости от частоты акустические колебания делят на несколько диапазонов (рис. 22). Границы, разделяющие отдельные диапазоны акустических колебаний, достаточно условны. Граница между звуком и ультразвуком, например, зависит от индивидуальных особенностей человеческого слуха. Одни люди не слышат звуки с частотой и 10 кГц, другие могут воспринимать звуки с частотой до 25 кГц [2].



Рисунок 22 - Условное деление акустических колебаний и волн на диапазоны

Верхняя граница ультразвукового диапазона обусловлена физической природой упругих волн, которые могут распространяться в среде лишь при условии, что длина волны больше средней длины свободного пробега молекул в газах или межмолекулярных (межатомных) расстояний в жидкостях и твердых телах [33].

Ультразвук с частотой более 1 ГГц иногда выделяют в отдельный диапазон и называют *гиперзвуком*.

Скорость распространения упругих (акустических) волн в воздухе при 25°C составляет 333 м/с, в воде и мягких биологических тканях - около 1500 м/с, в костной ткани - примерно 3500 м/с.

Скорость распространения упругой волны практически не зависит от частоты и связана с длиной волны λ простым соотношением:

$$\lambda = c/f \text{ или } \lambda = cT,$$

т. е. чем больше частота f , тем меньше длина волны [33].

Благодаря малым длинам волн ультразвук распространяется в среде, подчиняясь законам геометрической оптики. Так же, как и свет, ультразвук распространяется прямолинейно в однородной среде, отражается и преломляется на границах сред с разными акустическими свойствами. Его можно фокусировать, используя линзы и сферические зеркала.

Пространство, заполненное веществом, в котором распространяется акустическая волна, называется *акустическим полем*[3].

Периодические сжатия и расширения каждого слоя вещества, в котором распространяется упругая волна, можно рассматривать как результат действия переменного давления, амплитуда которого равна:

$$P = \rho c A \omega = \rho c v_m,$$

где v_m - амплитуда колебательной скорости частиц.

Величина v_m всегда значительно меньше скорости распространения самой волны. Величина ρc характеризует рассеяние энергии волны в акустическом поле и называется *акустическим сопротивлением среды*. Единица измерения - кг/м².

Связь между акустическим сопротивлением, переменным акустическим давлением и амплитудой колебательной скорости можно представить в виде $R=P/v_m$. Это выражение является акустическим аналогом закона Ома (P - аналог электрического напряжения, а v_m - силы тока) [33].

Акустическая волна, распространяясь в среде, переносит с собой энергию.

2. Звуковые механорецепторы и вестибулярный аппарат

Специальным видом механических раздражений являются звуковые колебания воздуха, восприятие которых играет очень важную роль в жизнедеятельности организма, поскольку позволяет обнаруживать источник раздражения не только при непосредственном контакте с ним, но и на расстоянии (так называемая дистанционная рецепция). Звуковые колебания характеризуются силой, частотой, а также направлением и локализацией, откуда они исходят; для трансдукции всех этих характеристик в физиологический процесс необходимы особо сложные преобразовательные механизмы [30].

Строение и функции органов слуха [2]. Принцип регистрации звуковых колебаний. Рассмотрим последовательность событий при восприятии звука органом слуха. Звуковая волна, пройдя наружное ухо, наталкивается на туго натянутую барабанную перепонку, приводя ее в движение (рис. 23). Барабанная перепонка связана с системой слуховых косточек среднего уха, которые передают звуковые колебания во внутреннее ухо — улитку. Слуховые косточки



Рисунок 23 – Строение органов слуха

приводят в движение овальное окно, отделяющее перилимфу внутреннего уха от воздушного пространства среднего уха. Движение жидкости в вестибулярном и базилярном каналах внутреннего уха заставляет колебаться базилярную мембрану, следуя частоте и силе звука. Движение базилярной мембраны стимулирует рецепторные клетки, расположенные в кортиевом органе (не показан на рис. 23), в результате появляются потенциалы действия, передаваемые звуковыми слуховыми нервами в кору головного мозга [30].

Физика слуха. Принципы функционирования элементов системы слуха.

Приведем некоторые базовые на наш взгляд понятия и зависимости, характеризующие как сам раздражающий физический фактор, так и систему его регистрации. Интенсивностью звука называют количество энергии, проходящей через единицу площади поверхности, перпендикулярно к направлению распространения звуковой волны:

$$I = \frac{E}{S \cdot t},$$

где E — энергия, S — площадь, t — время.

При решении практических задач проще измерить не энергию колебаний, а звуковое давление (p), регистрируемое при помощи микрофона и выражаемое в Паскалях. Звуковое давление линейно связано с амплитудой звуковых колебаний, и поэтому его квадрат пропорционален энергии звука. При любых двух интенсивностях [33]:

$$\frac{I_1}{I_2} = \frac{E_1}{E_2} = \frac{p_1^2}{p_2^2}$$

Порог слышимости чистого тона при частоте 1 кГц принято считать равным $2 \cdot 10^{-5}$ Па, хотя могут наблюдаться многократные индивидуальные колебания порога слышимости (в пределах 30 дБ). Кроме того, порог слышимости значительно меняется с частотой (рис. 24). Может также сильно различаться и наивысшая воспринимаемая частота (от 8 до 25 кГц).

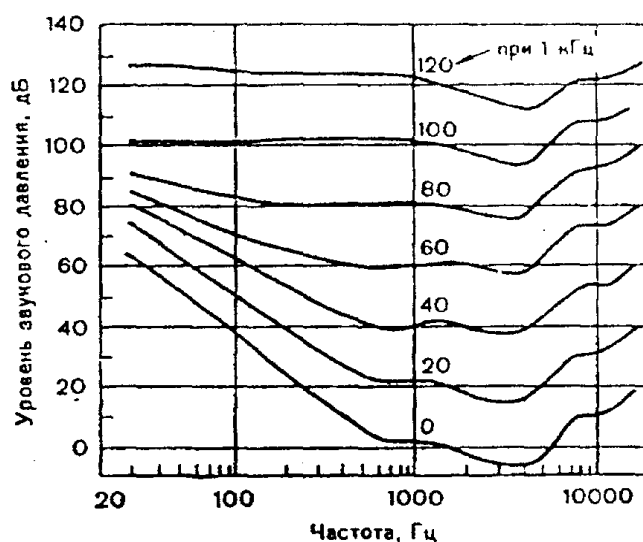


Рисунок 24 - Кривые равной громкости. Нижняя кривая соответствует порогу слуха чистого тона, верхняя — порогу тактильного ощущения

По закону Вебера — Фехнера ощущение громкости (так же, как и зрительное ощущение) связано с создающим его физическим раздражением логарифмической зависимостью. Это стимулировало введение единиц громкости, выражаемых в децибелах [2]:

$$L = 10 \lg(I_1/I_2) = 20 \lg(p/p_0) \quad (\text{в децибелах}),$$

где p_0 — пороговое значение звукового давления, равное $2 \cdot 10^{-5}$ Па при частоте звука 1 кГц, p — регистрируемое значение звукового давления, I_0 — пороговая интенсивность звука. Таким образом, нулевая точка шкалы громкости соответствует 0 дБ при 1 кГц. При других частотах порог слуха отличается от 0 дБ (см. рис. 24).

Перейдем к рассмотрению функциональных свойств элементов системы слуха. Наружное ухо человека состоит из ушной раковины и наружного слухового прохода, имеющего длину 2,7 см и напоминающего органную трубу, закрытую с одного конца барабанной перепонкой. Резонанс наблюдается, если длина резонатора составляет 1/4 длины волны. Наружный слуховой проход имеет поэтому резонансную частоту около 3 кГц, что соответствует максимальной чувствительности слуха (рис. 24). Таким образом, прослеживается связь между геометрией наружного уха и максимальной чувствительностью слуха в области 1 — 4 кГц [30].

Среднее ухо является устройством, предназначенным для трансформации звуковых колебаний воздуха в звуковые колебания жидкой среды внутреннего уха, то есть среды, имеющей значительно большую инерцию, чем воздух. Чтобы привести в движение инерционную жидкость, нужно получить выигрыш в давлении [2]. Это достигается за счет двух факторов. Во-первых, косточки среднего уха (молоточек, наковальня и стремечко) работают как рычаг, обеспечивающий выигрыш в силе в 1,3 раза. Во-вторых, площадь барабанной перепонки человека ($0,7 \text{ см}^2$) значительно больше площади овального окна внутреннего уха ($0,032 \text{ см}^2$), поэтому обе мембраны и связывающие их косточки выполняют функцию трансформатора давления. Очевидно, что сила, действующая на молоточек и обусловленная звуковой волной, равна произведению давления на перепонку (p_0) на площадь контакта перепонки с молоточком (примерно $5,5 \cdot 10^{-5} \text{ м}^2$), откуда $F_c = 5,5 \cdot 10^{-5} \cdot p_0$. Сила, приложенная к стремечку в отсутствие трения, равна: $F_c = 1,3 \cdot F_m$. Давление p_{00} , оказываемое стремечком на овальное окно при площади контакта $3,2 \cdot 10^{-6} \text{ м}^2$, может быть найдено из соотношения: $p_{00} = F_c / 3,2$. Теперь легко вычислить усиление давления в отсутствие сил трения: $p_{00} / p_0 = 22$. Бекешки экспериментально измерил эту величину и получил усиление давления в 17 раз (или на 25 дБ) [2].

Другой важной функцией среднего уха является защита внутреннего уха от чрезмерных механических нагрузок при воздействии очень громких звуков. Это достигается за счет изменения характера колебаний стремечка в зависимости от силы звука. При пороговых значениях звукового давления стремечко колеблется как поршень. Абсолютные значения смещения очень малы и повторяют движения барабанной перепонки. Для барабанной перепонки величину смещения легко рассчитать [1]. Толщина барабанной перепонки очень мала по сравнению с длиной звуковых волн и скорость ее перемещения совпадает со скоростью частиц в плоской волне в воздухе. Средняя скорость смещения частиц в волне (V) связана со значением звукового давления (p), скоростью распространения волны (c) и плотностью воздуха (ρ) выражением:

$$V = p / (\rho \cdot c) .$$

В свою очередь скорость смещения связана с амплитудой смещения (l) выражением: $l = V / 2\pi\nu$, где ν — частота звуковой волны [33].

Подставив численные значения $\rho = 1,3 \text{ кг/м}^3$, $c = 3,4 \cdot 10^2 \text{ м/с}$ и пороговое значение звукового давления $p_0 = 2 \cdot 10^{-5} \text{ Па}$, получим скорость смещения перепонки $V = 5 \cdot 10^{-8} \text{ м/с}$. Отсюда смещение (l) перепонки при пороговом звуковом давлении равно 10^{-11} м . Это смещение меньше радиуса атома. Если силу звука увеличить до 130 дБ, то появляется ощущение боли, а при 155 — 160 дБ барабанная перепонка разрушается. Если $l = 160 \text{ дБ}$, то $p \approx 20 \text{ гПа}$ (среднее атмосферное давление равно примерно 1000 гПа). Расчет показывает, что смещения барабанной перепонки при этом достигают 1 мм.

Если при низких значениях звукового давления поршнеобразные смещения стремечка практически повторяют движения барабанной перепонки, то при возрастании силы звука характер колебаний стремечка меняется. При средней силе звука стремечко начинает совершать колебательные движения вокруг вертикальной оси у одного конца овального окна (подобно открываемой и закрываемой двери). А при очень громком звуке стремечко начинает совершать вращательные движения вокруг горизонтальной оси овального окна, так что, когда один конец стремечка вдавливаются в овальное окно, другой движется в противоположную сторону. Таким образом предотвращаются избыточно сильные движения жидкости во внутреннем ухе. Такое изменение характера движений стремечка имеет решающее значение для защиты внутреннего уха от механических повреждений при резких внезапных звуках, например взрывах, когда не успевает осуществиться любой рефлекторный механизм защиты [30].

Внутреннее ухо в отличие от наружного и среднего заполнено жидкостью. Для слуха важна только улитковая часть внутреннего уха, имеющая форму спирали в образующая у человека два с половиной витка (на рис. 25 изображена в развернутом виде). Длина развернутой улитки около 35 мм, а ее объем — около 100 мкл (т. е. равен объему двух капель воды). В улитке

располагаются три параллельных наполненных жидкостью канала. Вестибулярный и барабанный каналы заполнены перилимфой и соединены в вершине улитки маленьким отверстием — геликотремой. Эти два канала отделены друг от друга не сообщающимся с ними улитковым каналом, заполненным эндолимфой и отделенным от вестибулярного канала очень тонкой мембраной Рейснера, а от барабанного канала — базилярной мембраной. На базилярной мембране — кортиев орган (на рис. 25 не показан), содержащий рецепторные клетки и нервные окончания [1].

На рис. 25. схематически показан поперечный срез улитки внутреннего уха с базилярной мембраной, на которой располагаются собственно рецепторные волосковые клетки, прикрытые сверху текториальной мембраной.

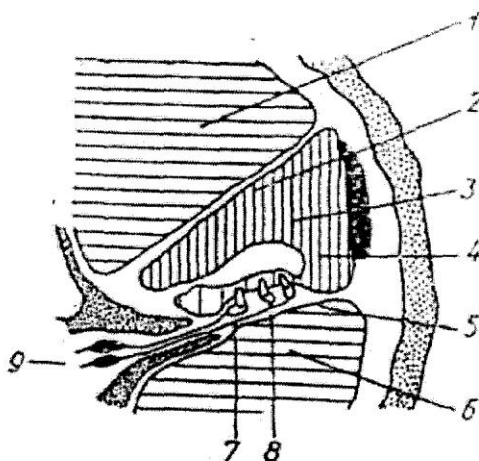


Рисунок 25 - Поперечный срез улитки: 1— вестибулярная лестница; 2 — преддверная мембрана (рейснерова мембрана); 3 — средняя лестница; 4— текториальная мембрана; 5 — базилярная мембрана; 6— барабанная лестница; 7— волосковые клетки; 8 — синаптические соединения; 9— афферентные волокна.

Волосковые клетки располагаются на базилярной мембране по всей ее длине от входа в улитку (которая у человека делает 2,5 оборота) до ее вершины. В связи с изменением по ходу улитки ее поперечного сечения меняется и ширина натянутой поперек нее базилярной мембраны [30]. Как это впервые предположил Гельмгольц, последняя может представлять собой структуру, резонирующую на поступающие во внутреннее ухо звуковые колебания; при

этом место максимальных резонансных колебаний должно смещаться в зависимости от частоты звука. Колебания мембраны будут передаваться на различные волосковые рецепторные клетки, и таким образом частота звука будет отражаться в активации пространственно различно расположенных рецепторов [2].

Таким образом, при очень низких частотах волны давления, передаваемые стремечком от барабанной перепонки, заставляют перилимфу двигаться вперед и назад через геликотрему, вызывая колебания круглого окна (см. рис. 23). Такие низкочастотные колебания почти не приводят в движение базилярную мембрану. При более высоких частотах, например 30 Гц, волны давления из-за инерционности жидкости стремятся распространиться прямо через базилярную мембрану, приводя ее в движение. Базилярная мембрана очень неоднородна по длине. От овального окна к вершине улитки она уширяется и утолщается (ширина растет от 0,04 до 0,5мм). Рядом со стремечком она уже, легче и имеет примерно в 100 раз большее значение модуля упругости, чем у вершины. Благодаря неоднородным механическим свойствам базилярной мембраны волны разной частоты приводят в движение различные ее участки. Низкие частоты (менее 100Гц) вызывают колебания наиболее массивной части мембраны около геликотремы. Высокие частоты (8000 и более Гц), наоборот, приводят в движение участок мембраны вблизи овального окна. Для частоты 1600 Гц максимум колебаний лежит около середины улитки. Восприятие звуковых частот определяется локализацией максимальных колебаний базилярной мембраны. Любопытно отметить, что удаление мембраны Рейснера и кортиева органа не сказывается на параметрах колебаний базилярной мембраны. Отсюда был сделан вывод, что вибрации овального окна вызывают механические колебания базилярной мембраны, а остальные структуры, прилегающие к ней, важны для преобразования ее механических колебаний в соответствующие нервные сигналы [2].

Таким образом, непосредственным раздражающим фактором для последних является сгибание их волосков, выступающих во внутреннюю

полость улитки; по-видимому, эта деформация усиливается движениями текторальной мембраны, покрывающей волосковые клетки. Волосковые клетки представляют собой вторичные рецепторные структуры; окончания сенсорной нервной клетки подходят к их основаниям и образуют с ними типичные синаптические контакты. Как и в других рецепторных клетках, механическое действие — сгибание волосков — трансформируется в рецепторный потенциал; физико-химические механизмы такой трансформации пока до конца неизвестны [22]. По-видимому, в центральной нервной системе имеется механизм, обостряющий ощущение звуковой частоты так, что в диапазоне 60—1000 Гц человеческое ухо может различать частоты, отличающиеся на 2—3 Гц.

Суммарный рецепторный потенциал может быть зарегистрирован без труда даже макроэлектродом, помещенным в улитку. Он носит характер электрических колебаний, воспроизводящих по частотным характеристикам звуковые колебания — так называемый микрофонный эффект улитки. Если их усилить и подать на громкоговоритель, то можно воспроизвести те звуки, которые поступали в ухо [2].

В звуковой рецепции также имеет место пространственно-временное кодирование характеристик внешнего раздражителя, причем оба принципа сложным образом переплетаются.

Локализация источников звука основана на двух механизмах. Во-первых, при низких частотах ухо способно чутко улавливать разность фаз звуковой волны в левом и правом ухе. Во-вторых, при высоких частотах ухо главным образом реагирует на разность интенсивностей звука, достигшего левого и правого уха. Вокруг головы есть звуковая «тень» и если разница интенсивности достигает 1 дБ, то этого уже достаточно для примерной локализации источников звука [30]. При высоких частотах из-за звуковой «тени» вокруг головы различие в интенсивности звука может достигать 30 дБ, что позволяет локализовать источник с точностью до $\pm 10^\circ$. Интересно, что частота 3000 Гц чувствительнее всего воспринимаемая ухом человека,

неоптимальна для осуществления обоих механизмов (по разности фаз и по «тени»), поэтому при этой частоте трудно локализовать источник звука.

При изменениях амплитуды и частоты звуковых колебаний изменяются как пространственная структура активности рецепторов, так и частота разрядов в каждом из них. Извлечение информации об этих характеристиках производится соответствующими нервными центрами за счет сложного взаимодействия в них процессов синаптического возбуждения и торможения. На процессах в вышележащих центрах строится и анализ направления звука, требующего слушания двумя ушами (бинауральный слух) и сопоставления скрытых периодов сигналов, поступающих от рецепторов каждого уха [2].

Рецепторные свойства вестибулярного аппарата

Механорецепторные клетки используются в организме еще для одной специальной цели — определения положения в перемещения тела в пространстве, основанном на определении направления действия линейного или вращательного ускорения. При этом, как и в случае звуковой рецепции, действуют особые механизмы трансформации внешней силы в механическое воздействие на мембрану рецепторной клетки. Эти механорецепторы расположены также во внутреннем ухе — в его полостях, называемых преддверием и полукружными каналами [30].

Формирование рецепторного потенциала

Устройство этих полостей в расположение в них рецепторных волосковых клеток показано на рис. 26. В преддверии (вестибулуме) рецепторные клетки собраны в особом участке перепончатой выстилки - макуле и их волоски направлены внутрь заполненной эндолимфой полости, где они погружены в желеобразную массу, заключающую в себе кристаллики солей (отолиты) [2]. При наклоне головы под действием силы земного притяжения происходит смещение отолитов, что ведет к сгибанию волосков; сгибание

волосков, как у других механорецепторных клеток, передает сигнал на контактирующие с рецепторной клеткой нервные окончания.

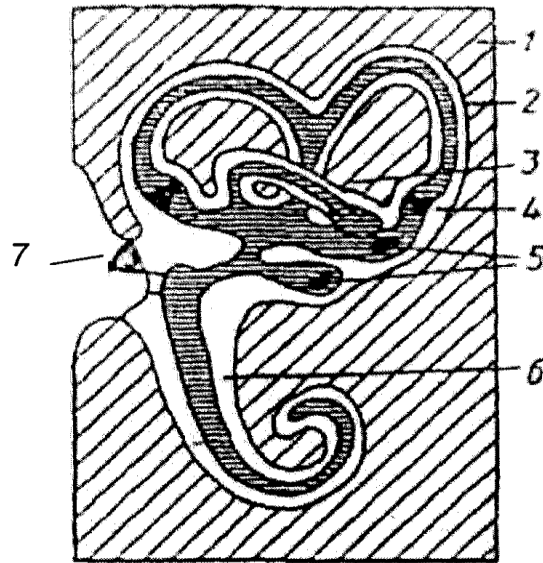


Рисунок 26 - Структура вестибулярного аппарата: 1 — височная кость; 2 — вертикальные полукружные каналы; 3 — горизонтальный полукружный канал; 4— купула; 5 — макулы вестибулярного аппарата; 6 — улитка; 7 — полость среднего уха.

Регистрация активности последних показала, что ритмическая импульсная активность генерируется рецептором и в том случае, когда волоски выпрямлены; при сгибании их в одну сторону она прекращается, а при сгибании в другую — учащается. Так как макул в каждой преддверии две и они расположены в разных плоскостях — одна примерно в горизонтальной, а другая — в вертикальной, то при любом положении головы в пространстве будет иметь место особое сочетание импульсной активности в иннервирующих их афферентных нервных волокнах, передающих в нервные центры информацию об этом положении [22].

Полукружные каналы, отходящие от преддверия в трех взаимно перпендикулярных плоскостях, также содержат механорецепторы в виде волосковых клеток, которые собраны в виде гребешка в расширении одной из ножек каждого канала (ампуле). Погруженные в желеобразную массу, они перегораживают канал подвижной перегородкой (купулой). Как показали прямые наблюдения, смещение купулы и, следовательно, сгибание или

разгибание волосков происходит при появлении тока эндолимфы в канале; в свою очередь, такой ток возникает в случае ускорения или замедления вращения головы в плоскости, в которой расположен соответствующий канал (вследствие инерции эндолимфы). При переходе вращения в равномерное купула медленно возвращается в свое исходное положение [2].

Таким образом, эта рецепторная система оказывается сенсором вращательного ускорения. Она сигнализирует о таком ускорении разрядом импульсов, частота которого уменьшается и приобретает стационарный характер при переходе к равномерному вращению или к покою. В естественных физиологических условиях ускорения вращения являются постоянно встречающимися раздражителями, возникающими при каждом движении головы. Равномерное же вращение — состояние, как правило, искусственное, поэтому оно и не является адекватным раздражителем для сенсорных клеток полукружных каналов [30].

3. Методики воздействия механическими колебаниями

Воздействие механическими колебаниями звуковой частоты

Колеблющееся тело образует упругие волны, состоящие из сгущений и разрежений среды. Механические колебания частотой до 16 Гц или инфразвуковые и звуковые частотой до 20 кГц называются вибрациями [31]. В физиотерапии применение вибрации в качестве лечебного физического фактора (вибротерапия) осуществляется использованием специальных аппаратов, снабженных вибрационными наконечниками (вибраторами) различной формы и упругости. Последние позволяют осуществлять вибрацию с различной степенью интенсивности давления на объект.

Реакции человека на механические вибрации зависят от физической характеристики процесса и продолжительности контакта тела с вибрирующими поверхностями. Организм лучше настраивается и компенсирует влияние гармонических колебаний.

Механические колебания распространяются в упругой среде, теряют свою энергию, затухая, что связано с их поглощением. При низких инфразвуковых частотах механические колебания распространяются по всему телу с малым затуханием. С увеличением вязкости среды возрастает внутреннее трение, испытываемое частицами среды, и увеличивается количество энергии, превращающейся в тепло [22].

В лечебно-профилактической практике в большинстве методик используются механические вибрации с частотой колебаний от 10 до 250 Гц. При реализации локальных методов вибрационной терапии вибрации могут передаваться телу непосредственно от вибратора или через контактную жидкостную среду. Размеры вибратора должны соответствовать площади обрабатываемой поверхности. Вибрационный массаж проводится по лабильной или стабильной методике. Лабильная более предпочтительна. Вибратор при вибромассаже перемещают продольными круговыми или синусоидальными движениями, поглаживают или растирают, прижимая к коже и проводя

прерывистую и непрерывную вибрацию. Ручной массаж должен подготовить пациента к интенсивному аппаратному воздействию, желательно после тепловой процедуры. Перед и после вибрационной процедуры необходим отдых 15 —20 минут [2].

Вибрационные воздействия осуществляются как непосредственно на область поражения, так и через рефлексогенные зоны. Воздействие на определенную рефлексогенную зону сопровождается общей реакцией организма, стимулируются функции тех органов и систем, которые находятся в пределах сегмента, на который оказывается раздражение. Возможно применение точечной методики — виброакупунктуры.

Как известно, способность поддерживать гомеостаз осуществляется в организме на разных уровнях от молекулярного до организменного и сочетается с нейрогуморальными изменениями. В связи с этим механизм взаимосвязи специфического и неспецифического характера воздействия механических колебаний определяет ответную реакцию организма [1].

В основе действия вибрации на организм лежит рефлекторный фактор — раздражение механорецепторов и барорецепторов кожи, подкожной клетчатки, сосудов, сухожилий и мышц. Импульсы от механорецепторов передаются в центральную нервную систему через задние отростки спинного мозга совместно с температурной и болевой чувствительностью в боковых канатиках. Афферентные импульсы распознаются в теменной области коры головного мозга [2].

Количество передаваемой энергии от источника вибрации к человеку зависит от частоты и амплитуды колебаний. Наряду с рецепторным воздействием при распространении механических колебаний в биотканях одни органы и ткани воспринимают и усиливают механические колебания, другие гасят и отфильтровывают. Потому характер распространения вибраций в биотканях определяется определенными частотами колебаний и влияет на функции клеток.

Слабые по интенсивности и кратковременно действующие вибрации повышают возбудимость нервной системы. Вот почему процедура должна иметь определенную длительность, а лечение — курсовой характер. В свою очередь сильные и длительные по времени вибрационные воздействия угнетают функции нервной системы [15].

Механические колебания низкой звуковой частоты снимают болевую чувствительность, с увеличением длительности воздействия механических вибраций обезболивающий эффект усиливается. Вибрационные воздействия на болевые точки восстанавливают и поднимают порог болевой чувствительности. Механизм обезболивающего действия вибраций обусловлен адаптацией организма в связи с развитием в центральной нервной системе явлений охранительного торможения вследствие усиления потока импульсации. Низкочастотные колебания, как менее затухающие, охватывают большие по площади зоны тела, а, значит, обладают большим обезболивающим эффектом.

Слабые вибрационные раздражения вызывают сосудосуживающий эффект, сильные — расширение сосудов. Кроме того, по данным экспериментов, первоначальная реакция на высокочастотные вибрации проявляется в виде спазма сосудов, а через 15 минут воздействия возникает усиление кровотока с вазодилатацией [12].

При низких частотах механических колебаний возникает атония сосудов, при высокочастотных колебаниях (100 — 200 Гц) — спазм сосудов. Вибрационные воздействия вызывают повышение кожной температуры, гиперемии со стороны сосудов и усиление потоотделения.

Механизм лечебного действия механических вибраций определяется тоническим вибрационным рефлексом. При воздействии на мышцу механические колебания при определенных частотах передаются в центральную нервную систему и реализуются на периферии в виде кратковременных мышечных сокращений, которые очень похожи на частоту вибрационных стимулов. Таким образом, воздействие вибрации на рецепторы мышцы ведет к рефлекторным реакциям в той же мышце, причем считается,

что дуга этого рефлекса идет через мозжечок [2]. Наряду с этим вибрационный раздражитель вызывает усиление активности фермента мышечных тканей сукцинатдегидрогеназы и цитохромоксидазы.

Местные проприоцепторы играют важную роль в формировании ответа со стороны гипоталамо-гипофизарно-надпочечниковой системы организма, а также коры головного мозга. Серьезное участие в этих процессах принимает ретикулярная формация ствола мозга и вегетативная нервная система, с которыми эндокринные железы объединены в одну общую систему. Таким образом, в результате активации функции надпочечников, что приводит к росту в крови глюко-кортикоидов, в соответствии с принципом обратной связи происходит подавление функции щитовидной железы. После курса процедур стимуляция функции надпочечников бывает более значительной [16].

Известна большая роль гипофиза и коры надпочечников в системе адаптации организма к вибрационным колебаниям. Выяснено, что в период воздействия вибрационного фактора происходит резкое накопление нейросекреторного материала в нейрогипофизе [15].

Под влиянием умеренных доз механических колебаний повышается тонус симпатoadреналовой системы, гипофиз-адреналовой, возникает активация метаболических процессов при асептическом воспалении, выражен десенсибилизирующий эффект по отношению к чужеродным антигенам. Проведение курса вибромассажа пояснично-крестцовой области стимулирует нейротрофические изменения, определяющиеся повышением функции надпочечников. Кратковременная вибрация стимулирует усвояемость кислорода тканями, меняет активность некоторых ферментов.

Столь серьезные изменения в нейроэндокринной системе под влиянием вибрационного массажа свидетельствуют о высокой активности воздействия данного физического фактора на организм. Характер ответных реакций (вазомоторные, секреторные) определяется тем метамером, на кожу которого было оказано воздействие [32].

В результате воздействия активизируются окислительно-восстановительные процессы в миокарде, усиливается тканевое дыхание печени, улучшается усвоение кислорода тканями. Активизация обменных процессов происходит в тех зонах и системах, которые сегментарно связаны с местом раздражения.

Имеет значение и непосредственное влияние механических колебаний на лимфатический и сосудистый тонус в области непосредственного воздействия. В целом в области воздействия вибрационный фактор стимулирует трофическую функцию и обменные процессы, повышая приток питательных веществ и усиливая отток отработанных продуктов жизнедеятельности тканей в области воздействия [32].

Частота вибрационных воздействий должна соответствовать функциональному состоянию реагирующей системы. Используя резонансный эффект, можно избирательно воздействовать на работу тех или иных систем, стимулируя физиологические процессы в организме. От суммарной реакции реагирования разных органов и систем зависит индивидуальная наибольшая чувствительность какого-либо органа или ткани. Смещение этих резонансных частот следует рассматривать как специфическую биологическую реакцию на воздействие вибрационного массажа. Приведенный принцип информационного реагирования систем организма на вибрацию позволяет использовать этот физический фактор наряду с импульсными низкоинтенсивными токами при воздействии на системы организма через биологически активные точки.

Противопоказаниями к применению физиотерапии являются [2]:

- лихорадка;
- острые гнойные процессы;
- инфекционные и грибковые поражения кожи;
- дерматозы в стадии обострения;
- варикозное расширение вен нижних конечностей;
- тромбофлебиты;

- атеросклероз и облитерирующий эндаартерит сосудов нижних конечностей;
- инфекции мочеполовой системы.

Воздействие механическими колебаниями ультразвуковой частоты

Ультразвук относится к области упругих механических колебаний материальных частиц. Частота колебаний находится за пределами слышимости звуковых колебаний человеческим ухом, начинаясь от 16 — 20 кГц и простираясь в область миллионов герц [31].

Используются либо непрерывные, либо импульсные режимы. Импульсные режимы выбираются главным образом в том случае, когда хотят использовать не тепловые эффекты. Большинство приборов могут работать в одно- или в двухимпульсных режимах. Наиболее часто используются режимы 2 мс : 2 мс (сигнал пауза) или 2 мс : 8 мс. Чем короче импульс, тем больше пауза и тем мягче действие ультразвуковых колебаний. Выбор несущей частоты определяется глубиной расположения объекта воздействия: более высокие частоты используются для воздействия на поверхностные области [14].

Существует несколько способов введения ультразвуковой энергии в обрабатываемую область. Наиболее распространенный способ — контактный, когда преобразователь прикладывается непосредственно к коже. В этом случае передача акустической энергии осуществляется через тонкий слой контактного вещества, акустический импеданс (полное акустическое сопротивление) которого близок к импедансу кожи (вода, минеральное или парафиновое масла, тиксотропные вещества). Количество энергии, передаваемое через различные жидкости, практически одно и то же, если слой достаточно тонок, и зависит скорее от давления преобразователя на контактное вещество, чем от его состава. При неконтактном способе воздействия расстояние от излучателя до поверхности кожи должно составлять 1- 2 см [33].

Во время процедуры преобразователь может удерживаться в одном положении (режим стационарного излучателя) или непрерывно перемещаться

над обрабатываемой областью (режим движущегося излучателя). При любой возможности необходимо избегать режима стационарного излучателя, поскольку возможно образование стоячих волн и «горячих точек», которые могут привести к локальным повреждениям [32].

Различают воздействие ультразвуком местное - непосредственно на область патологического процесса (пораженный сустав) и сегментарное — на рефлексогенные зоны в области соответствующих сегментов. Не следует воздействовать ультразвуком на область сердца, выступающие костные поверхности (например, остистые отростки позвонков), сильно отекающие ткани.

Ультразвук в традиционных физиотерапевтических дозах оказывает на организм механическое, физико-химическое и весьма слабое тепловое действие, что в свою очередь приводит к активации соответствующих рецепторов в организме. Механическое действие проявляется в форме микромассажа клеточных образований и в повышении проницаемости клеточных мембран. Величина давления ультразвука на частицы среды характеризуется плотностью потока его мощности через поверхность тела [2].

Физико-химическое действие связано с проницаемостью мембран и влиянием на белковые молекулы в направлении повышения их дисперсности в активизации процессов обмена и трофики тканей [22].

Высокий коэффициент поглощения ультразвука в тканях с большими молекулами обуславливает заметное нагревание коллагенсодержащих тканей, на которые чаще всего и воздействуют ультразвуком при физиотерапевтических процедурах. К анатомическим структурам, которые избирательно нагреваются ультразвуком, относятся богатые коллагеном поверхностные слои кости, надкостница, суставные мениски, синовиальная жидкость, суставные сумки, соединительные ткани, внутримышечные рубцы, мышечные волокна, оболочки сухожилий и главные нервные стволы [2].

Лемман сравнивал коротковолновую, микроволновую и ультразвуковую диатермию тазобедренного сустава. Было показано, что нагрев при максимально переносимых дозах коротковолнового и микроволнового

облучения приводит к ожогам первой степени на коже и в подкожных тканях без заметного повышения температуры самого тазобедренного сустава. В то же время ультразвук дает адекватное увеличение температуры на кости без перегрева кожи [33].

Многие пациенты отмечают ослабление болей при тепловом воздействии на пораженные области.

Нетепловые механизмы, с помощью которых ультразвук может воздействовать на ткани, можно разделить на два вида: периодические и непериодические.

Периодические эффекты возникают из самой колебательной природы звукового поля и могут рассматриваться в качестве своего рода микромассажа, способствующего, например, рассасыванию спаек, образующихся в мягких тканях при их повреждениях [2].

Главным непериодическим эффектом, приводящим к лечебному действию ультразвука, являются акустические течения. Они могут быть вызваны устойчивыми осциллирующими полостями или радиационными силами как внутри, так и вне клеток. Акустические течения могут влиять на среду около мембран, изменяя градиенты концентраций, воздействуя тем самым на диффузию ионов молекул через мембраны. Чемпен показал, что ультразвук *in vitro* может уменьшать содержание калия в некоторых клетках.

Под действием ультразвука усиливаются окислительно-восстановительные процессы в тканях, тканевое дыхание, происходит умеренное расширение кровеносных сосудов и усиление кровотока в них, активизируется функция соединительной ткани и активность лейкоцитов крови, проявляется болеутоляющий эффект. При реализации информационных ультразвуковых механизмов в организме большую роль играют резонансные процессы [34].

Обезболивающий эффект, связанный с тепловым действием ультразвука на биоткани, может быть как кратковременным, так и продолжительным. Рубин и Куитерт обнаружили, что ультразвук ослабляет фантомные боли после

ампутации конечностей, а также боли, вызванные образованием рубцов и невром.

При локальном нагреве ткани часто отмечаются сосудистые реакции. Тер Хаар и Хоупвелл показали, что кровоток в мышечной ткани увеличивается в 2 — 3 раза при ультразвуковом прогревании до температуры 40 — 45⁰С. В работах Имига изменение кровотока связывается с местным расширением сосудов. Местное расширение сосудов увеличивает поступление кислорода в ткань и, следовательно, улучшает условия, в которых находятся клетки [34].

Прогревание может уменьшить мышечный спазм. Это обусловлено седативным (успокаивающим) действием повышения температуры на периферические нервные окончания. Слабое прогревание ткани может повысить эластичность мягкой ткани в случае контрактуры [2].

Одно из наиболее распространенных применений ультразвука в физиотерапии — это ускорение регенерации тканей и заживления ран. Восстановление тканей можно описать с помощью трех перекрывающихся фаз.

В течение воспалительной фазы фагоцитарная активность макрофагов и полиморфнонуклеарных лейкоцитов ведет к удалению клеточных фрагментов и патогенных частиц. Переработка этого материала происходит главным образом при помощи лизосомальных ферментов макрофагов. Известно, что ультразвук терапевтических интенсивностей может вызвать изменения в лизосомальных мембранах, тем самым ускоряя прохождение этой фазы [35].

Вторая фаза в заживлении ран — пролиферация или фаза разрастания. Клетки мигрируют в область поражения и начинают делиться. Фибробласты начинают синтезировать коллаген. Интенсивность заживления начинает увеличиваться, и специальные клетки, миофибробласты, заставляют рану стягиваться. Показано, что ультразвук значительно ускоряет синтез коллагена фибробластами как *in vitro*, так и *in vivo*. Если диплоидные фибробласты человека облучить ультразвуком частотой 3 МГц и интенсивностью 0,5 Вт/см² *in vitro*, то количество синтезированного белка увеличится. Исследование таких клеток в электронном микроскопе показало, что по сравнению с контрольными

клетками в них содержится больше свободных рибосом, шероховатой эндоплазматической сети.

Третья фаза — восстановление. Эластичность нормальной соединительной ткани обусловлена упорядоченной структурой коллагеновой сетки, позволяющей ткани напрягаться и расслабляться без особых деформаций. В рубцовой ткани волокна часто располагаются нерегулярно и запутанно, что не позволяет ей растягиваться без разрывов. Рубцовая ткань, формировавшаяся при воздействии ультразвука, прочнее и эластичнее по сравнению с «нормальной» рубцовой тканью [35].

Ультразвук может ускорить рассасывание отеков, вызванных повреждениями мягких тканей, что, скорее всего, обусловлено увеличением кровотока или местными изменениями в тканях под действием акустических микропотоков [2].

В последние годы широкое распространение приобрел способ сочетанного воздействия ультразвука и лекарственных препаратов, получивший название ультрафонофореза, или фонофореза. Ультразвуковые колебания увеличивают проницаемость кожи для частиц лекарственного вещества: они легко проникают в организм и накапливаются, образуя «кожное депо», потом лекарство постепенно из депо поступает в кровь [1].

Интенсивность колебаний для лечебных целей как при непрерывном, так и при импульсном режиме работы аппарата, принятая в нашей стране, находится в пределах от 0,1 до 1,0 Вт/см² излучающей поверхности ультразвуковой головки. Импульсные колебания создаются в пределах от 1:1 до 1:10. причем интенсивность в импульсе не повышается по сравнению с непрерывным режимом [36].

В ультразвуковой физиотерапии принято пользоваться понятием интенсивность ультразвука (плотность потока мощности) — это количество энергии, прошедшее через площадь 1 см² в течение одной секунды. Величина интенсивности тесно связана с общей выходной мощностью ультразвука, и этот

показатель должен особо учитываться при работе с аппаратами, имеющими излучатели различной площади и особенно большой (10 см^2).

В современной физиотерапии утвердилось подразделение интенсивностей ультразвука на малые ($0,05 — 0,2 — 0,4 \text{ Вт/см}^2$), средние ($0,6 — 0,8 \text{ Вт/см}^2$) и большие ($1,0 - 1,2 \text{ Вт/см}^2$) [33].

Некоторые из нетепловых эффектов ультразвука могут нанести вред. В облучаемом объеме, содержащем отражающие поверхности, возможно образование стоячей волны, и эритроциты в кровеносных сосудах, попадающих в этот объем, могут собираться в сгустки. Продолжительное воздействие ультразвука в этих условиях может привести к значительному ухудшению снабжения кислородом тканей, питаемых данными сосудами. Кроме того, при воздействии в непрерывном режиме с интенсивностью $0,4 — 0,6 \text{ Вт/см}^2$ ультразвук вызывает дегазацию воды. Таким образом, при любой возможности необходимо избегать режима стационарного излучателя, поскольку возможно образование стоячих волн и «горячих точек», которые могут привести к локальным повреждениям [22].

Отметим, что при интенсивностях звука меньше $2 \cdot 10^3 \text{ Вт/см}^2$ и времени экспозиций меньше $4 \cdot 10^{-2} \text{ с}$ работает кавитационный механизм, а в случае, когда время экспозиции превышает 1 с , а интенсивность звука меньше, чем 200 Вт/см^2 , работает механизм теплового разрушения. В промежуточной области механизм разрушения не ясен [1].

4. Инфразвук

4.1. Биологическое действие инфразвуковых колебаний

Источниками инфразвука могут быть как естественные объекты (море, землетрясение, грозовые разряды и др.), так и искусственные (взрывы, автомашины, станки и др.). Инфразвук часто сопровождается слышимым звуком (например, в автомобиле). Для инфразвука характерно слабое поглощение различными средами, поэтому он распространяется на значительные расстояния [31]. Распространение инфразвука на большие расстояния в море даёт возможность предсказания стихийного бедствия — цунами. Вследствие большой длины волны инфразвук лучше дифрагирует и проникает в помещения, обходя преграды, чем слышимый звук и ультразвук. В конце 60-х годов XX в. французский исследователь профессор Владимир Гавро (Гавронский) обнаружил [1], что инфразвук оказывает неблагоприятное влияние на функциональное состояние ряда систем организма: вызывает усталость, головную боль, сонливость, раздражение, тошноту в связи с потерей чувствительности органов равновесия тела, иногда ослабление зрения и другие изменения, в том числе нарушение функции вестибулярного аппарата, кровотечение из носа и ушей. Некоторые ученые считают, что инфразвук оказывает сильное влияние на психику людей. Предполагается, что первичный механизм действия инфразвука на организм имеет резонансную природу. Частота собственных колебаний тела человека в положении лежа составляет 3-4 Гц, стоя 5-12 Гц, частота собственных колебаний грудной клетки 5-8 Гц, брюшной полости 3-4 Гц и соответствует частоте инфразвука. Сокращения сердца - 1-2 Гц, дельта-ритм мозга (состояние сна) - 0,5-3,5 Гц, альфа-ритм мозга (состояние покоя) - 8-13 Гц, бета-ритм мозга (умственная работа) 14-35 Гц [37]. Действие инфразвука сравнительно низкой интенсивности изучалось и на животных, и на человеке. Так, группа под руководством проф. Н.И. Карповой проводила (1973) эксперименты по действию инфразвука частотой 10

Гц и уровнем 16 дБ на организм практически здоровых мужчин в возрасте от 20 до 25 лет с нормальным слухом при 15-минутной экспозиции. Обнаружены существенные изменения слуховой чувствительности, в периферическом кровообращении, отмечены рост частоты сердечных сокращений, увеличение кровотока и артериального давления. При опытах на белых крысах, которых облучали инфразвуком (165 дБ) на частоте 10 Гц (продолжительность облучения до 50 мин), выявлены патологические изменения центральной нервной системы и внутренних органов, установлено появление дистрофических изменений в отдельных отделах головного мозга [2].

Анализ имеющихся экспериментальных данных позволяет заключить, что из резонансных явлений внутренних органов максимальную опасность представляет диапазон частот 6-8 Гц. Согласно некоторым источникам, частота 7 Гц считается смертельной для человека при соответствующих уровнях звукового давления, так как вызывает остановку сердца. По предположению В. Гавро, это объясняется совпадением частоты инфразвука с альфа-ритмом головного мозга. По мнению проф. РГГМУ И.А. Степанюка и его сотрудников, возможно губительное действие сфокусированного инфразвука в диапазоне 6-7 Гц, возникающего в морских и сухопутных условиях, на экипажи судов (паника и покидание судна, смерть большинства членов экипажа), вертолетов и малоскоростных самолетов [1]. Биологическое действие инфразвуковых колебаний с частотами менее 1 Гц преимущественно сводится к появлению признаков морской болезни со всеми сопутствующими изменениями в центральной нервной системе и внутренних органах.

Свойство инфразвука вызывать страх используется полицией в ряде стран: для разгона толпы включают мощные генераторы, частоты которых отличаются на 5-9 Гц. Биения, возникающие вследствие различия частот этих генераторов, имеют инфразвуковую частоту и вызывают у многих людей неосознанное чувство страха, желание поскорее уйти из этого места [37].

В табл. 5 приведены собственные частоты некоторых внутренних органов человека.

Таблица 5 – Резонансные частоты внутренних органов человека

Частота (Гц)	Орган
0,05 — 0,06, 0,1 — 0,3, 80, 300	Кровеносная система
0.5–13	Вестибулярный аппарат
2–3	Желудок
2–4	Кишечник
2–5	Руки
0,02 — 0,2, 1 — 1,6, 20	Сердце
4–8	Брюшная полость
6	Позвоночник
6–8	Почки
20–30	Голова
19, 40–100	Глаза

При воздействии инфразвука картины, создаваемые левым и правым глазом, могут различаться: начинает «ломаться» горизонт, возникают проблемы с ориентацией в пространстве. Подобные же ощущения вызывают и пульсации света частотой 4-8 Гц. Еще египетские жрецы, чтобы добиться признания у пленника, связывали его и с помощью зеркала пускали в глаза пульсирующий солнечный луч. Через некоторое время у пленника появлялись судороги, начинала идти пена изо рта, психика подавлялась, и он начинал отвечать на вопросы [1].

4.2 Использование инфразвука в медицине

В настоящее время инфразвук начинают медленно использовать в медицине. В основном при лечении рака (удаление опухолей), в микрохирургии глаза (лечение заболеваний роговицы) и в некоторых других областях [31]. В России впервые лечение инфразвуком роговицы глаза применили в Российской детской клинической больнице. Впервые в практике детской офтальмологии при лечении заболеваний роговицы применен инфразвук и инфразвуковой фонофорез. Подведение лекарственных веществ к роговице с помощью инфразвука позволило не только ускорить процесс выздоровления, но и способствовало рассасыванию стойких помутнений роговицы, а также снизить количество рецидивов заболевания. Сейчас существуют немало физиотерапевтических аппаратов использующих метод лечения инфразвуком [38]. Но они имеют применение лишь в узких специализациях. По применению инфразвука против рака известно очень мало, существуют единичные устройства такого типа. Хотя перспективность их применения не вызывает больших сомнений. Сложность применения обусловлена тем, что инфразвук оказывает губительное воздействие на живой организм, нужно провести сотни испытаний и много лет работы, чтобы найти подходящие параметры воздействия. В офтальмологии инфразвуковые волны с частотами до 12 Гц используются при лечении близорукости. При лечении заболеваний век используется инфразвук для фонофореза, а также для очищения раневых поверхностей, для улучшения гемодинамики и регенерации в веках, массажа и т.д [2]. На одном из этапов лечения осуществляется массаж слезного мешка. При этом генератор инфразвука создает избыточное давление в слезном мешке, которое способствует разрыву эмбриональной ткани в слезоносном канале.

Применение инфразвука в качестве оружия для поражения

В силу биологического действия инфразвука возможно создание инфразвукового оружия вида оружия несмертельного действия, влияние которого на человека осуществляется посредством использования направленного излучения мощных инфразвуковых колебаний [1]. Такое воздействие может вызывать расстройство органов ориентации и координации движений, головокружение, нервно-психические расстройства, потерю слуха и зрения. Разработка инфразвукового оружия связана с трудностями создания достаточно мощных мобильных инфразвуковых установок, состоящих из электроакустических преобразователей и генератора переменного тока мощностью нескольких киловатт, а также громоздкой системы защиты обслуживающего персонала. Опытные образцы инфразвукового оружия уже применялись в Югославии. Так называемая акустическая бомба производила звуковые колебания очень низкой частоты. На совещании Совета безопасности РФ было отмечено, что в войнах уже ближайшего будущего будет широко применяться инфразвуковое оружие.

Устройства

Доктор Ричард Валлаушек из Научно-исследовательского института акустики в Тироле возглавил работы по созданию излучателя, способного вызывать контузию или смерть. Его установка Schallkanone («Звуковая пушка») была готова в 1944 году [39].

В центре параболического отражателя диаметром 3250 мм был установлен инжектор с системой зажигания, в которую подавались кислород и метан. Взрывчатая смесь газов поджигалась прибором через равные интервалы времени, создавая непрерывный грохот необходимой частоты. Люди, оказавшись на расстоянии ближе 60 метров от этой адской конструкции, тут же падали без сознания или умирали.

Но у Германии уже не было времени на опыты. В январе 1945 года комиссия по исследованиям и разработкам отказалась финансировать работы

Валлаушека, «поскольку ситуация нынче такова, что применение акустических волн в качестве оружия неприменимо».

Установка была захвачена американцами. В секретном бюллетене Intelligence Bulletin за май 1946 года говорится: *«На расстоянии до 60 метров от излучателя интенсивность воздействия такова, что человек умирает»*.

В 1996 году военное ведомство США выпустило директиву №3000.3. В ней говорится, что нелетальное оружие применяется таким образом, чтобы «не выводить из строя персонал или вооружение и военную технику противника, минимизируя при этом безвозвратные потери личного состава и нежелательное нанесение ущерба материальным ценностям и окружающей среде»

В России оно иногда называется как *«гуманное оружие»*. Вызывает вопрос гуманность его применения, нередко такое оружие может вызвать смерть или очень тяжелые и необратимые заболевания.

По сообщению еженедельника "Дефенс ньюс", работа над опытными образцами боевых инфразвуковых генераторов практически завершена. Американская компания American Technology Corporation разработала четыре типа инфразвукового оружия, которые были испытаны в ноябре 1999 года на полигоне Куантико (шт.Вирджиния). Два из них предназначены для вооружения одиночного бойца, два других монтируются на стандартных армейских транспортерах. Все типы этих боевых генераторов вырабатывают инфразвук интенсивностью от 120 до 130 децибел. Такой уровень обеспечивает высокую избирательность атаки и позволяет направить звуковой "луч" на определенную цель, в том числе - на отдельного человека [39].

5. Слышимый звук.

Звуки имеют как лечебные, так и вредные свойства. Лечебные свойства музыки были замечены еще давно. Еще в Парфянском царстве в III веке до нашей эры был построен музыкально-медицинский театр, где специально подобранными мелодиями лечили от тоски, нервных расстройств и сердечных болей. В прошлом веке было доказано, что музыкальные звуки заставляют вибрировать каждую клетку нашего организма с помощью электромагнитных волн. Под воздействием музыки у человека могут изменяться кровяное давление, частота сердечных сокращений, ритм и глубина дыхания, вплоть до полной его остановки [1].

Японский учёный профессор Эмото Масару проводил эксперименты по воздействию на воду различной музыки, молитв, нецензурных выражений, положительных и негативных высказываний [40]. Опыты Эмото Масару показали, что результатом воздействия духовной и классической музыки и слов, несущих положительную энергетику, является образование в обычной воде снежинок поразительной красоты (рис.27).

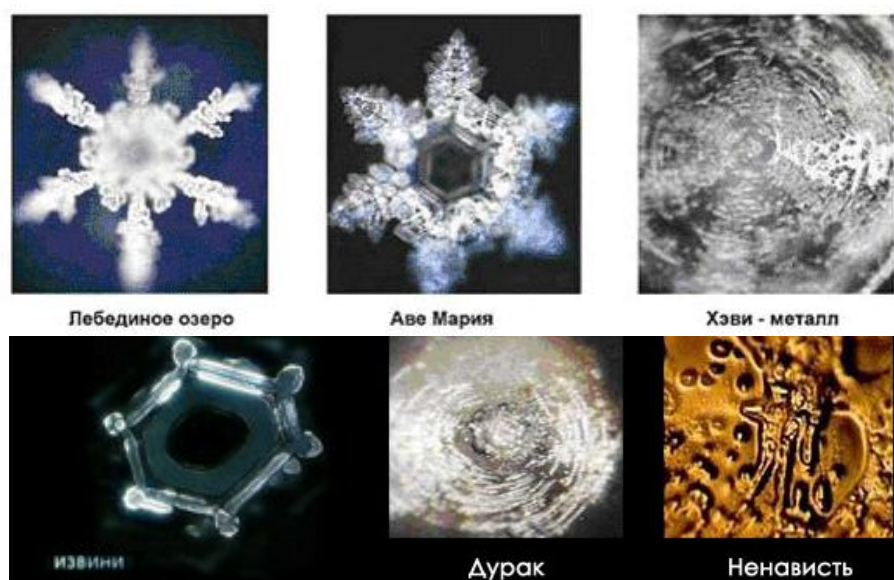


Рисунок 27 – результаты опытов Эмото М.

Напротив, при воздействии рок музыки, нецензурных выражений, слов, несущих отрицательную энергетику, в обычной воде кристаллическая

структура не образовывалась вовсе, а предварительно хорошо сформированная кристаллическая структура воды разрушалась. По мнению Эмото М., структура воды копирует энерго-информационное поле, в котором она находится, а мы на 90 % состоим из воды. Положительная или отрицательная энергетика звуков речи или музыкального произведения воздействует на весь организм целиком, вплоть до структуры клеток [40]. Научное сообщество оценивает данные исследования как псевдонаучные.

Параметры звука

По характеру колебательных движений звуки делятся на две группы – тоны и шумы. Если колебание совершается ритмично, то есть через определенные промежутки времени повторяются одинаковые фазы звуковой волны, то образующийся при этом звук воспринимается как музыкальный тон. Любой звук имеет физические параметры: силу, частотность и тембр. Чередования звуков в определенной последовательности имеют и еще один параметр – ритм. Шум это громкие звуки, слившиеся в нестройное звучание.

Тембром, или окраской звука, называют то его свойство, благодаря которому можно отличить друг от друга звуки одной высоты и силы, но издаваемые разными источниками. Если взять одну и ту же ноту на трубе, скрипке и рояле, в каждом случае получается свой характерный звук, отличающийся своей окраской, неповторимостью звучания. В природе чистые тоны почти не встречаются. Все звуки, в том числе и музыкальные, состоят из ряда простых звуков [1].

В музыкальных звуках различают основной тон и ряд добавочных тонов, или обертонов, обертоны и придают звукам тембровую окраску. Количество и сила обертонов зависят в основном от величины и формы резонаторов, которые участвуют в образовании данного звука. Именно поэтому мы различаем звуки, издаваемые различными музыкальными инструментами, голосами людей, животных и птиц.

Самое универсальное определение слова «ритм» принадлежит Платону: "Ритм - это порядок в движении". Мы живём, учитывая самые различные ритмические системы: смена дня и ночи, циклы времен года, приливы и отливы, лунные циклы – месяцы, биение сердца и многое другое.

О положительном и отрицательном воздействии ритма знали в древности. При ритме, кратном 1,5 удара в секунду в сопровождении мощных сверхчастот (15-30 герц), человек испытывает экстаз; в 2 удара в секунду при тех же частотах входит в наркотическое состояние [2].

В середине 60-х годов в Америке появились поп-группы, причисляющие себя к разряду «Acid-Rock» (кислота). Для написания и исполнения данного вида музыки было необходимо употребление наркотиков. С 90-х годов «кислота» или «драйв» (drive) предназначается для танцев. Основой данного направления является ритм с тремя темповыми делениями: 120, 150 и 300 ударов в минуту. Американские нейрохирурги уже несколько лет изучают так называемый ритмический токсикоз — болезнь, которой страдают белые подростки, активно слушающие такую рок и поп-музыку. При этом, афроамериканцы не испытывают практически никакого дискомфорта, поскольку ритмы этой музыки у них в крови. Что же до белых, то, как показывают исследования, более органичной для них является музыка классическая, учитывающая естественные биологические ритмы. Большинство произведений Моцарта, Вивальди, Баха имеют идеальный ритм – 60 ударов в минуту, что соответствует естественному, здоровому биению сердца [41].

Большой интерес ученых к положительному воздействию музыки на мозг человека вылился в ряд исследований на эту тему. Проведены тысячи экспериментов на растениях, животных и людях, доказывающих влияние звука на живой организм. Было выявлено, что определенная музыка оптимизирует функции головного мозга, совершенствует процессы мышления и стимулирует учебные процессы. В работах Г.Ю.Маляренко, М.В.Хватовой (1993-1996 г.) [42] показано, что регулярное восприятие детьми специально

подобранной музыки улучшает кратковременную память, а также повышает показатели вербального и невербального интеллекта.

Музыка, в которой звуки, ритм и музыкальный рисунок подчинены законам гармонии - консонанс, оказывает благотворное воздействие на здоровье и развитие не только человека, но и всех живых существ.

В основе всех известных видов звукотерапии лежит принцип резонанса. Соответствие частот звуков структурному строению тканей и органов человека, а музыкального ритма - ритмам процессов его жизнедеятельности приводит к тому, что звук и музыка оказывают по принципу акустического резонанса очень глубокое и многостороннее воздействие практически на все функции в теле человека (кровообращение, пищеварение, дыхание, внутреннюю секрецию, деятельность нервной системы и мозга), а также на духовное развитие человека, его эмоции, желания, чувства [41].

Принципиально все методы можно свести к трем основным направлениям: клинической, оздоровительной и экспериментальной музыкотерапии. Клиническая МТ занимается вопросами лечения различных психосоматических нарушений, устранением патологических синдромов, восстановлением нарушенных жизненно важных функций после перенесенных заболеваний.

Оздоровительная МТ используется для активизации резервных возможностей человека, снятия нервного перенапряжения и утомления, борьбы с монотонностью, для повышения работоспособности, социальной адаптации, развития психических и интеллектуальных способностей, общего оздоровления. Новейшим направлением является экспериментальная МТ, в задачи, которой входит исследование реакций, возникающих в живых системах различного уровня в результате МТ – воздействия [2].

Шум

Самой главной проблемой, связанной со звуковыми волнами считается шум. В настоящее время ученые во многих странах мира ведут различные исследования с целью выяснения влияния шума на здоровье человека [41]. Их исследования показали, что отсутствие необходимой тишины, особенно в ночное время, приводит к преждевременной усталости, а часто и к заболеваниям. В этой связи необходимо отметить, что шум в 30–40 дБ в ночное время может явиться серьезным беспокоящим фактором. С увеличением уровней до 70 дБ и выше шум может оказывать определенное физиологическое воздействие на человека, приводя к видимым изменениям в его организме. под воздействием шума, превышающего 85–90 дБ, в первую очередь снижается слуховая чувствительность на высоких частотах. Сильный шум вредно отражается на здоровье и работоспособности людей. Человек, работая при шуме, привыкает к нему, но продолжительное действие сильного шума вызывает общее утомление, приводит к ухудшению слуха, а иногда и к глухоте, происходят изменения объема внутренних органов .

- воздействуя на кору головного мозга, шум оказывает раздражающее действие, ускоряет процесс утомления, ослабляет внимание и замедляет психические реакции.
- уровень шума в 20–30 дБ практически безвреден для человека.
- для «громких звуков» допустимая граница примерно 80 дБ. Звук в 130 дБ уже вызывает у человека болевое ощущение, а в 150 – становится для него непереносимым.
- звук в 180 дБ вызывает усталость металла, а при 190 дБ заклепки вырываются из конструкций. Под влиянием сильного шума, особенно высокочастотного, в органе слуха происходят необратимые изменения.
- при высоких уровнях шума понижение слуховой чувствительности наступает уже через 1–2 года работы, при средних уровнях она обнаруживается через 5–10 лет [38].

Шум обладает аккумулятивным эффектом, то есть акустические раздражение, накапливаясь в организме, все сильнее угнетают нервную систему.

Шумы вызывают функциональные расстройства сердечнососудистой системы; оказывают вредное влияние на зрительный и вестибулярный анализаторы, снижает рефлекторную деятельность, что часто становится причиной несчастных случаев и травм [42]. В табл. 6 показана реакция организма на воздействие шумов [43].

Таблица 6 - Реакция организма на длительное акустическое воздействие

Воздействие	Уровень шума, Дб	Реакция организма
Листва, прибой Средний шум в квартире, классе	20 40	Успокаивает Гигиеническая норма
Шум внутри здания на магистрали Телевизор Поезд (метро, на железной дороге) Кричащий человек Мотоцикл Дизельный грузовик	60 70 80 80 90 90	Появляется чувство раздражения, утомляемость, головная боль
Реактивный самолет (на высоте 300м) Цех текстильной фабрики	95 110	Постепенно ослабление слуха, нервно-психический стресс (угнетенность, возбужденность, агрессивность), язвенная болезнь, гипертония
Плеер Ткацкий молоток Отбойный молоток Реактивный самолет (на высоте 25 м) Шум на дискотеке	114 120 120 140-150 175	Вызывает звуковое опьянение наподобие алкогольного опьянения, нарушает сон, разрушает психику, приводит к глухоте

6. Ультразвук

6.1 Физика УЗ и его получение

Затухание ультразвука

Распространяясь в среде, ультразвуковые волны затухают, и их интенсивность, а, следовательно, и амплитуда колебания частиц среды уменьшаются с увеличением расстояния от источника.

Затухание обусловлено поглощением звука средой, т.е. переходом звуковой энергии в другие виды энергии, в частности в тепловую, рассеянием звука на неоднородностях среды, в результате чего уменьшается поток энергии в первоначальном направлении распространения волны, а также расхождением звукового луча по мере удаления от источника [31].

Плоская волна в однородной среде затухает в основном в результате поглощения ультразвука. Амплитуда колебания частиц и интенсивность ультразвука уменьшаются с расстоянием согласно уравнениям

$$A = A_0 e^{-\alpha x}; I = I_0 e^{-2\alpha x};$$

где I и A - интенсивность ультразвука и амплитуда колебания частиц вблизи источника; I_0 и A_0 - интенсивность и амплитуда на расстоянии x от источника; α - коэффициент поглощения; e - число Непера ($e = 2,72$).

Коэффициент поглощения в жидких средах пропорционален их вязкости η и квадрату частоты колебаний:

$$\alpha = 2\eta f^2 / 3\rho c^3$$

Коэффициент поглощения быстро увеличивается с возрастанием частоты, зависит от свойств вещества, в котором распространяется волна, а также температуры, давления и других условий [33].

Величина $1/\alpha$, обратная коэффициенту поглощения, определяет расстояние, на котором амплитуда колебаний частиц уменьшается в e раз, т. е. примерно в 3 раза.

Затухание ультразвука в биологических тканях значительно больше, чем в воде. Так, затухание в жировой ткани в 4 раза, в мышце в 10 раз, а в костной ткани примерно в 75 больше, чем в воде или в жидких биологических средах - крови и лимфе [31].

В терапевтических целях для эффективного воздействия на ткани чаще всего используют ультразвук с частотой 0,7 МГц и выше. Ультразвук в диапазоне 0,7-1 МГц обычно применяют для воздействия на глубоколежащие ткани и внутренние органы. Для лечения кожных заболеваний частоту повышают до 2,5-3 МГц [33].

В диагностике, в частности для визуализации внутренних органов, применяют интенсивный импульсный ультразвук с частотой 6-10 МГц, так как разрешающая способность диагностической аппаратуры пропорциональна частоте ультразвука. При более высоких частотах поглощение ультразвука значительно увеличивается. Поэтому для получения сигнала, отраженного от внутренних органов, пришлось бы применять слишком высокие интенсивности ультразвука, опасные для жизнедеятельности организма.

Поглощенная веществом, в частности биологическими средами, ультразвуковая энергия выделяется в основном в виде тепла, что приводит к повышению температуры вещества. Это повышение температуры неоднократно измеряли экспериментально и рассчитывали теоретически [34].

Отражение ультразвука

Ультразвуковые волны, как и любые другие волны, при падении на границу раздела двух сред с разными акустическими свойствами частично отражаются, а частично преломляются и переходят в другую среду. Доля энергии волн, перешедшей из одной среды в другую, зависит от соотношения между акустическими сопротивлениями этих сред. Коэффициент отражения акустических волн от границы двух сред равен отношению интенсивностей отраженной и падающей волн [31]. Если волна падает на поверхность

перпендикулярно к ней, то коэффициент отражения может быть вычислен по формуле Рэлея:

$$r = \frac{I_{\text{отр}}}{I_{\text{пад}}} = \frac{(I - \rho_1 c_1 / \rho_2 c_2)}{(I + \rho_1 c_1 / \rho_2 c_2)},$$

где $\rho_1 c_1$ и $\rho_2 c_2$ - акустические сопротивления, соответственно, первой и второй сред. Из формулы Рэлея следует, что чем больше различаются между собой акустические сопротивления, тем меньше доля энергии, переносимой волной через границу раздела. Так, интенсивность ультразвуковой волны, перешедшей из воды в воздух, составляет 0,1% от интенсивности волны, падающей на поверхность воды, а 99,9 % отразится от границы вода-воздух [33]. Именно поэтому при терапевтическом воздействии ультразвуком или его применении в диагностических целях необходимо следить, чтобы между излучателем ультразвука и поверхностью тела всегда была прослойка жидкости - специального геля, воды, глицерина, вазелинового масла, раствора лекарства. В противном случае акустический контакт будет нарушен, и ультразвуковая волна не дойдет до биологических тканей, так как она практически целиком отразится от прослойки воздуха. Отражение ультразвука наблюдается также на границах тканей с различными акустическими свойствами, например на границе мышцы и надкостницы, на поверхности полых органов и в ряде других случаев.

Если ультразвуковая волна отражается от поверхности, перпендикулярной к направлению ее распространения, то падающая и отраженные волны накладываются друг на друга. В случаях, когда между излучателем и отражающей поверхностью укладывается целое число полуволн, в среде возникает так называемая стоячая волна [31].

Если при отражении часть энергии ультразвука рассеивается или переходит в среду, составляющую преграду, то амплитуда отраженной волны оказывается меньше, чем амплитуда падающей, и в жидкостях (или биологических тканях, близких по свойствам к жидкостям) сочетаются стоячая и бегущая волны.

В биологических объектах также могут возникать стоячие волны в результате отражения от границ между тканями с различными акустическими свойствами. В реальных условиях образование стоячих волн можно ожидать при воздействии ультразвуком на ушную раковину, брюшной пресс, мышечные слои, на кровеносные сосуды и т. д. Возможно именно за счет стоячих волн эритроциты под действием ультразвука с частотой 1 МГц и интенсивностью излучения $0,1 \text{ Вт/см}^2$ образуют в кровеносных сосудах лягушки и куриного эмбриона сгустки, расположенные на расстоянии, равном половине длины волны [33].

В зависимости от того, стоячая или бегущая волна возникает в биологическом объекте, меняется и его реакция на ультразвук. Так, 30 % яиц дрозофилы в гелеобразной среде погибает при 10-минутном воздействии ультразвука с интенсивностью излучения 3 Вт/см^2 и поле бегущей волны с интенсивностью излучения 1 Вт/см^2 , если создаются условия, способствующие возникновению стоячих волн.

Искажение формы ультразвуковой волны в реальных условиях и ультразвуковая кавитация

Ультразвуковая волна, распространяясь, остается синусоидальной только в том случае, если свойства среды не меняются под влиянием распространяющейся в ней волны. Такое условие приближенно выполняется только при весьма низких интенсивностях ультразвука [34].

Скорость ультразвука и коэффициент его поглощения существенно зависят от температуры. В слое, где температура повышена, возмущение передается быстрее, чем в слое, где температура понижена, поэтому профиль волны немного искажается.

Ультразвуковая волна, падающая на границу твердого тела и жидкости, возбуждает на поверхности твердого тела поперечные поверхностные волны. Энергия этих волн локализуется в тонком приповерхностном слое с толщиной, не превышающей две длины волны. Коэффициент затухания поверхностных

волн значительно выше коэффициента поглощения плоских волн той же частоты в однородных средах. Именно поэтому под действием ультразвука, например, в надкостнице, выделяется много тепла, что при достаточно высокой интенсивности может привести к болевым ощущениям, к отслоению мышечной ткани или другим нежелательным эффектам.

Ультразвуковая кавитация

Ультразвуковая кавитация - возникновение в жидкости, облучаемой ультразвуком, пузырьков, заполненных паром, газом или их смесью [31]. Кавитационные пузырьки в распространяющейся в жидкости ультразвуковой волне возникают и расширяются во время полупериодов разрежения и сжимаются после перехода в область повышенного давления. В идеальных однородных жидкостях пузырьки могут возникнуть лишь при весьма высоких растягивающих усилиях (отрицательных давлениях), превосходящих прочность жидкости.

Прочность реальных жидкостей довольно низка из-за того, что в них всегда достаточно много зародышей кавитации - микропузырьков газа, пылинок гидрофобных частиц и т. д. Возможно также, что зародыши кавитации непрерывно возникают при прохождении через жидкость космических частиц, а затем снова растворяются. Пузырьки газа с диаметром 10^{-5} см, по-видимому, могут сколь угодно находиться в йоде, если их поверхность стабилизирована органическими загрязнениями, обычно присутствующими в «чистой» воде [35].

Кроме того, предполагается, что микропузырьки газа, даже не стабилизированные органикой, в принципе, не могут раствориться из-за особенностей структуры воды в межфазном слое жидкость - газ, ограничивающем пузырек.

Порогом кавитации называется интенсивность ультразвука, ниже которой не наблюдаются кавитационные явления [31]. Порог кавитации зависит от параметров, характеризующих как ультразвук, так и саму жидкость. Для воды и водных растворов пороги кавитации возрастают с увеличением

частоты ультразвука и уменьшением времени воздействия. Захлопывающиеся кавитационные пузырьки порождают в жидкости мощные импульсы давления и ударные волны.

Кавитация в жидкости сопровождается различными явлениями [35]:

- характерным шумом во всем диапазоне частот и сильным акустическим сигналом на частоте, равной половине частоты ультразвука, вызвавшего кавитацию;
- ускорением одних химических реакций и инициированием других;
- интенсивными микропотоками и ударными волнами, способными перемешивать слои жидкости и разрушать поверхности граничащих с кавитирующей жидкостью твердых тел;
- ультразвуковым свечением а также различными биологическими эффектами.

Вследствие концентрирования энергии в очень малых объемах ультразвук может вызывать такие явления, как разрыв химических связей макромолекул, инициирование химических реакций, эрозию поверхностей твердых тел и свечение.

Получение и прием ультразвука. Источники и приемники ультразвука.

Источниками ультразвука могут быть естественные явления, насекомые и животные, а также искусственные устройства – генераторы ультразвука. Приемниками УЗ могут быть клетки и органы насекомых и животных, а также искусственные регистрирующие устройства – датчики.

Естественные источники и приемники УЗ

Естественным источником ультразвука может быть: шум ветра, водопады, морской прибой [1]. Ультразвук возникает также при работе некоторых двигателей и станков. Источниками ультразвука являются также насекомые и животные: кузнечики, сверчки, лягушки, летучие мыши, дельфины и др. животные и насекомые.

Искусственные источники и приемники УЗ

В технике ультразвук получают с помощью устройств, называемых УЗ – излучателями (генераторами УЗ). Для регистрации УЗ используются устройства, называемые датчиками. Поскольку одни и те же устройства являются и источниками и приемниками ультразвука, то их принято условно называть датчиками независимо от функции использования [33].

Устройства для получения и приема ультразвука.

В основе устройства излучателей и приемников УЗ, применяемых в медицинской УЗ - аппаратуре, лежит или пьезоэлектрический или магнитострикционный эффект.

Для получения и приема ультразвука относительно низких частот (до 50 кГц), используются магнитострикционные преобразователи. Работа магнитострикционных излучателей основана на прямом магнитострикционном эффекте [35].

Если на катушку, в которую помещен стержень из ферромагнитного материала, подавать переменный электрический ток, то вдоль стержня будет происходить сжатие или растяжение (рис. 28). Это явление называется прямым магнитострикционным эффектом.

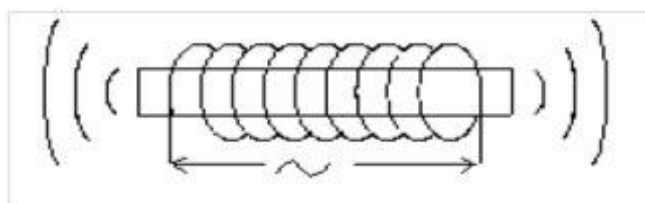


Рисунок 28 - Схема прямого магнитострикционного эффекта

Если периоды собственных колебаний стержня и магнитного поля одинаковы, то амплитуда колебаний будет максимальна, имеет место явление резонанса. Колебания стержня продольные, поэтому волна будет исходить из концов стержня.

Обычный магнитострикционный излучатель представляет собой пакет, набранный из тонких пластин толщиной 0,1 – 0,2 мм, которые изолируются между собой лакированием и оксидированием. Материалом пластин служат ферриты [35].

Для приема УЗ используется обратный магнитострикционный эффект – если стержень из ферромагнитного материала сжимать или растягивать, то в обмотке возникает переменный ток (рис. 29).

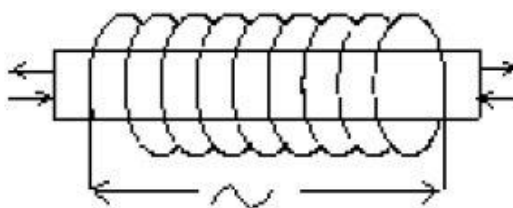


Рисунок 29 - Схема обратного магнитострикционного эффекта

Пьезоэлектрические преобразователи

Для создания ультразвука высоких частот 1 – 10 МГц используются пьезоэлектрические преобразователи, они могут генерировать ультразвук с частотой до 50 МГц [33].

Пьезоэлектрические преобразователи основаны на принципе пьезоэлектрического эффекта («пьеzo» от греческого слова означающего «нажать»), открытого в 1880 году французскими учеными Жаком и Пьером Кюри. Сущность эффекта состоит в том, что при деформации пластины из некоторых кристаллов (кварца, сегнетовой соли, турмалина, фосфорнокислого аммония, керамических материалов на основе титаната бария и др.) на ее гранях возникают противоположные по знаку заряды. Образующиеся при этом заряды прямо пропорциональны прикладываемой к кристаллу силе. Причем в случае приложения к противоположным граням таких кристаллов разности потенциалов на них образуются разноимённые электрические заряды, под действием которых он деформируется. Это явление в отличие от предыдущего («прямого») назвали «обратным пьезоэлектрическим эффектом».

Применяемые в УЗ устройствах датчики содержат пьезоэлектрические кристаллы, способные преобразовывать электрическую энергию в механическую и наоборот. Прямой пьезоэлектрический эффект используется в приемниках ультразвуковых волн. Обратный пьезоэлектрический эффект применяется для изучения УЗ механических волн [36].

Пьезоэлектрический источник содержит пьезокристалл, на обеих гранях которого закреплены электроды. С одной стороны кристалла находится прослойка вещества, поглощающего УЗ, который распространяется в направлении, противоположном требуемому. На стороне, обращенной к объекту, помещена УЗ линза. Используются различные кристаллы, генерирующие УЗ разной частоты (1-10 МГц), имеющие разный диаметр, фокусное расстояние 6 – 14см. Выбор кристалла зависит от задачи исследования [35].

УЗ волны, используемые в медицине для диагностики, имеют частоту 2 – 10 МГц, соответственно, длину волны в жидкости $\lambda=0,5 - 1,5\text{мм}$, что позволяет создавать узкий УЗ луч способный производить очень тонкую локацию биологических структур и органов.

Под разрешающей способностью прибора понимают минимальное расстояние между двумя точками объекта, при котором они регистрируются на экране монитора как отдельные. Различают аксиальную (вдоль луча) и латеральную (перпендикулярно к нему) разрешающие способности. Первая определяется длиной УЗ импульса (которая пропорциональна длине волны), вторая – шириной луча. Чем выше частота, тем лучше разрешение. Однако при этом возрастает поглощение энергии УЗ луча и ухудшается его проникающая способность. Таким образом, можно говорить об оптимальной разрешающей способности для конкретной задачи [35].

Для диагностики чаще всего используют УЗ с частотой 2-4 МГц. УЗ луч с такой частотой, позволяет зарегистрировать отстоящие друг от друга объекты на расстоянии около 1мм. Считают в этом случае разрешающую способность равной 1мм.

При использовании высокой частоты УЗ луча с большой разрешающей способностью значительная часть посылаемой энергии тратится на отражение от многих малых структур, а оставшаяся часть проникает дальше, вглубь тканей. Таким образом, чем больше частота УЗ луча и, следовательно, чем больше разрешающая способность, тем меньше проникающая. Например, для кардиологических исследований у взрослых людей используется частота 2,25 – 3,5 МГц, у детей – более высокие частоты. Поэтому для получения качественного сфокусированного изображения объекта с помощью отраженного сигнала, необходимо соответствие нужной глубины проникновения УЗ и размеров исследуемого объекта с частотой УЗ излучения.

Генерированный УЗ датчиком сигнал распространяется на некоторое расстояние, называемое ближней зоной (полем) [33], который затем расходится в так называемой дальней зоне. Лучше могут быть обследованы объекты, находящиеся в ближней зоне: здесь выше интенсивность излучения (рис. 30).

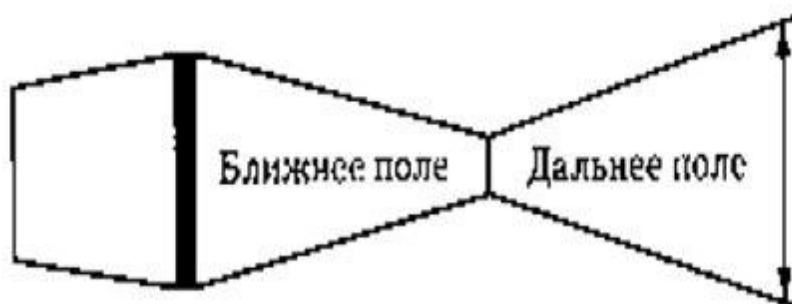


Рисунок 30 - Зоны не сфокусированного луча

В случае сфокусированного луча, в зоне фокуса УЗ лучи распространяются перпендикулярно границе раздела фаз, и эхосигнал имеет большую энергию (рис. 31).

Протяженность ближней зоны зависит от радиуса датчика и длины УЗ волны [33]:

$$L \sim r/\lambda = rv/C = rv/1540 ,$$

где L – протяженность ближней зоны, r – радиус датчика, λ – длина УЗ волны, ν – частота УЗ, $C=1540\text{м/с}$ – средняя скорость УЗ в мягких тканях. Отсюда видно, что размер ближней зоны можно увеличить, увеличив частоту и радиус датчика. Выбор конкретного датчика зависит от многих факторов.

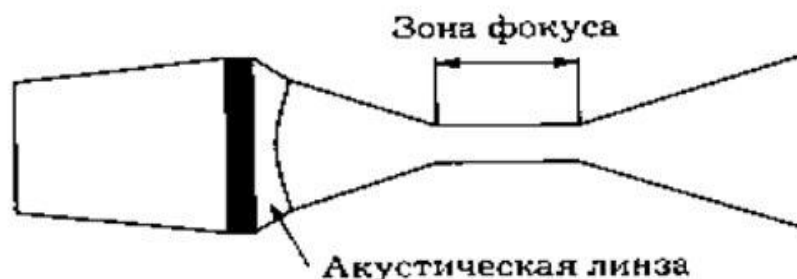


Рисунок 31 - Зоны луча, сфокусированного акустической линзой [33].

Виды ультразвукового сканирования

Используются три вида ультразвукового сканирования: линейное (параллельное), конвексное и секторное.

Для различного вида сканирования используются разные излучатели: линейные, конвексные (выпуклые), секторные и др. Конвексные датчики сочетают в себе преимущества секторного и линейного сканирования [44].

Схемы для различных видов ультразвукового сканирования представлены на рис. 32.

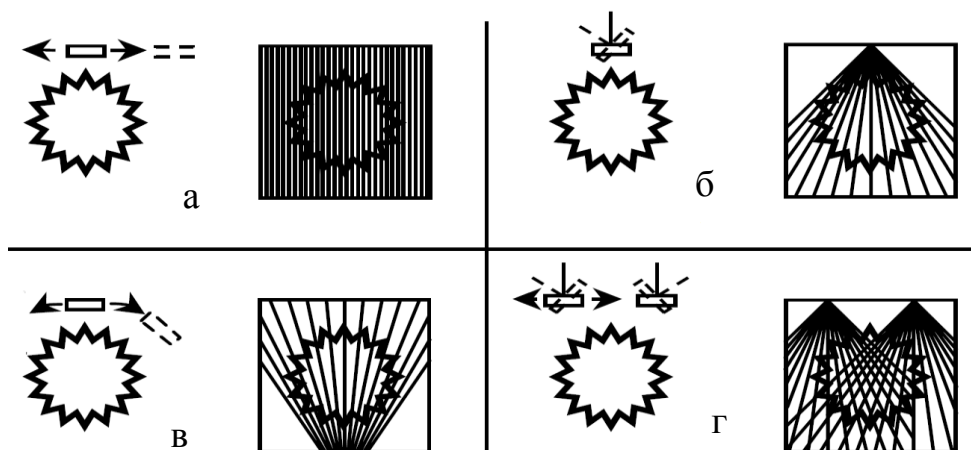


Рисунок 32 - Схемы ультразвукового сканирования:

- а) – линейное (параллельное), б) – секторное, в) – конвексное, г) - смешанное

Форматы изображения, получаемые при помощи некоторых датчиков, представлены на рис. 33.



Рисунок 33 - Форматы изображения: темным фоном выделены зоны с наилучшим разрешением.

Выбор датчика для каждого исследования проводится с учетом глубины и характера положения органа. Существуют различные виды датчиков [35]:

Линейные датчики

Преимуществом линейного датчика является полное соответствие исследуемого органа положению самого датчика на поверхности тела, высокое разрешение в поле, расположенном близко к датчику. Недостатком линейных датчиков является сложность обеспечения во всех случаях равномерного прилегания поверхности датчика к коже пациента, что приводит к искажениям получаемого изображения по краям. Размер линейных датчиков от 3 до 10 см.

Конвексные датчики

Конвексные датчики имеют выпуклую одномерную решетку, лучи расходятся веером. Конвексный датчик имеет меньшую длину, поэтому легче добиться равномерности его прилегания к коже пациента. У них уменьшен размер, но область сканирования увеличена, в ближней зоне разрешение остается высоким. Однако при использовании конвексных датчиков получаемое изображение по ширине на несколько сантиметров больше размеров самого датчика. Для уточнения анатомических ориентиров врач обязан учитывать это несоответствие. Этот тип датчиков используется при исследовании внутренних органов брюшной полости и малого таза, а также для исследования щитовидной железы, почек и печени, причём для почек и печени

в равной степени пригодны как конвексные, так и линейные датчики. Такие датчики используются также в стоматологии.

Секторные датчики

Секторные датчики подразумевают расхождение лучей из одной точки. Они имеют еще большее несоответствие между размерами датчика и получаемым изображением, поэтому используется преимущественно в тех случаях, когда необходимо с маленького участка тела получить большой обзор на глубине. Наиболее целесообразно использование секторного сканирования при исследовании, например, через межреберные промежутки, либо когда интересующий объект прикрыт каким-либо препятствием, например костями черепа. Они имеют малую поверхность соприкосновения, используются при исследовании сердца и мозга через родничок.

Кольцевые датчики

Кольцевые датчики, в которых используется кольцевое фазовое построение кристаллов. Они состоят из множества круглых концентрически расположенных кольцевидных кристаллов, что позволяет фокусировать ультразвуковой луч, так и перпендикулярно ему.

Существуют датчики, специально сконструированные для того, чтобы быть ближе расположенными к исследуемому объекту: трансвагинальный, трансректальный, пищеводный и имеют разные формы.

В диагностических целях обычно используются датчики с частотами: от 3.0 до 10 МГц. В последние годы появились приборы, оснащенные высокочастотными датчиками 10-20 МГц.

Датчики с рабочей частотой 3.0-5.0 МГц (конвексные и секторные) используются в кардиологии, в абдоминальной диагностике и исследованиях органов малого таза, в педиатрии. С частотой 3-10 МГц (линейные датчики) при исследовании поверхностно расположенных кровеносных сосудов и органов – щитовидной железы, молочных желез, лимфатической системы [35, 44].

6.2 Ультразвуковое воздействие на организм человека

Ультразвуковые физиовоздействия представляют собой высокочастотные колебания, лежащие в диапазоне выше полосы частот, воспринимаемых человеческим ухом (более 20000Гц). Ультразвуковая диагностика основана на анализе параметров ультразвуковых колебаний, отраженных от анатомических структур организма (биологических тканей и сред), и зависящих от особенностей их строения, а так же от их функционального состояния. Для определения качественной картины преобразования ультразвуковых колебаний в биотканях в биосредах организма рассмотрим акустические свойства структур организма и энергетические характеристики самих колебаний [33].

При воздействии на организм ультразвуковым сигналом происходит его затухание за счет рассеивания, отражения в поглощения энергии колебаний в указанных структурах. Свойство среды проводить акустическую энергию, в том числе и ультразвуковую, характеризуется акустическим сопротивлением. Акустическое сопротивление среды выражается отношением звуковой плотности к объемной скорости ультразвуковых волн. Удельное акустическое сопротивление среды устанавливается соотношением амплитуды звукового давления в среде к амплитуде колебательной скорости ее частиц. Чем больше акустическое сопротивление, тем выше степень сжатия в разрежения среды при данной амплитуде колебания ее частиц. Численно удельное акустическое сопротивление среды (Z) находится как произведение плотности среды (ρ) на скорость (c) распространения в ней ультразвуковых волн

$$Z = \rho * c.$$

Удельное акустическое сопротивление измеряется в Па*с/м (сМ) или дин*с/см³ (СГС) и определяется поглощением, преломлением в отражением ультразвуковых волн. В мягких тканях коэффициент затухания для частоты 5 МГц составляет 5 дБ/см [45].

Акустическое давление в среде представляет собой разность между мгновенным значением давления в данной точке среды при наличии звуковых колебаний и статического давления в той же точке при их отсутствии. Иными словами, звуковое давление есть переменное давление в среде, обусловленное акустическими колебаниями. Максимальное значение переменного акустического давления (амплитуда давления) может быть рассчитано через амплитуду колебания частиц [33]:

$$P=2\pi*f*r*c*A,$$

где P — максимальное акустическое давление (амплитуда давления), f — частота, c — скорость распространения ультразвука, r — плотность среды, A — амплитуда колебания частиц среды.

На расстоянии в половину длины волны ($\lambda/2$) амплитудное значение давления из положительного становится отрицательным, то есть разница давлений в двух точках, отстоящих друг от друга на $\lambda/2$ пути распространения волны, равна $2P$.

Давление, оказываемое на частицы среды при распространении волны, является результатом действия упругих и инерционных сил. Последние вызываются ускорениями, величина которых также растет в течение периода от нуля до максимума (амплитудное значение ускорения). Кроме того, в течение периода ускорение меняет свой знак. Максимальные значения величин ускорения в давления, возникающие в среде при прохождении в ней ультразвуковых волн, для данной частицы не совпадают во времени. В момент, когда перепад ускорения достигает своего максимума, перепад давления становится равным нулю. Амплитудное значение ускорения (a) определяется выражением [33]:

$$a=\omega^2*A=(2\pi*f)^2*A,$$

то есть ускорение пропорционально квадрату частоты и амплитуде смещения. С точки зрения физики ультразвука ткани человеческого тела близки по своим свойствам жидкой среде, поэтому давление на них ультразвуковой волны может быть описано как сила, действующая на жидкость. Изменение давления

в среде может происходить перпендикулярно в плоскости вибрации источника ультразвука. В этом случае волну называют продольной. Именно такие волны несут основную информацию в ультразвуковой диагностике. В твердых телах, например в костях, возникают поперечные волны. Если бегущие ультразвуковые волны наталкиваются на препятствие, оно испытывает не только переменное давление, но и постоянное. Возникающие при прохождении ультразвуковых волн участки сгущения и разряжения среды создают добавочные изменения давления в среде по отношению к окружающему ее внешнему давлению. Такое добавочное внешнее давление носит название давления излучения (радиационного давления). Оно служит причиной того, что при переходе ультразвуковых волн через границу жидкости с воздухом образуются фонтанчики жидкости и происходит отрыв отдельных капелек от поверхности [44].

Для выражения звукового давления в единицах СИ используется паскаль (Па), равный давлению в один ньютон на метр квадратный (Н/м^2), а в системе СГС дин/см^2 ; $1 \text{ дин/см}^2 = 10^{-1} \text{ Па} = 10^{-1} \text{ Н/м}^2$. Наряду с указанными единицами часто пользуются внесистемными единицами давления - атмосфера (атм) и техническая атмосфера (ат), при этом $1 \text{ ат} = 0,98 \cdot 10^6 \text{ дин/см}^2 = 0,98 \cdot 10^5 \text{ Н/м}^2$. Иногда применяется единица, называемая баром или микробаром (акустическим баром); $1 \text{ бар} = 10^6 \text{ дин/см}^2$ [45].

Динамика энергетических характеристик ультразвука. Дозировка при воздействии ультразвуком

Ультразвуковая энергия есть сумма кинетической энергии колеблющихся частиц и потенциальной энергии упругой деформации среды. Акустическая мощность представляет собой энергию, переносимую в единицу времени через поверхность, перпендикулярную направлению распространения звуковой волны. Интенсивность ультразвука — поток акустической энергии, отнесенный к единице поверхности, перпендикулярной направлению

распространению ультразвука, или, иными словами, акустическая мощность, приходящаяся на единицу поверхности [36]

$$I = \frac{W}{S \cdot t},$$

где W — энергия потока ультразвука, проходящего через площадь за время t . Данное определение интенсивности подходит только для простых случаев непрерывного излучения. В диагностических системах используется импульсное излучение, да еще в различных направлениях в процессе сканирования, поэтому приходится вводить дополнительные понятия, определяющие интенсивность в различных интересующих исследователя случаях.

Интенсивность ультразвука связана с амплитудой колебания, величиной переменного акустического давления и колебательной скоростью частиц среды. Зависимость интенсивности ультразвука от амплитуды выражается формулой:

$$I = \frac{1}{2} \rho c \omega^2 A^2,$$

где ρ — плотность среды; c — скорость распространения ультразвуковых волн; ω — круговая частота; A — амплитуда колебаний.

Соотношение интенсивности ультразвука с величиной переменного акустического давления (P) для плоской ультразвуковой волны устанавливается следующим образом:

$$I = P/2\rho c.$$

В свою очередь интенсивность ультразвука связана с колебательной скоростью частиц среды соотношением:

$$I = \rho c v^2/2,$$

где v — колебательная скорость частиц среды.

Если среда, в которой происходит распространение ультразвука, обладает вязкостью и теплопроводностью или в ней имеются другие процессы внутреннего трения, то при распространении волны происходит поглощение звука, то есть по мере удаления от источника амплитуда ультразвуковых колебаний становится меньше, так же как и энергия, которую они несут [35].

Среда, в которой распространяется ультразвук, вступает во взаимодействие с проходящей через него энергией и часть ее поглощает. Преобладающая часть поглощенной энергии преобразуется в тепло, меньшая часть вызывает в передающем веществе необратимые структурные изменения. Поглощение является результатом трения частиц друг об друга, в различных средах оно различно. Поглощение зависит также от частоты ультразвуковых колебаний. Теоретически, поглощение пропорционально квадрату частоты.

Величину поглощения можно характеризовать коэффициентом поглощения, который показывает, как изменяется интенсивность ультразвука в облучаемой среде. С ростом частоты он увеличивается [35].

Интенсивность ультразвуковых колебаний в среде уменьшается по экспоненциальному закону. Этот процесс обусловлен внутренним трением, теплопроводностью поглощающей среды в ее структурой. Его ориентировочно характеризует величина полупоглощающего слоя, которая показывает, на какой глубине интенсивность колебаний уменьшается в два раза (точнее в 2,718 раза или на 37%).

Таким образом, в процессе распространения плоских ультразвуковых волн в среде интенсивность ультразвука (I) уменьшается по мере удаления от источника излучения согласно формуле:

$$I=I_0*e^{-2ax},$$

где I — начальная интенсивность; x — расстояние от источника; a — коэффициент поглощения звука в среде; e — основание натурального логарифма коэффициента поглощения ультразвука, выражается в обратных единицах длины (см^{-1} ; м^{-1}) или в децибелах на единицу длины (см ; м); при этом $1 \text{ см}^{-1} = 8,68 \text{ дБ/см}$ [34].

При частоте, равной 0,8 МГц, средние величины полупоглощающего слоя для некоторых тканей таковы [33]: жировая ткань — 6.8 см; мышечная— 3.6 см; жировая и мышечная ткани вместе — 4.9 см. С увеличением частоты ультразвука величина полупоглощающего слоя уменьшается. Так, при частоте,

равной 2,4 МГц, интенсивность ультразвука, проходящего через жировую и мышечную ткани, уменьшается в два раза на глубине 1,5 см.

Кроме того, возможно аномальное поглощение энергии ультразвуковых колебаний в некоторых диапазонах частот — это зависит от особенностей молекулярного строения данной ткани. Известно, что 2/3 энергии ультразвука затухает на молекулярном уровне и 1/3 на уровне микроскопических тканевых структур [33].

Под глубиной проникновения ультразвука понимают глубину, при которой интенсивность уменьшается наполовину. Эта величина обратно пропорциональна поглощению: чем сильнее среда поглощает ультразвук, тем меньше расстояние, на котором интенсивность ультразвука ослабляется наполовину.

В сегодняшней физиотерапии принято условно выделять три диапазона интенсивностей, которым соответствуют различные реакции организма:

- 0,05 — 0,6 Вт/см² — низкий уровень интенсивности;
- 0,6 — 1,2 Вт/см² — средний уровень интенсивности;
- выше 1,2 Вт/см² — сверхтерапевтический, высокий уровень интенсивности [45].

Поглощенная в единице объема анатомических структур организма энергия называется физической дозой (Д):

$$D = \frac{I \cdot t \cdot S}{V},$$

где I — интенсивность ультразвуковых колебаний, падающих на озвучиваемую поверхность тела; t — время озвучивания; S — площадь облучаемой поверхности тела; V — объем биотканей и биосред тела, подвергнутых воздействию.

Эта формула дает лишь среднее значение дозы, в то время как действительное ее значение в конкретной точке озвучиваемой ткани может отличаться от среднего в несколько десятков или сотен раз из-за

неравномерного распределения ультразвуковой энергии в любом биообъекте вследствие происходящих в нем физиологических процессов [45].

При одновременном движении в ткани нескольких ультразвуковых волн в определенной точке среды может происходить суперпозиция этих волн. Такое наложение волн друг на друга носит общее название интерференции. Если в процессе прохождения через биологический объект ультразвуковые волны пересекаются, то в определенной точке биологической среды наблюдается усиление или ослабление колебаний. Результат интерференции будет зависеть от пространственного соотношения фаз ультразвуковых колебаний в данной точке среды. Если ультразвуковые волны достигают определенного участка среды в одинаковых фазах (синфазно), то смещения частиц имеют одинаковые знаки и интерференция в таких условиях способствует увеличению амплитуды ультразвуковых колебаний. Если же ультразвуковые волны приходят к конкретному участку в противофазе, то смещение частиц будет сопровождаться разными знаками, что приводит к уменьшению амплитуды ультразвуковых колебаний. Интерференция играет важную роль при оценке явлений, возникающих в тканях вокруг ультразвукового излучателя. Особенно большое значение имеет интерференция при распространении ультразвуковых волн в противоположных направлениях после отражения их от препятствия [33].

Если в среде имеются неоднородности, то происходит рассеяние звука, которое может существенно изменить простую картину распространения ультразвука и, в конечном счете, также вызвать затухание волны в первоначальном направлении распространения.

Так как акустическое сопротивление мягких тканей человека незначительно отличается от сопротивления воды, можно предполагать, что на границе раздела сред (эпидермис — дерма — фасция — мышца) будет наблюдаться преломление ультразвуковых лучей.

На явлении отражения и основана ультразвуковая диагностика. Отражение происходит в приграничных областях кожи в жира, жира и мышц, мышц в костей, а так же ткани (среды) в тканевой аномалии (составляющих

среды). Если ультразвук при распространении наталкивается на препятствие, то происходит отражение. Если препятствие мало, то ультразвук его как бы обтекает. «Неоднородности» в тканях и средах организма при структурной диагностике не вызывают значительных отклонений, так как по сравнению с длиной волны (2 мм) их размерами (0,1— 0,2 мм) можно пренебречь. Если ультразвук на своем пути наталкивается на органы либо составляющие биовещества (доплерография), размеры которых больше длины волны, то происходит преломление и отражение ультразвука. Наиболее сильное отражение наблюдается на границах кость — окружающие ее ткани и ткани — воздух. У воздуха малая плотность, и наблюдается практически полное отражение ультразвука от поверхности тканей. Отражение ультразвуковых волн наблюдается на границе мышца — надкостница — кость, на поверхности полых органов, между структурными единицами крови и гемосистемы в доплерографии [34].

При структурных ультразвуковых исследованиях для исследования органов брюшной полости и забрюшинного пространства, а также полости малого таза используется частота 2,5 — 3,5 МГц, для исследования щитовидной железы используется частота 7,5 МГц.

Биологические эффекты ультразвука. Вопросы безопасности ультразвукового воздействия на системы организма

Звуковые волны являются механическими по своей природе, так как в основе их лежит смещение частиц упругой среды от точки равновесия. Именно за счет упругости и происходит передача звуковой энергии через ткань. Упругость — это возможность объекта после сжатия или растяжения вновь приобретать свой размер и форму. Скорость распространения ультразвука зависит прежде всего от упругости и от плотности ткани [33]. Чем больше плотность материала, тем медленнее должны распространяться в нем (при одинаковой упругости) ультразвуковые волны. Но к этому физическому параметру следует подходить с осторожностью. Скорость звука при

прохождении его через разные среды биологического организма может быть различной. Колебательное движение передается от одной частицы к другой не мгновенно, а с некоторой скоростью. Таким образом, ультразвуковые волны в тканях организма распространяются с конечной скоростью, определяющейся упругими свойствами среды и ее плотностью. Скорость ультразвука в жидких и твердых телах значительно выше, чем в воздухе, где она приблизительно равна 330 м/с. В воде скорость ультразвука при 20°C равна 1482 м/с, в сыворотке крови - 1520 м/с, в мягких тканях организма с плотностью среды около 1060 кг/м³ — 1540 м/с, в костных тканях — 3350 м/с [33].

Если на любую колебательную систему с потерями действовать периодической силой, то возникают вынужденные колебания, характер которых в той или иной мере повторяет изменения внешней силы. Частота вынужденных колебаний не зависит от параметров колебательной системы. Напротив, амплитуда зависит от массы, механического сопротивления и гибкости системы. Такое явление, когда амплитуда колебательной скорости достигает максимального значения, называется механическим резонансом. При этом частота вынужденных колебаний совпадает с частотой собственных незатухающих колебаний механической системы.

При частотах воздействия, значительно меньших резонансных, внешняя гармоническая сила уравнивается практически только силой упругости. При частотах возбуждения, близких к резонансной, главную роль играют силы трения. При условии, когда частота внешнего воздействия значительно больше резонансной, поведение колебательной системы зависит от силы инерции или массы [45].

Вопрос о безопасности ультразвуковых исследований с точки зрения биологических эффектов, возникающих при ультразвуковом воздействии на организм, к сожалению, не имеет однозначного ответа.

Можно утверждать, что к настоящему времени отсутствуют статистически достоверные данные, которые подтверждали бы опасность ультразвуковых исследований для пациента и для врача-диагноста, постоянно

работающего с прибором. А ведь объем ультразвуковых исследований, проводимых во всем мире, чрезвычайно велик — ультразвук сегодня наиболее популярный метод получения информации о состоянии внутренних органов человека.

Оценка теоретического риска зависит от уровня используемой мощности. Конечно, при достаточно высоких уровнях мощности имеет место повреждение тканей.

Не прекращаются исследования воздействия ультразвука на биологические ткани, в том числе на клетки крови, репродуктивную способность, ДНК, костные структуры, эмбрионы и т.д. И эти исследования показывают, что при уровнях средней интенсивности ультразвука, не превышающих величину 100 мВт/см^2 , не выявлено никакого существенного влияния длительного воздействия ультразвука на ткани млекопитающих. Более того, не выявлены отрицательные результаты такого воздействия и при более высоких уровнях интенсивности, правда, при уменьшенном времени воздействия [34].

6.3 Методы ультразвуковой диагностики

Диагностические методы, основанные на применении ультразвука, в последнее время широко используются для получения информации о глубинных структурах живых организмов. Ультразвуковые методы применяют для изучения некоторых особенностей строения клеток и клеточных органелл, для оценки механической прочности цитоплазматических мембран. Ультразвуковые методы диагностики безвредны и весьма информативны. Это делает их ведущими среди физических средств интроскопии и функциональной диагностики человека и животных [33].

Ультразвуковые эхометоды

Эхография – это метод исследования структуры и функции органов и получения изображения среза органов, соответствующего их реальным размерам и состоянию. В эхографии различают эхолокацию и ультразвуковое сканирование. Эхолокация – это метод регистрации интенсивности отражённого сигнала (эхо) от границы раздела фаз.

Одномерная эхолокация

Наиболее простыми методами ультразвуковой диагностики являются, пожалуй, методы, основанные на принципе одномерной (1D) эхолокации (рис. 34). Зондирующий импульс ультразвука, излученный преобразователем, распространяется в ткани до ее границы и, частично отражаясь от этой границы, возвращается к преобразователю. Зондирующие импульсы и принимаемые в промежутках между ними отраженные импульсы отображаются на экране электроннолучевой трубки вертикальными отклонениями (всплесками), расстояние между которыми соответствует глубине, на которой в организме располагаются отражающие препятствия - границы тканей, органов, полостей. Расстояние между излучателем ультразвука (поверхностью тела) и отражающей преградой $S=2ct$, где c - скорость ультразвука в среде, а t - промежуток времени между моментом излучения ультразвукового импульса и моментом регистрации импульса, отраженного от препятствия [46].

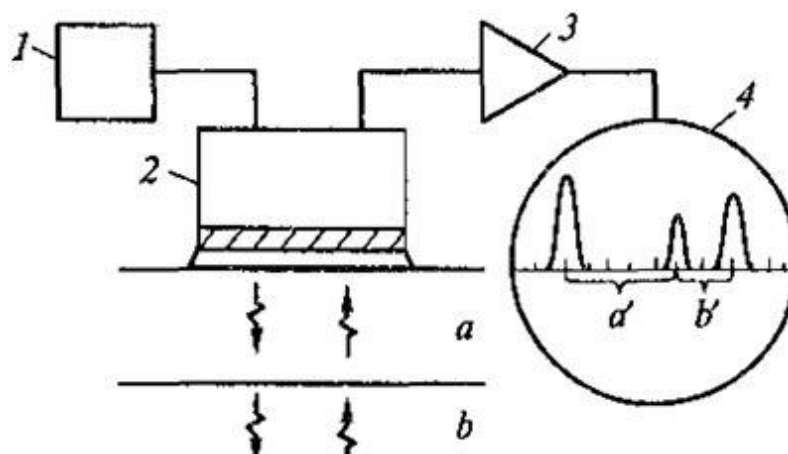


Рисунок 34 - Принцип одномерной эхолокации: 1 - генератор импульсов; 2 - эхозонд; 3 - усилитель; 4 экран осциллографа; а и b - толщины слоев тканей; а' и b' - соответствующие расстояния между импульсами на экране

Амплитуда отраженных сигналов очевидно зависит от различий в акустических импедансах тканей, на границе между которыми отражается ультразвук. Эти сигналы несут информацию о соотношении в скоростях ультразвука и плотностях граничащих тканей. Изображение на экране электронно-лучевой трубки называют *одномерной эхограммой*, или регистрацией типа А (от англ. Amplitude - отклонение) [46].

Одномерные ультразвуковые эхолокаторы нашли широкое применение, например в диагностике гематом при черепно-мозговых травмах. С помощью эхоэнцефалоскопа измеряют и сравнивают расстояния от левой и правой височных костей до поверхности раздела двух полушарий мозга, по смещению которой судят о наличии и величине гематом или других патологических нарушениях [34].

Поскольку поглощение ультразвука тканью мозга достаточно велико и растет с увеличением частоты, для эхоэнцефалографии используют сравнительно низкие ультразвуковые частоты - от 0,8 до 1,8 МГц. В этом диапазоне частот при средней скорости ультразвука 1500 м/с длины ультразвуковых волн составят $1,5 \div 0,8$ мм, а поскольку точность измерений не может превысить половины длины волны, то смещение границы между

полушариями можно определить с точностью до 1-1,5мм. При эхоэнцефалографии более высокая точность, как правило, и не требуется.

В настоящее время разработано много моделей ультразвуковых эхолокаторов для определения размеров различных тканей, значительно ускоривших процесс диагностики у людей и определения упитанности животных. Ультразвуковые локаторы безвредны, их использование не связано с болевыми ощущениями и не требует соблюдения условий стерильности.

Эхо-методы успешно применяют в маммографии для определения изменений в молочных железах женщин и диагностики патологий вымени. На эхограмме хорошо идентифицируются пики (рис. 35), свидетельствующие об отражении ультразвука от известных внутренних структур - подвешивающих связок, стенок молочных протоков, цистерн. По эхограмме можно определить асимметрию молочных желез, связанную с патологическими изменениями в них. Метод позволяет также обнаружить опухоли, очаги кальцификации, а также инородные тела в молочной железе [35].

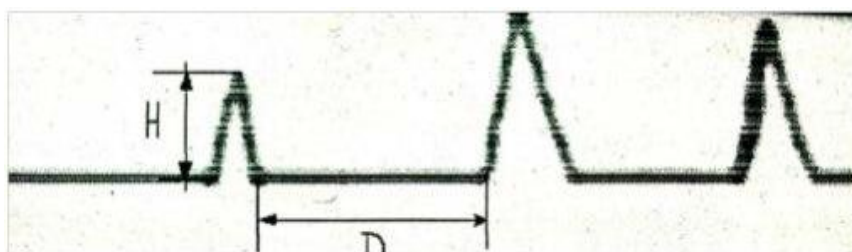


Рисунок 35 - Приблизительно так выглядит эхограмма, полученная при А - методе УЗ - исследования; Н - зависит от плотности ткани, D - зависит от глубины расположения объекта.

Чем меньше измеряемые расстояния, тем быстрее эхо-импульс вернется к ультразвуковому преобразователю. При очень малых расстояниях этот промежуток времени может оказаться меньше так называемого мертвого времени интервала между моментом посылки зондирующего импульса и моментом, когда приемная система окажется готовой принять отраженный сигнал. Обычно это «мертвое время» составляет 10-20мкс, и сигналы, пришедшие из глубины менее 15-20мм, просто не воспримутся [46]. Для того чтобы исследовать ближнюю зону используют линии задержки, например

проводят измерения через слой воды толщиной в 25мм, а затем вычитают его толщину из полученных результатов. В современных ультразвуковых офтальмометрах - приборах, предназначенных для исследования внутриглазных структур, эта операция выполняется автоматически.

Двумерная эхолокация

Методы двумерной (2D) эхолокации позволяют получить значительно больше информации о строении внутренних органов, чем методы основанные на одномерной эхолокации. Если при одномерной эхолокации луч ультразвука остается неподвижным в пространстве, то при двумерной он либо исходит из одной точки, периодически меняя угловое направление и образуя веерное поле обзора (секторное сканирование), либо ультразвуковой луч перемещается параллельно самому себе, занимая соседние положения в выбранной плоскости (линейное сканирование), либо излучатель-приемник (эхозонд) перемещается в заданной плоскости (сплошное двумерное сканирование) [34].

Двумерная эхолокация с секторным сканированием предназначена главным образом для определения конфигурации и взаимного расположения органов и тканевых структур, отличающихся по акустическим параметрам и расположенных в зоне локации. Электронная схема обеспечивает изменение яркости точки, высвечивающейся на экране, пропорционально интенсивности луча, отраженного от акустических неоднородностей, Такой метод представления информации называется *методом В-режимом* (от англ. Brightness - яркость). Этот вид локации позволяет определить геометрию внутренних структур и оценить плотность и неоднородность тканей. Если соседние ткани недостаточно отличаются друг от друга по акустическим свойствам, то контрастность изображения можно повысить, вводя в полости органов или кровь специально подобранные биологически безвредные так называемые эхоконтрастные вещества.

Секторное сканирование ультразвукового луча осуществляется механически или электронным способом. При механическом сканировании

либо эхозонд совершает периодические колебательные движения (при этом ультразвуковой луч меняет направление в плоскости сканирования на угол, обычно равный 90°), либо один или несколько преобразователей (как правило, три) вращаются на общем барабане [35].

Эхолокация секторным сканированием широко применяется в кардиологии и позволяет весьма точно оценить состояние сердца. Возможность введения луча ультразвука через межреберные промежутки позволяет без искажений и поглощения ультразвука в костной ткани практически полностью визуализировать камеры сердца и околосердечные структуры. При этом на экране исследователь видит движущееся изображение, что существенно обогащает диагностическую информацию. Секторное сканирование широко применяется при исследованиях органов брюшной полости, щитовидной и молочной желез, в гинекологической и акушерской практике, в офтальмологии.

Двумерная эхолокация с линейным сканированием позволяет формировать эхограммы в виде прямоугольных изображений. Такое представление эхограмм удобно, когда одновременно и в одинаковом масштабе требуется отобразить детали, находящиеся вблизи от поверхности тела и в глубине его. Линейное сканирование очень удобно при исследованиях в акушерстве, а также для визуализации почек, мочевого пузыря и других внутренних органов.

В последнее время двумерная эхолокация все шире применяется для исследования физиологии и патологии репродуктивных органов сельскохозяйственных животных. Расстояние от поверхности тела до репродуктивных органов у мелких животных - овец, свиней, коз, кроликов, а также собак и кошек невелико, что позволяет визуализировать их внутренние органы, прикладывая эхозонд к поверхности тела [33]. Информация, полученная с помощью эхолокации, уникальна, так как ее практически невозможно получить другими способами, например трансректальной пальпацией (прощупыванием через стенку прямой кишки). У крупных животных - коров, лошадей, верблюдов, ультразвуковой сигнал сильно

затухает, проходя от поверхности тела до репродуктивных органов, что существенно снижает ценность эхограмм. Увеличение интенсивности ультразвука для повышения качества изображений может оказаться небезвредным для организма животных, и в таких случаях эхографию проводят, вводя эхозонд в прямую кишку животному и располагая его над исследуемым органом.

Одномерная эхолокация движущихся структур

Одномерная эхолокация движущихся структур с отображением информации А-методом неудобна, так как наблюдать и измерять постоянно меняющиеся расстояния между пиками на эхограмме весьма непросто. Значительно удобнее для этих целей так называемый *метод М-локации* (от английского слова Motion - движение) [34]. В отличие от А-метода при М методе эхо сигналы на экране электроннолучевой трубки отображаются в виде светящихся точек, находящихся в тех местах, где при одномерной эхолокации располагались бы пики. Ряд светящихся точек движется вертикально по экрану, прорисовывая прямые линии, если поверхности, от которых отражается ультразвук, неподвижны. Если же взаиморасположение отражающих поверхностей меняется, то меняется и расстояние между светящимися точками, и на экране будут формироваться линии, отображающие движение этих поверхностей. Так, при локации сердца на экране образуется группа линий, отражающих взаиморасположение кардиоструктур во времени. Такой способ представления информации о работе сердца называется *эхокардиограммой или М-эхокардиограммой* .

М-эхокардиограммы завоевали своей информативностью большую популярность в кардиологических исследованиях, так как помимо геометрических размеров на эхокардиограмме отражаются и их изменения, что позволяет определять скорость движения кардиоэлементов и исследовать фазовую структуру кардиоциклов [34].

Доплерография

Методы, основанные на эффекте Доплера, обладают большими возможностями и занимают важное место в ультразвуковой диагностике. Они позволяют изучать динамику ряда физиологических процессов в организме, оценивать скорости и направление течения крови, движение кардиоструктур и стенок кровеносных сосудов [34].

Эффект Доплера заключается в том, что частота волн, испускаемых источником (f_0), совпадает с частотой волн, регистрируемых приемником (f), только тогда, когда приемник и источник либо неподвижны относительно окружающей их среды, либо движутся относительно не сравнимы по величине и совпадающими по направлению скоростями. Известно, например, что тон сирены приближающегося поезда кажется более высоким, чем тон сирены поезда, удаляющегося от человека, стоящего у железнодорожного полотна.

Эффект Доплера возникает и при отражении волн от движущейся поверхности, которую можно рассматривать как движущийся приемник волн, излучаемых источником, и в то же время как движущийся источник отраженных волн [46].

Разность частот сигналов, излучаемых источником и принимаемых приемником после отражения от движущейся поверхности, называют доплеровской частотой, которая определяется по формуле

$$f_a = f \pm f_0.$$

Знаки «+» или «-» показывают, приближается ли к неподвижным относительно друг друга источнику и приемнику отражающая поверхность или удаляется от них.

В доплеровских методах диагностики применяют ультразвук с частотой 2 МГц. Если принять скорость ультразвука в тканях равной 1500 м/с, а скорость движения стенки аорты при ее пульсациях примерно равной 1 м/с, то в случае, когда ультразвуковая волна падает нормально (перпендикулярно) к поверхности аорты, доплеровская частота окажется равной примерно 2,7 кГц, т. е. лежит в звуковом диапазоне [34]. Именно поэтому электрический сигнал,

несущий доплеровскую частоту, нередко выводят на наушники. Этот сигнал можно записать на обычный магнитофон и использовать для аналитических или учебных целей, либо записать на бумажную ленту в виде доплерэхограммы.

Для возникновения эффекта Доплера необязательно, чтобы ультразвук отражался от сплошной движущейся поверхности. Этот эффект возникает и при отражении акустических волн от частиц, взвешенных в жидкости и движущихся вместе с ее потоком. Если взвешенные в жидкости частицы движутся с такой же скоростью, что и сама жидкость (как это происходит и случае вязких жидкостей), то, вычислив скорость течения жидкости по доплеровской частоте, можно определить объемный расход жидкости в потоке по формуле:

$$Q = vs,$$

где s - площадь сечения потока (например, кровеносного сосуда). Этот эффект используется в приборах, называемых доплеровскими расходомерами [44].

В доплеровской диагностике используется как непрерывный, так и импульсный ультразвук. Применение непрерывного ультразвука дает возможность достичь высокой чувствительности, достаточной для регистрации кровотока в небольших кровеносных сосудах, в том числе у плода на ранних стадиях беременности матери, но не позволяет определить расстояние до подвижного препятствия. Доплеровские методы, основанные на применении импульсного ультразвука, обладают несколько меньшей чувствительностью, но позволяют определить расстояние от поверхности тела до подвижных отражающих структур - стенок сердца, сосудов, клеток крови [33].

Доплеровские методы весьма информативны в кардиологии, в акушерстве и других областях медицины и ветеринарии. При исследованиях, например гемодинамики, доплеровские расходомеры позволяют определять ряд важных параметров кровотока в сосудистой системе, например скорости движения эритроцитов. Для этого датчик, в котором находятся источник и приемник ультразвука, приводят в акустический контакт с кожей, через

которую ультразвук проходит в глубь тела и пересекает исследуемый кровеносный сосуд под углом. Если ультразвук отражается от статических структур, которые встречаются на его пути от источника до сосуда, то частота звука не меняется. Отражение ультразвука от пульсирующих стенок сосуда и от движущихся вместе с плазмой форменных элементов крови (в основном от эритроцитов) сопровождается эффектом Доплера. Поскольку скорость пульсации стенок сосуда значительно меньше скорости движения эритроцитов, то доплеровская частота, вызванная движением стенок сосудов, значительно меньше чем частота, обусловленная движением эритроцитов. Сигналы эти поддаются разделению, хотя мощность сигнала от стенок сосуда примерно в 30 раз больше мощности сигнала от эритроцитов. Различия в уровне сигналов объясняются тем, что пульсирующая поверхность стенки сосуда значительно превышает общую поверхность движущихся эритроцитов [33].

По изменению частоты в большую или меньшую сторону доплеровские методы позволяют определить и направление течения крови. Исследования показали, что в ряде случаев при сердечно-сосудистых заболеваниях в артериях может возникнуть противоток крови. При нормальном кровотоке, как и при течении любой вязкой жидкости, скорость увеличивается от стенки к центру трубы, и концы векторов скорости составляют параболическую поверхность. В случае противотока эта поверхность имеет более сложную форму. Исследование противотока имеет большое значение для диагностики сердечно-сосудистых заболеваний [34].

Особенно интересен и перспективен метод артериографии, позволяющий получать двумерное изображение кровотока. Доплеровский датчик с помощью особого устройства перемещают вдоль кровеносного сосуда, одновременно двигая его в плоскости, перпендикулярной оси сосуда (сканирование).

Доплеровский метод позволяет легко определять, как снабжается кровью тот или иной орган, обнаруживать в венах тромбы с точностью до 50 %

(обычные методы позволяют делать это с точностью, не превышающей 5 %), отличать желчные протоки от кровеносных сосудов.

Ультразвуковая эхотахокардиография выгодно отличается от электрокардиографии устойчивостью к электрическим помехам, небольшой массой измерительной аппаратуры, а также встроенным электропитанием, что позволяет использовать ее в полевых условиях.

Доплеровские эхо-методы нашли широкое применение в гинекологии и акушерстве. Они позволяют регистрировать сердцебиение плода, устанавливать многоплодие, измерять скорость течения крови в пупочных артериях, движения жидкости в пуповине, делать заключение о наличии эмболии (т.е. переносе током крови частиц, вызывающих закупорку сосудов), контролировать работу мочевого пузыря у плода [33].

Трехмерные и движущиеся трехмерные изображения

Первые ультразвуковые приборы для визуализации внутренних органов стали разрабатываться в 1955 г., а уже в 1989 г. в Австрии появился «трехмерный» аппарат. Качество изображений было весьма низким. На получение одного статического трехмерного изображения уходило до получаса, и метод не нашел широкого применения в медицине. В 1996 г. благодаря успехам в разработке новых компьютерных технологий появился сканер с возможностью трехмерной реконструкции в реальном времени, и трехмерная ультразвуковая визуализация стала находить все более широкое применение в медицине [34].

Ультразвуковые аппараты для получения трехмерных изображений отличаются от двумерных лишь наличием специального встроенного компьютерного модуля. Компьютер последовательно накапливает полученные двумерные изображения и реконструирует их в трехмерную картину, которая и выводится на экран монитора. Необходимо отметить, что частота сканирования, интенсивность и мощность ультразвука остаются такими же, как и при обычном ультразвуковом исследовании. Иными словами, по способу

получения первичной информации трехмерная визуализация ничем не отличается от двумерной, однако мощная компьютерная поддержка существенно расширяет ее диагностические возможности.

Если для создания трехмерного изображения система определяет объем объекта (например, ребенка в утробе матери), а затем реконструирует изображение в трех измерениях, то в так называемой 4D-системе визуализации (три пространственных измерения плюс время) новейшие вычислительные устройства в реальном времени реконструируют объемные изображения, выстраивая их в движущийся ряд. Система 4D-ультразвуковой визуализации позволяет увидеть в движении все внутренние органы, а ребенка в утробе почти таким, каким он выглядит на самом деле [33].

6.4 Ультразвуковая терапия

Лечение заболеваний опорно-двигательного аппарата

Ультразвуковая физиотерапия весьма эффективна при лечении острых синовитов, тендовагинитов, периоститов, фиброзных и осцифицирующих периоститов. Воздействие одним лишь ультразвуком на очаг заболевания при острых и хронических асептических процессах, касающихся суставов, сухожилий, связок и других звеньев конечностей, способствует быстрому восстановлению их опорно-двигательной функции [46]. Благодаря ярко выраженному обезболивающему действию, ультразвук особенно эффективен при лечении неосложненных вывихов голеностопного и плечевого суставов. При острых синовитах, тендовагинитах и других заболеваниях весьма эффективен фонофорез гидрокортизона или дексазона, обеспечивающий одновременное действие ультразвука и лекарственного препарата. Фонофорезу - введению лекарственного препарата сквозь неповрежденную кожу благодаря силам, действующим в акустическом поле, - способствует также обусловленное ультразвуком повышение проницаемости клеточных мембран, причем толщина слоя ткани, состоящей из клеток, мембраны которых обладают повышенной проницаемостью, пропорциональна интенсивности ультразвука. Повышенная проницаемость сохраняется в течение полутора-двух часов, однако наибольшая проницаемость наблюдается в течение первых 25 мин после воздействия ультразвуком. Поэтому в ряде случаев после ультразвукового воздействия весьма эффективен электрофорез. При такой последовательности электрофоретически введенные лекарственные вещества локализуются не только в межклеточном пространстве, но и попадают во внутренний объем клетки. В физиотерапии опорно-двигательного аппарата лучше всего действует, не вызывая отрицательных последствий и быстро приводя к выздоровлению, ультразвук с интенсивностями в интервале 0,1-0,4 Вт/см² [45]. Под влиянием низких интенсивностей ультразвука, стимулирующих обменные процессы, снижается экссудация, разрыхляется фиброзная ткань, начинается

декальцификация сформировавшихся и формирующихся остеофитов и экзостозов. Увеличение интенсивности и длительности воздействия приводит к разрежению кортикального слоя кости в зоне воздействия ультразвука и другим нежелательным последствиям [46].

Ультразвуковая терапия поражений покровных тканей

Способность ультразвука ускорять процессы синтеза соединительнотканых и других белков, а также РНК в клетках, его стимулирующее, противовоспалительное и болеутоляющее действие делают ультразвуковую терапию ран весьма эффективной [33].

Следует отметить, что результат комбинированного действия ультразвука с синтомициновой эмульсией не превышает результатов, обеспечиваемых применением одного лишь ультразвука. Очевидно, ультразвуковое воздействие настолько полно реализует резервы организма, что влияние других факторов на этом фоне оказывается незначительным [45].

Заживление послеоперационных ран можно ускорить, используя ультразвук для предварительной подготовки тканей. Дооперационное воздействие ультразвуком, стимулируя защитные процессы, ускоряет послеоперационную регенерацию тканей, заживление операционного разреза, существенно упрочняет формирующийся рубец. Так, на четвертые сутки после операции, проведенной на коже, предварительно обработанной ультразвуком, прочность рубца оказывается более чем на 30 % выше, чем прочность рубца на неподготовленном участке.

Ультразвук в офтальмологии

Ультразвук с интенсивностью, превышающей 1 Вт/см^2 , вызывает нежелательные явления в структуре глаза - помутнение стекловидного тела, образование катаракты, слущивание эпителия на роговице, отек и некроз передних слоев стромы и пр. Поэтому для лечения болезней глаз используют ультразвук с интенсивностью $0,2-0,4 \text{ Вт/см}^2$, а время воздействия обычно не

превышает 5 мин [36]. Ультразвук в таком режиме заметно активизирует обменные процессы, а также увеличивает проницаемость тканей глаза для лекарственных препаратов. В связи с этим на практике, как правило, используют фонофорез.

В лечении глазных болезней была использована и способность ультразвука стимулировать обменные процессы, ускорять биосинтез соединительнотканых белков и ряда других веществ в клетке, активизировать восстановительные процессы в поврежденных тканях.

Весьма эффективен ультразвук (0,88 МГц; 0,3 Вт/см²; 5 мин) [33] при лечении тяжелых проникающих ран роговицы и склеры. Под его влиянием ускоряется рассасывание фибрина и лейкоцитарной инфильтрации, уменьшается отек стромы роговицы. В результате образуется тонкий, почти бессосудистый рубец, похожий по своему строению на строму роговицы.

Для воздействия ультразвуком на глаза животных и человека в настоящее время используется несколько разных способов. Излучатели небольшого размера (диаметром от 0,5 до 1 см) позволяют облучать ультразвуком ограниченный участок глаза при непосредственном контакте с ним. Такой метод чаще всего используют при лечении рубцов, царапин и ран кожных покровов век и кожи вокруг глаз. Для воздействия на сам глаз применяют непрямой контактный метод. В качестве прокладки, передающей акустическую энергию, используют заполненный водой мешочек из тонкой резины, принимающий форму глаза и излучателя. Однако при этом теряется 50-60 % ультразвуковой энергии и становится затруднительной точная дозировка воздействия [36].

Влияние ультразвука на внутренние органы

Ультразвук в ряде случаев весьма эффективен при лечении болезней внутренних органов.

При ранних воспалительных поражениях печени ультразвук (0,88 МГц; 0,3-0,6 Вт/см²; 5-10 мин) [33] оказывает нормализующее и про-

тивовоспалительное действие. В зрелом возрасте, особенно при гипокинезии и гепатозе, это действие проявляется значительно слабее.

Ультразвуковое воздействие ($0,2-0,4 \text{ Вт/см}^2$) на область желчного пузыря усиливает его моторную активность. При хронических холециститах после лечения ультразвуком уменьшаются боли, исчезают диспептические явления, значительно уменьшаются или даже полностью восстанавливаются размеры печени.

Ультразвуковое воздействие ($0,2-0,85 \text{ Вт/см}^2$) на область желудка или соответствующую паравертебральную зону нормализует его моторную, эвакуаторную и секреторную функции. Эффективен ультразвук ($0,2-0,6 \text{ Вт/см}^2$) и при язвенной болезни [33].

Лечение опухолей

Ультразвук низких интенсивностей ($0,4-2,5 \text{ Вт/см}^2$) редко применяется в онкологии. С одной стороны, он стимулирует иммунную систему, что в ряде случаев приводит к рассасыванию опухолей, в том числе и тех, которые не подвергались непосредственному воздействию ультразвуком, а с другой - интенсифицирует обменные процессы, ускоряя разрастание опухолевых тканей. Такая двойственность обуславливает определенную степень непредсказуемости, что и препятствует применению ультразвука низкой интенсивности в онкологии [47].

Ультразвук высоких интенсивностей (1000 Вт/см^2) способен полностью разрушить опухолевую ткань. При этом ввиду фокусирования область, где интенсивность ультразвука превышает порог разрушения, может быть весьма ограничена, что позволяет воздействовать на опухоль или ее фрагменты, не нарушая целостности окружающих здоровых тканей. Однако после разрушения новообразования весьма велика вероятность гибели организма от интоксикации продуктами распада опухоли, а разрушать ее по частям нельзя, так как оставшиеся фрагменты начинают бурно разрастаться, увеличивается и вероятность метастазирования [33].

Ультразвук в хирургии

Поиск и разработка методов снижения травматичности, кровопотери и болевых ощущений при хирургических операциях, методов, позволяющих ускорить заживление послеоперационных ран и рассасывание рубцов, а также методов, облегчающих труд хирурга-оператора, - важные задачи современной хирургии, решению которых способствует применение ультразвука.

Можно выделить две основные области использования ультразвука в оперативной хирургии. Это инструментальная ультразвуковая хирургия и локальные разрушения в глубине тканей с помощью фокусированного ультразвука [35].

Инструментальная ультразвуковая хирургия

За последние годы в практику стали широко внедряться физические методы хирургического воздействия с применением электрокоагуляционной, лазерной, криогенной и ультразвуковой техники [36].

Рабочая часть ультразвукового хирургического ножа имеет традиционную форму лезвия скальпеля, соединенного волноводом с магнитострикционным или пьезокерамическим преобразователем. Рабочая часть может иметь и другую форму в соответствии с требованиями выполняемой операции. Амплитуда колебаний режущей кромки в зависимости от поставленной задачи может быть изменена от 1 до 350 мкм, а частота выбирается в диапазоне от 20 до 100 кГц. Как известно, трение покоя больше, чем трение скольжения, поэтому трение между двумя поверхностями уменьшается, если одна из них совершает колебательные движения. Именно поэтому работа с ультразвуковыми инструментами требует от хирурга меньших усилий [35].

Характер разрушения тканей под действием ультразвукового хирургического инструмента зависит от строения его рабочей части, амплитуды и направления колебаний. Зависит он и от вязкоупругих свойств и однородности ткани.

При рассечении мягких тканей ультразвуковым ножом, лезвие которого совершает продольные ультразвуковые колебания, взаимодействует с тканью лишь кромка лезвия, обеспечивая процесс микрорезания, существенно усиливающего режущие свойства инструмента. Кроме того, у кромки лезвия колеблющегося инструмента выделяется теплота, локально повышающая температуру ткани и обуславливающая гемостатический эффект в результате термокоагуляции крови [35].

Так, применение ультразвукового скальпеля, амплитуда колебаний кромки которого лежит в интервале 15-20 мкм при частоте 44 кГц, в 6 - 8 раз уменьшает кровотоечение из мелких и средних сосудов, в 4-6 раз снижает усилие резания, а также существенно облегчает строго послойное разделение кожи, подкожной жировой клетчатки и рубцово-измененного хряща. Очевидно, что если на инструмент наложены лишь продольные колебания, то его воздействие на стенки раневого канала минимально [36].

Для разрушения некоторых патологических образований используют специальные волноводы - дезинтеграторы, рабочий конец которых помимо продольных совершает и поперечные колебания. Такие инструменты оказывают существенное влияние на окружающие ткани и по мере введения инструмента разрушают их.

Ультразвуковые инструменты обладают явными преимуществами перед электро- или криохирургическими, так как не прилипают к ткани и поверхности раневого канала и не испытывают дополнительных травм. Ультразвуковой скальпель не уступает в ряде случаев и лазерному хирургическому инструменту, так как, ощущая сопротивление ткани при операции, хирург лучше контролирует процесс ее рассечения [36].

В зависимости от поставленной задачи ультразвуковые инструменты могут иметь самые разные размеры и форму. Следует отметить, что при использовании ультразвукового хирургического инструмента наряду с гемостатическим эффектом наблюдаются также анальгетический и бактерицидный и/или бактериостатический эффекты.

Влияние ультразвукового хирургического инструмента на рассекаемую ткань

Длина продольных акустических волн в мягких тканях и жидких средах в диапазоне хирургических ультразвуковых частот составляет 2-7,5 см. Следовательно, градиенты давлений, смещений, колебательных скоростей и ускорений в биологических тканях невелики. Поэтому клетки с размерами 10^{-3} - 10^{-4} см не испытывают в поле низкочастотного ультразвука практически никакого воздействия [36].

Значительно большее влияние на ткани могут оказывать поверхностные сдвиговые волны, возникающие в рассекаемых тканях под действием хирургического инструмента и быстро затухающие в тонком слое, граничащем с ультразвуковым инструментом, или на границах тканей с отличающимися сдвиговыми характеристиками.

При повышении амплитуды колебаний ультразвукового хирургического инструмента возрастает и амплитуда поверхностных сдвиговых колебаний, и соответственно увеличиваются потери энергии на границах сред, отличающихся по своим сдвиговым характеристикам. Чем больше различия в этих характеристиках, тем больше потери акустической энергии, и тем больше теплоты выделится на границе сред.

Если твердое тело или ткань граничат с жидкой средой - водой, физиологическим раствором, раствором антибиотиков или других лекарственных веществ, то ультразвук вызывает в жидкости на границе раздела появление интенсивных потоков с большими градиентами скоростей. В результате этого поверхность очищается, а вещество из раствора быстро диффундирует в ткань. Этот эффект используется в хирургии для мытья медицинских инструментов, рук хирурга-оператора, для санитарной обработки полостей и ран [35].

Обработка низкочастотным ультразвуком раневых поверхностей и слизистых оболочек через растворы фармакологических препаратов приводит не только к очистке и обеззараживанию поверхностей, но и к фонофорезу и

депонированию лекарственных веществ в тканях. Кроме того, благодаря сосудорасширяющему действию ультразвука улучшается снабжение тканей кровью, ускоряются обменные процессы, активируются макрофаги, сокращаются сроки заживления ран, уменьшается вероятность осложнений. Например, при кишечнополостных операциях санация полости более чем вдвое сокращает число случаев гибели от перитонитов [36].

Совокупность эффектов, обуславливающих полезные свойства ультразвуковых инструментов, стала основой их применения в стоматологической практике. Ультразвук, использованный впервые в 1955 г. для удаления зубных камней, в дальнейшем стали применять для очистки, санации и шлифовки поверхности зубов. Разработаны специальные стоматологические методы фонофореза и электрофонофореза, позволяющие существенно повысить концентрацию лекарственных веществ в тканях, окружающих корень зуба [34].

Традиционные ультразвуковые инструменты оказались весьма полезными и удобными при челюстных операциях. Их кровоостанавливающее и анальгезирующее действие ярко проявляется при операциях на пронизанной кровеносными сосудами и богатой болевыми рецепторами слизистой рта.

Ультразвуковые ванны широко используются для санитарной очистки стоматологических инструментов, изделий зубных техников и т.д. Следует отметить и появление ультразвуковых зубных щеток, легко очищающих даже стойкий налет с поверхности зуба.

Биологическое действие фокусированного ультразвука

Действие фокусированного ультразвука на клетки и ткани обусловлено теплотой, выделяющейся при поглощении акустической энергии, и механическими возмущениями в среде. Оба фактора действуют совместно, однако, в зависимости от интенсивности ультразвука и условий воздействия, один из них может превалировать над другим [34].

Необходимо отметить, что порога биологического действия плоской ультразвуковой волны значительно ниже порогов действия фокусированного ультразвука на те же структуры. По-видимому, это обусловлено сравнительно малым объемом фокальной области. Известно [34], например, что кавитационная прочность воды и мягких биологических тканей при фокусировании ультразвука и уменьшении размеров области воздействия резко возрастает.

Тепловые эффекты, обуславливающие стойкие, необратимые, гистологически регистрируемые изменения в фокальной области, возникают в тканях при интенсивностях ультразвука, измеряемых сотнями и тысячами Вт/см², и чем выше интенсивность ультразвука, тем меньше времени требуется для разрушения ткани. Разрушения, вызываемые тепловыми эффектами, проявляются в тканях не сразу после воздействия ультразвуком, а спустя 2-3 мин и в последующие 15-20 мин продолжают увеличиваться в размерах [36].

Немедленные изменения «под лучом» возникают при интенсивностях ультразвука, превышающих пороги кавитации в мягких тканях. При этом кровотечение, разрывы и гомогенизацию тканей в фокальной области можно наблюдать и без применения тонких гистологических методов.

Использование фокусированного ультразвука в экспериментальной биологии и медицине

Возможность вызывать в тканях локальные обратимые и необратимые изменения с помощью фокусированного ультразвука широко используется на практике. В частности, бесконтактное ультразвуковое раздражение нервных структур на поверхности организма и в глубине тканей без нарушения целостности кожных покровов и, следовательно, без оперативного вмешательства позволило определить пороговые амплитуды смещения частиц среды, вызывающие возбуждение ряда нервных структур и обуславливающие разнообразные ощущения (табл. 7).

Таблица 7 - Пороговые смещения, вызывающие возбуждения некоторых нервных структур

Возбуждаемые структуры и ощущения	Амплитуды смещения, мкм
Рецепторы ушного лабиринта (лягушка)	0,004 - 0,01
Тельца Пачини (коготка)	0,03 - 0,05
Тактильные ощущения (человек)	0,08-0,1
Ощущение тепла (человек)	0,2 - 0,4
Ощущение холода (человек)	0,4-0,6
Ощущение боли в кости (человек)	0,13-0,16
Ощущение боли в коже (человек)	0,24 - 0,5
Нарушение проводимости в нервных волокнах	10-15

Фокусированный ультразвук применяют в экспериментальной и практической медицине для торможения доброкачественного и злокачественного опухолевого роста [47].

Клетки опухолевых тканей разрушаются быстрее здоровых, что подтверждается гистологическими исследованиями. Через несколько дней после воздействия опухоли, как правило, размягчаются и уменьшаются в размерах. Ни роста опухоли, ни метастазирования или других отрицательных последствий после ультразвукового воздействия не наблюдается.

Хорошие результаты при лечении опухолевых патологий дает метод ультразвуковой гипертермии, основанный на том, что клетки здоровой ткани выдерживают нагревание до более высокой температуры, чем клетки опухоли. Один или несколько фокусирующих излучателей позволяют обеспечить управляемый нагрев глубоко расположенных опухолевых тканей и достаточно длительное время поддерживать их при температуре, превышающей 42 °С.

Преимущество ультразвуковой гипертермии перед УВЧ - или СВЧ - нагревом состоит в том, что ультразвуковой нагрев может быть точнее локализован. Помимо чисто температурного, ультразвук обладает и цитотоксическим действием [46].

Механизм гибели клеток под воздействием ультразвука при повышенных температурах практически не изучен, и лишь предполагается, что основной мишенью разрушающего действия ультразвука являются цитоплазматические мембраны. Вероятно, дальнейшие исследования позволят достичь максимальной эффективности при использовании фокусированного ультразвука для лечения заболеваний опухолевой этиологии [34].

3 Глава Гравитация

Гравитационное поле – наиболее слабое из известных фундаментальных взаимодействий. Оно существует вокруг любого материального объекта на любых расстояниях. Любая частица во вселенной испытывает на себе действие гравитации и в то же время сама является источником гравитации, причем сила гравитационного взаимодействия проявляется одинаково для всех частиц. Это обстоятельство выражено в знаменитом наблюдении, которое приписывают Галилео Галилею, что все тела, независимо от их веса или состава падают в поле тяжести Земли одинаково. Поэтому гравитационное поле можно характеризовать величиной ускорения свободного падения. Вблизи поверхности Земли под действием ее гравитационного поля все тела приобретают ускорение свободного падения $g=9,8\text{м/с}$ [48].

В соответствии с постулатом о корпускулярно – волновом дуализме, заключающемся в одновременном существовании у материальных объектов двух формально не совместимых свойств – волны и частицы, гравитационное взаимодействие осуществляется через квант гравитационного поля – гравитон (пока не обнаруженный экспериментально). По Эйнштейну механизм гравитационного взаимодействия обусловлен искривлением пространства. Тела вынуждены следовать по искривленным траекториям не потому, что на них действует сила, а потому, что они движутся кратчайшим, самым быстрым путем в искривленном пространстве [48].

Очень важным является основополагающий факт, который лежит в основе общей теории относительности (ОТО) – *никакими опытами внутри изолированной системы отсчета нельзя установить, находится ли тело в поле тяжести или движется с ускорением (Эйнштейн)*.

Эффект воздействия переменного или постоянного гравитационного поля на биообъекты формально не отличим от движения тела с ускорением или от колебательного движения тела под воздействием, например, низкочастотных

акустических волн. Гравитационное поле играет важную роль в жизни нашей планеты. В частности это [2]:

- волны в море, движение капель воды, все течения, ветры, облака, весь климат планеты, которые определяются двумя основными факторами – солнечной деятельностью и земным притяжением;
- сила Архимеда – знаменитая выталкивающая сила, определяющая возможность тел, поднимающая вверх воздушные шары;
- приливы и отливы – обусловленные изменением во времени взаимного пространственного расположения Земли, Луны, Солнца и т. д.

Долгое время считалось, что сила гравитации, действующая между частицами, всегда представляет собой силу притяжения: она стремится сблизить частицы. Однако, в конце 1990-х гг. появились достаточно убедительные факты, что в масштабах Вселенной проявляется и *антигравитация*. Ее связывают с открытой физиками «темной материей» и связанной с ней «темной энергией» [48].

1. Гравитационное поле Земли

Гравитационное поле Земли является наряду с ее атмосферой одним из основных физических факторов, определяющих условия жизни на планете. Гравитация в естественных условиях воздействует на организм человека независимо от его местоположения. Рассматривая Землю, как элемент Солнечной системы, находящийся в постоянном взаимодействии с ее элементами — планетами и крупными космическими телами, определимся, что представляет собой космическое тело и, в частности, планета с точки зрения гравитационных взаимодействий. Планета — это космическое шарообразное тело с массой 10^{17} — 10^{26} т. Тела меньшей массы остаются твердыми и сохраняют свою форму как угодно долго [48].

Спутник Марса Фобос, выглядит как большой камень с массой 10^{16} кг. Тела с массой больше 10^{17} кг обладают свойством пластичности, с течением времени они принимают форму с наименьшей площадью поверхности, то есть шаровидную. Все планеты Солнечной системы находятся в состоянии, близком к гидростатическому равновесию. Планеты приобретают форму, как если бы они были жидкими. Однако если масса планеты будет больше 10^{26} т, то начнется термоядерная реакция и планета превратится в маленькую звезду.

Основные закономерности для планет Солнечной системы [1]:

- Все планеты обращаются вокруг Солнца в одном направлении.
- Все планеты Солнечной системы, кроме планет ближайших к Солнцу, Меркурия и Венеры, имеют естественные спутники.
- В параметрах движений планет и их спутников выдерживаются соотношения, указывающие на явления гравитационного резонанса.

Действующее на поверхности Земли гравитационное поле создается силой притяжения массы Земли F и центробежной силой P , возникающей вследствие вращения Земли вокруг своей оси. Согласно закону тяготения Ньютона, сила притяжения F определяется из выражения: $F = G \frac{mM}{r^2}$ где r —

расстояние от центра Земли до притягиваемой точки; M — масса Земли; m — масса притягиваемого тела; G — гравитационная постоянная, равная в системе СИ: $G=6.673 \cdot 10^{-11} \text{ м}^3/\text{кг} \cdot \text{с}^2$ [3].

Центробежная сила P пропорциональна радиусу вращения l (расстояние от оси вращения) и квадрату угловой скорости ω , где T — средние звездные сутки, в течение которых Земля делает полный оборот (на 360°) вокруг своей оси. Таким образом, $P = \omega l \cos \varphi$;

$$\omega = \frac{2\pi}{T} = \frac{2\pi}{86164.098904} = 7.291151467 \cdot 10^{-5} \text{ рад/с}$$

На экваторе $a=6,378160 \cdot 10^8 \text{ см}$, следовательно, сила, действующая на единицу массы на поверхности земного экватора, будет равна:

$$P_3 = \omega^2 a = 3,391584 \text{ гал.}$$

На полюсе $I_p = 0$ и, следовательно, $P_p = 0$. Сила притяжения F направлена вдоль радиуса r к центру Земли, сила P обратна действию F . Результирующая этих двух сил и будет определять силу тяжести g на поверхности Земли: $g = F - P$. Таким образом, на Земле сила притяжения будет максимальной на полюсе и минимальной — на экваторе [48].

Величина g имеет размерность LT^{-2} , где L — длина, T — время, т. е. представляет собой ускорение силы тяжести в данной точке земной поверхности. Единицей измерения ускорения силы тяжести в системе СГС служит гал: $1 \text{ гал} = 1 \text{ см/с}^2$. В практике гравитационных наблюдений используется более мелкая величина — миллигал (мгал). Точность современных относительных наблюдений с помощью гравиметров превышает $0,01$ мгал, абсолютных наблюдений на стационарных установках — $0,01 \cdot 10^{-3}$ мгал [49].

Для уточнения влияния гравитации на человеческий организм необходимо определить гравитационный потенциал материальной точки.

Как отмечалось выше, две материальные точки притягиваются друг к другу с силой, прямо пропорциональной их массам и обратно пропорциональной квадрату расстояния между ними. Выберем систему координат так, чтобы одна из материальных точек оказалась в начале этой

системы. Тогда другая материальная точка будет иметь радиус-вектор z . Вектор напряженности гравитационного поля в точке с радиус-вектором z равен силе, которая действует на материальную точку с массой, равной единице. Вектор этой силы можно изобразить следующим образом $F = -Gmr/r^3$, где G — гравитационная постоянная.

$$|F| = Gm / r^2$$

Эту формулу еще называют как закон обратных квадратов [49].

Обладая тяжестью пробное тело (организм человека) взаимодействует с опорой (Земля). Первое давит на опору, второе дает отклик в виде реакции опоры. Эти две силы разной физической природы. Первая имеет гравитационное происхождение, а вторая — электромагнитное (упругая сила). Если бы тело находилось в покое, то обе силы были бы равны и противоположны по направлению. Однако любое тело, неподвижное относительно поверхности Земли, движется с ускорением, так как совершает вместе с Землей суточное вращение. По этой причине сумма сил, действующих на тело, не равна нулю. Результирующая этих сил направлена в сторону оси вращения и равна $F = R\omega^2 \cos\varphi$, где R — радиус Земли в сферическом приближении, ω - угловая скорость вращения, φ — геоцентрическая широта пробного тела. Подчеркнем, что никакой физической природы центробежная сила не имеет [48].

Применим приведенные выше гравитационные закономерности, характерные для идеального шара, к определению гравитационных параметров Земли.

Экваториальный радиус Земли равен 6378,245 км, полярный радиус — 6356,863 км., полярное сжатие — 1/298,25. Объем Земли составляет $1.083 \cdot 10^{12} \text{ км}^3$, а масса — $6 \cdot 10^{27}$ г. Ускорение силы тяжести на полюсе 983 см/с^2 , на экваторе 978 см/с^2 . Площадь поверхности Земли около 510 млн. км^2 , из которых 70,8% представляет Мировой океан и 29,2% — суша. В распределении океанов и материков наблюдается определенная дисимметрия. В Северном полушарии это соотношение составляет 61 и 39%, в Южном — 81 и 19%. Фигура Земли в

первом приближении представляет собой эллипсоид вращения, у которого экваториальный радиус (a) больше полярного (b) на 21389 км. Отсюда полярное сжатие земного эллипсоида составляет:

$$\varepsilon = \frac{a-b}{a} = \frac{1}{298.25}$$

Это различие в длинах радиуса обуславливает современное изменение силы тяжести от полюса до экватора на величину 1,6гал. Отношение центробежной силы P к силе тяготения F называют геодинамической постоянной q :

$$q = \frac{\omega^2 a}{GM/a^2} = \frac{\omega^2 a^3}{GM} = 34614.072 \cdot 10^{-7} = \frac{1}{288} .$$

Оно показывает, что сила тяжести на поверхности Земли определяется главным образом притяжением ее массы, а вклад центробежного ускорения составляет всего 0,5%. Тем не менее эта величина действует на протяжении длительного времени, играет исключительно важную роль в дифференциации земного вещества, динамике водных и воздушных масс. Изменение силы P по широте и сжатие Земли совместно определяют нормальное изменение поля силы тяжести у Земли [48].

Представляя фигуру Земли эллипсоидом вращения и вводя понятие геоида, мы предполагаем, что масса Земли сложена однородным по плотности веществом. При этом изменение силы тяжести на поверхности Земли должно быть обусловлено лишь изменением по широте потенциала центробежной силы и различием в экваториальном и полярном радиусах. Однако в реальных условиях характер изменения силы тяжести отличается от теоретического нормального распределения, рассчитанного для поверхности однородного геоида. или эллипсоида [49]. Такого рода отклонения силы тяжести от нормальной величины вызваны неоднородным распределением плотностей в теле Земли и, особенно, в верхних ее частях, назовем их аномалиями силы тяжести. Разность между наблюдаемым значением ускорения силы тяжести и

нормальной величиной γ_0 , полученной по международной формуле, называется аномалией силы тяжести $\Delta g = g - \gamma_0$ [49].

Аномалии силы тяжести создаются главным образом неоднородным распределением плотностей в земной коре и верхней мантии. Однако чтобы выявить эту неоднородность, простого вычитания из полученной в результате наблюдения силы тяжести нормальной составляющей оказывается недостаточно. Дело в том, что величина силы тяжести зависит от целого ряда факторов, и в первую очередь от географической широты и высоты места (относительно уровня моря), характера плотностных неоднородностей в верхних слоях Земли под точкой наблюдения и т.д.

При изменении высоты места воздействия силы тяжести, ее значение изменяется. Вертикальный градиент силы тяжести составляет приблизительно $\Delta g / \Delta h = 300$ мкГал/м. Заметим, что 1 мкГал составляет приблизительно $10^{-9}g$. Изменение высоты всего на 1 мм, вызывает изменение силы тяжести на 0,3 мкГал.

Для исключения влияния других факторов в значение Δg вводят поправки или, как их еще называют, редукции. Название редукции определяет название аномалии силы тяжести [48].

Гравитационные аномалии на Земле, как правило, меньше 100 мГал, их среднеквадратическая вариация по Земле составляет величину около 20 мГал. Следовательно, гравитационное поле Земли достаточно гладкое. Для экстремальных условий (островные дуги, глубоководные впадины) гравитационные аномалии достигают величины 400 мГал, что в 12,5 раза меньше разницы в значениях силы тяжести на полюсе и экваторе и составляют всего 0,04% от величины силы тяжести.

Существование гравитационных аномалий в земной коре, под дном океана, равно как и на суше, подтверждается в ряде случаев плотностными неоднородностями горных пород. Чем значительнее эти неоднородности, тем лучше они отражаются в аномальном гравитационном поле. Большое значение имеют также размеры и форма аномалиеобразующего тела.

Таким образом, аномальное гравитационное поле Земли отражает суммарное действие гравитирующих масс, расположенных на различных глубинах в земной коре и верхней мантии.

К физическим факторам, оказывающим гравитационное влияние, следует отнести еще одно интересное явление, возникающее под действием взаимного гравитационного притяжения планеты и обращающегося вокруг нее спутника. Внешним проявлением на Земле этого явления являются приливы и отливы в океане, в ходе которых уровень воды поднимается и опускается дважды в сутки. Это объясняется притяжением Луны между двумя последовательными одноименными кульминациями ее на меридиане данного места и обусловлено тем, что Земля вращается вокруг своей оси быстрее, чем Луна совершает свой полный оборот вокруг Земли. Поэтому интервал времени между двумя смежными циклами приливных явлений составляет 24 часа 50 мин [2].

В ходе вращения Земли приливные волны дважды в сутки обходят ее поверхность. Высота прилива в океане не превышает 1 - 2 м. Однако, когда приливная волна подходит к шельфовому мелководью, она возрастает до нескольких метров. Волны прилива наблюдаются и в твердой коре и достигают 51 см при сложении поля тяготения Луны и Солнца. На Луне аналогичный приливной горб, направленный в сторону Земли, будет равен 13 м.

В массовом отношении полученный гравитационный эффект равен $\Delta g/g \approx 0.2/10^6$, т.е. масса в 1 т (10^6 г) изменяется в результате лунно-солнечного притяжения на 0,2 г. На первый взгляд это незначительная величина, однако если сравнить ее с массой всей Земли, перисферы или гидросферы, наиболее подверженных приливным возмущениям, то получаются внушительные цифры: изменение массы Земли составит $11,948 \cdot 10^{20}$ г ($M_z = 5,974 \cdot 10^{27}$ г), перисферы 10^{18} г ($M_p = 9 \cdot 10^{25}$ г), гидросферы $3,3 \cdot 10^{17}$ г ($M_g = 1,64 \cdot 10^{24}$ г) [48]. Если учесть, что эти гигантские массы смещаются в теле Земли регулярно, периодически, на протяжении многих миллионов лет, то становится более

понятной роль гравитационного взаимодействия Земли, Луны и Солнца в эволюции протовещества планеты и поддержании жизни на Земле.

Фронтами зон прилива являются 35° с.ш. и $35^\circ 16'$ ю.ш. Максимальная амплитуда достигается на полюсах. Поскольку склонение Луны изменяется с периодом 27,321 средних звездных суток, период зонального прилива составляет 14 суток. Зональный прилив во многом определяет сжатие Земли. Перераспределение масс на полюсах в экваторе (прилив на полюсах ведет к образованию отлива на экваторе) приводит к изменению экваториального и полярного моментов инерции, что вызывает изменение главного момента инерции и периодические колебания скорости вращения Земли [48].

В результате вращения узлов лунной орбиты с периодом $T_0 = 18,613$ года образуется дополнительная волна прилива, амплитуда которой сравнима с амплитудой месячного прилива. Сложение ее с главной волной зонального прилива приводит к настолько сильному перераспределению масс в теле Земли в перисфере, что это находит выражение в периодичности землетрясений и вулканизма Тихоокеанского подвижного пояса. В частности, прогноз 19-летних циклов составляет до 94 % для сильных землетрясений с магнитудой $M \geq 7$ и глубиной очагов 0 — 600 км, а также для мощного вулканизма. Кроме перечисленных приливных волн имеются аналогичные им солнечные приливные волны несколько меньшей амплитуды, которые, складываясь с лунными, усиливают их [49].

Гармонический анализ только месячной серии приливных наблюдений позволяет выделить еще целый ряд волн. В частности, по разложению Дудсона получается 115 секториальных полусуточных, 158 тессеральных суточных, 99 зональных долгопериодных и 14 секториальных третьесуточных волн. Взаимодействие всех этих фаз приводит к сложнейшим взаимным перемещениям возмущенных масс вещества в теле Земли и на поверхности.

Подчиняясь законам механики, Луна отдаляется от Земли со скоростью 3 см в год, двигаясь по спирали. Если предположить, что скорость «убегания» Луны от Земли за последние миллиарды лет сохранилась, то 1,5 млрд. лет назад

Луна была в 10 раз ближе, а приливной эффект от нее в 1000 раз сильнее/ Конечно, такие оценки слишком грубые, необходимо применять более строгую теорию эволюции системы Земля — Луна [2].

На сегодняшний день существует ряд методик определения возмущающих гравитационных сил планет, направленных на взаимодействие с проходящим на относительно небольших расстояниях от них веществом (свет, спутники), а так же по видимым неравенствам в движении спутника. Сейчас построено достаточно много моделей гравитационного поля Земли разной детальности и точности.

В большей степени гравитационную природу имеют землетрясения, являющиеся источником сейсмических волн.

Очаги землетрясений, как правило, лежат глубоко под землей. Обыкновенные землетрясения имеют очаги не глубже 70 км, очаги промежуточных землетрясений расположены от 70 до 300 км, а глубокие землетрясения имеют очаги от 300 до 700 км.

По интенсивности землетрясения оценивают по 12-балльной шкале Рихтера. Землетрясения интенсивностью в 1 балл могут отметить только приборы, а 12 баллов расценивается как катастрофа, которая сопровождается разрушением сооружений, изменение русел рек и т.п.

Самая мощная атомная бомба, которая испытывалась в Советском Союзе, имела эквивалентный заряд 57 мегатонн. Магнитуда землетрясения, соответствующая взрыву такой бомбы, будет равна 8,4 балла, что больше мощности Чилийского землетрясения 1960 года, магнитуда которого была 8,3 балла.

Сильное землетрясение порождает объемные волны, которые пронизывают тело планеты, как бы освещая его изнутри. Подобно лучу света сейсмический луч подчиняется законам оптики, законам отражения и преломления. Наряду с этим Земля, как в любое упругое тело, после удара, подобно колоколу, совершает колебания [48].

Главная трудность - наблюдение таких низкочастотных колебаний. Как известно, ускорения, вызванные вертикальными колебаниями грунта, пропорциональны квадрату частоты и колебания с периодом несколько десятков минут, практически недоступны современным сейсмографам.

Впервые собственные колебания Земли были обнаружены в 1952 году после землетрясения на Камчатке, их период составлял 57 мин.

Длины поверхностных волн обоих типов составляют от десятков метров до сотен километров. При особо сильных землетрясениях поверхностные волны могут несколько раз оббежать вокруг Земного шара.

Поскольку Земля имеет неоднородное строение, то и собственные колебания имеют достаточно богатый спектр.

Нужно отметить [2], что гравитационные силы, как физиовоздействие, не воспринимаются человеческими органами чувств, но влияют на функционирование систем и органов организма человека, поскольку сам организм имеет в своей структуре комплекс химических элементов и веществ, аналогичных химическим элементам и веществам, входящим в состав земной коры, а так же системы и механизмы, существующие в неустойчивом равновесии по отношению к влиянию этих веществ.

2. Взаимодействие гравитационного поля с биообъектами

Предсказанные Эйнштейном гравитационные волны в прямых экспериментах пока не открыты, но последствия их излучения системами небесных тел обнаружены. Согласно общей теории относительности, ускорение взаимного вращения двойных звезд происходит из-за потери энергии на излучение гравитационных волн, и этот эффект надежно зафиксирован в нескольких известных системах двойных компактных объектов [49]. Кроме того, период орбитального движения в двойной звездной системе должен уменьшаться вследствие излучения гравитационных волн. Как и электромагнитные, гравитационные поля сопровождают жизнь на протяжении всей ее эволюции. Однако взаимодействие гравитационных полей с биообъектами изучено значительно хуже, чем электромагнитных. Это можно объяснить прежде всего тем, что, несмотря на стойкий интерес к проблеме гравитации, люди научились управлять процессом воздействия гравитационных полей на живые системы с начала XIX в., причем исследование воздействия гипергравитации началось с 20—30-х годов XX в., а невесомости — с развитием авиации и космонавтики [1]. В конце XIX — начале XX в. К.Э. Циолковским были теоретически обоснованы прогнозы возникновения сенсорных, двигательных и вегетативных расстройств в условиях невесомости, возможных изменений формы живых организмов. Он же провел аналогии между влиянием невесомости и погружением в воду, пребыванием в постели и т. п. Одновременно с космонавтикой, как неотъемлемые ее части, появились космическая биология и космическая медицина, центральным вопросом которых является влияние невесомости на процессы в живом организме [2].

Развитие космической биологии и космической медицины в нашей стране происходит по следующим двум взаимосвязанным направлениям: сугубо прикладному, обусловленному решением практических задач медицинского обеспечения космических полетов, и фундаментальному, задачей

которого является изучение механизмов воздействия невесомости, космической радиации, электромагнитных излучений, ультрафиолетовой радиации и других экстремальных факторов на живые системы. В ходе экспериментальных медико-биологических исследований с использованием различных биообъектов (в том числе и на клеточном уровне) было показано, что основным экологическим фактором наблюдаемых в организме отклонений от норм, сформировавшихся в земных условиях, в космических полетах является невесомость [1].

Функциональные отклонения в организме в условиях невесомости обусловлены следующими основными причинами:

изменением импульсации с рецепторов, воспринимающих влияние силы тяжести (неврологический фактор);

снятием весовой нагрузки на костно-мышечную систему (биомеханический фактор);

исчезновением гидростатической компоненты в кровяном давлении (реологический фактор);

изменением гуморальных циклов и функционирования органов внутренней секреции (эндокринный фактор) [50].

Снижение импульсации с рецепторов нарушает слаженность в работе органов чувств, осуществляющих ориентировку в пространстве и выработку адекватной реакции на внешнее воздействие.

При исчезновении гидростатического давления кровь и другие биожидкости перестают скапливаться в нижней половине тела и перемещаются к голове и грудной клетке, что приводит к увеличению объема циркулирующей крови и растяжению вен, подходящих к сердцу. Сердце начинает испытывать значительную перегрузку, что включает рефлекторные механизмы, выводящие избыток жидкости из организма через почки [1].

Исчезновение вертикальной нагрузки на костно-мышечную систему приводит к перестройке деятельности нервно-мышечного аппарата. Эта перестройка выражается, прежде всего, в снижении активности энергетических

процессов и обмена веществ в мышцах и уменьшении роли мышечной системы в движении крови. Тем самым мышечная система не только перестает «отзываться» на постоянную вертикальную нагрузку, но и значительно слабее, чем в земных условиях, помогает кровообращению и пищеварению (ослабевает пульсовая волна в артериях и перистальтика в желудочно-кишечном тракте). Вкупе со снижением рецепторной импульсации это резко меняет гомеостаз организма, приводя в действие многочисленные механизмы адаптации и саморегуляции, препятствующие возрастанию отклонений от земной нормы [2].

Во время космических полетов проводились комплексные исследования поведения животных и различных микроорганизмов, в ходе которых было показано, что все жизненно важные процессы (выживаемость, мутации, деление клеток, всхожесть и прорастание семян, эмбриональные процессы и т. п.) происходят в условиях невесомости так же, как и на Земле. Под словами «так же» здесь подразумеваются прежде всего частота, скорость и вероятность осуществления соответствующих микрособытий. В течение всей «космической эры» ни разу не была отмечена ситуация, при которой ресурсы, необходимые для жизнедеятельности организмов на Земле, не могли быть использованы в космическом полете. Это в определенной мере явилось сенсационным открытием [1].

Для объяснения явления «ненормальной нормальности» протекания элементарных биологических процессов была предложена гипотеза, в соответствии с которой живые организмы адаптированы вовсе не к воздействию гравитационного поля, а к средам, сформированным под воздействием силы тяжести. Это значит, что биообъекты чувствуют не гравитацию, а «верх» и «низ».

С позиций «гравитационной индифферентности» основное различие между крупными и мелкими животными заключается в том, что у первых форма создается естественным отбором по жестким «техническим условиям», предъявляемым силой тяжести к крупным объектам. С уменьшением размеров биообъектов отбор по влиянию силы тяжести имеет тем меньшее значение, чем

мельче объект. В отличие от одноклеточных, верхний предел размеров которых определяется законами термодинамики и не зависит в первом приближении от места и времени, верхний предел многоклеточных сухопутных организмов определяется массой конкретной планеты и длительностью эволюционной истории. Поэтому для них фактор силы тяжести выходит на первый план [1].

Измененная сила тяжести в физиологических опытах вызывает заметные изменения у крупных наземных организмов. От данных по «гравитационной физиологии» зависит повседневная практика пилотируемых космических полетов. У людей к тому же «перцептивный», или адаптационный, фактор существенно поддерживается сознанием [50].

Результаты медико-биологических исследований на борту космических летательных аппаратов свидетельствуют о том, что человек может достаточно хорошо приспосабливаться к жизни в условиях космоса и эффективно работать в течение одного года. При этом закономерно развиваются срочные и долговременные адаптивные реакции организма, сопровождающиеся процессами функциональной перестройки его гравитационно зависимых и регуляторных систем. Происходит сильное изменение гомеостатики живой системы и возвращение на Землю после длительного космического полета может оказаться смертельно опасным. В итоге проведенных исследований была разработана система медицинского обеспечения экипажей космических полетов, которая включает в себя отбор и подготовку экипажей, их медицинское обслуживание в ходе полетов (в том числе оказание неотложной медицинской помощи) и послеполетную адаптацию к условиям земной гравитации и привычному образу жизни [51]. За несколько суток до спуска с орбиты космонавты переходят на специальный режим физических тренировок, а непосредственно перед спуском получают водно-солевые добавки для увеличения степени гидратации организма и объема циркулирующей крови. Разработаны специальные кресла - ложементы и противоперегрузочные

костюмы, что обеспечивает повышение переносимости ускорений при возвращении космонавтов на Землю.

Антиадаптационные мероприятия начинаются еще на Земле перед полетом [1]. Основным принципом проводимых в космическом полете профилактических мероприятий является противодействие адаптации к невесомости.

Например, ношение космонавтами нагрузочных костюмов «Пингвин» (рис. 36) воссоздает осевую нагрузку на тело, что вызывает определенную степень деформации и стимуляцию рецепторов опорно-двигательного аппарата. Вшитые в костюм эластичные ленты создают постоянную нагрузку на те мышцы, которые обычно работают против сил тяготения. Физические тренировки направлены на поддержание тренированности наиболее важных систем и сохранение работоспособности организма, на стимуляцию некоторых групп рецепторов и сохранение двигательных навыков [1].

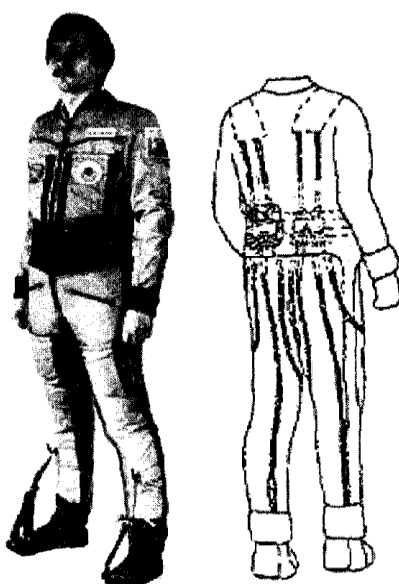


Рисунок 36 - Нагрузочный костюм «Пингвин»

Важное значение в невесомости имеет имитация с помощью физических средств эффекта гидростатического давления крови, задержка жидкости в организме и воспрепятствование депонированию ее в нижних конечностях [51]. Реализация в длительных полетах комплекса профилактических воздействий полностью или в значительной степени ослабляет вызванные невесомостью

адаптационные сдвиги со стороны различных систем организма и существенно снижает выраженность реакций организма при переходе к условиям гравитации. Сейчас используется несколько методик, включая физические упражнения (беговые дорожки, вакуумная емкость, тренировочно-нагрузочные костюмы, электростимулятор, тренировочные эспандеры, велосипедный эргометр и машина для гребли). Другие контрмеры, которые еще исследуются, — это кальциевые добавки, витамины и различные препараты, такие как дифосфонаты — класс препаратов, предотвращающих нарушения в костной ткани у больных остеопорозом [2].

Если эти простые контрмеры окажутся неэффективными, возможно, что решение лежит в искусственной гравитации, которую можно вызвать постоянным или перемежающимся вращением космического корабля. Такое движение может вызвать гравитационные силы, подобные земным, что является сложнейшей инженерной задачей. Так, снижение прочности позвонков у крыс в космическом полете удалось предотвратить вращением животных на бортовой центрифуге, имитирующей земную гравитацию. Вместе с тем применение искусственно созданного тяготения может привести к возникновению ряда физиологических проблем, связанных с пребыванием человека во вращающейся системе: возникновение сенсорных конфликтов, затруднение в ориентации и движениях, неблагоприятное воздействие на вестибулярный аппарат [1].

Космические разработки внедряются в повседневную медицинскую практику. На основе экспериментальных данных в ГНЦ РФ Института медико-биологических проблем была сформулирована концепция о пусковой роли опорной афферентации как необходимого механизма для активации и регуляции работы всей познотонической системы млекопитающих в условиях земной гравитации. На основе этой концепции разрабатываются средства и методы, позволяющие осуществлять коррекцию в условиях безопорной среды в случаях развития двигательных расстройств [51].

Например, костюм «Регент» создан на основе штатного изделия для экипажей МКС костюма «Пингвин» (см. рис. 36). Силовые тяги этой системы нагружают определенные группы мышц. Это улучшает регуляцию обменных процессов и активацию мышечных рецепторов, что приводит к нормальной деятельности механизмов, обеспечивающих вертикальную позу и ходьбу. Больным после инсульта это позволяет поддерживать правильную позу и дает дозированную необходимую нагрузку на разные группы мышц. Костюм был широко внедрен в практику лечения детского церебрального паралича. Его использование показало высокую эффективность костюма в реабилитации сенсомоторных функций у пациентов с болезнью Паркинсона [1].

Еще один пример - подошвенный имитатор опорной нагрузки «ПИОН» (рис. 37) — медицинская обувь, в которой стельки, надуваемые воздухом, стимулируют переднюю и заднюю зоны стоп, как это происходит при ходьбе. Лежачим больным, перенесшим инсульт, «ПИОН» позволит нагрузить центральную нервную систему командами, соответствующими ее работе при обычной ходьбе, а значит, существенно ускорить реабилитацию. Стенд вертикальной бегущей дорожки позволяет пациенту в положении лежа осуществлять ходьбу и бег в любых доступных режимах.

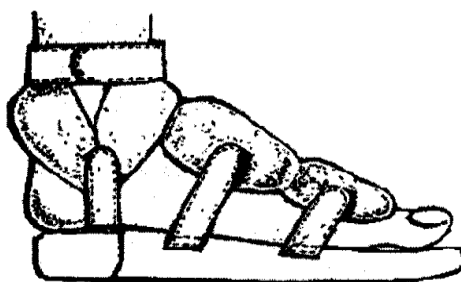


Рисунок 37 - Имитатор опорной нагрузки «ПИОН»

Для профилактики мышечных нарушений в условиях микрогравитации разработан электростимулятор, который нашел широкое применение в спортивной медицине для реабилитации после спортивных травм, а также в авиационной практике для борьбы с монотонностью работы и утомлением пилотов и их реабилитации после длительных перелетов [51].

Однако основной проблемой гравитационной биологии на обозримую перспективу остается вопрос о границах приспособления биологических объектов к измененным гравитационным условиям. Показано, что определенная часть птиц и мелких грызунов может приспособиться к длительному пребыванию в условиях гипергравитации $(2-3)g$, однако продолжительность их жизни сокращалась, хотя морфологические исследования не выявили причину такого исхода, а предположения о возникновении нарушений на субклеточном уровне еще не подтверждены. Кроме того, не ясно как перенести полученные данные на крупные объекты, в том числе и на человека [2].

Информация, полученная при длительных космических полетах, и теоретические прогнозы предполагают, что при отсутствии организующей роли гравитации уровень организованности системы снизится и с термодинамической точки зрения будет нарастать энтропия системы.

Генетический, морфологический и физиологический статус современных организмов является следствием воздействия на них силы тяжести, т. е. гравитации, выступающей в трех взаимосвязанных ролях — «творца и преобразователя» среды обитания, фактора естественного отбора и фактора экологической физиологии. Если первый фактор определяет независимость элементарных биопроцессов от силы тяжести, а второй позволяет исследовать адаптацию и реабилитацию, то третий характеризует возможность сознательного воздействия на среду обитания и тем самым обеспечивает реализацию длительных космических полетов, соответствующих по продолжительности активной жизни человека [1].

3. Влияние космофизических факторов на некоторые физиологические параметры

Не менее значимыми по влиянию на гомеостатические процессы в организме, чем физические факторы земного происхождения являются т.н. космофизические факторы (КФФ), имеющие, как правило, фоновый и ритмичный характер воздействий. На сегодняшний день результатов исследований, четко определяющих специфическую зависимость физиологических изменений в организме от воздействия КФФ и в особенности гравитационных полей, явно не достаточно для формирования полной картины влияния этих физических факторов на процессы гомеостаза в организме [51].

Приведем некоторые результаты исследований, описывающих влияние космофизических факторов на физиологические процессы в организме.

В частности, была высказана гипотеза о влиянии космофизических факторов на антиоксидантный механизм адаптации, основанная на многочисленных наблюдениях флуктуаций скорости окислительно-восстановительных реакций *in vitro* в периоды изменений уровня солнечной активности. Также показано существование тесной корреляционной связи изменений скорости реакции окисления унитиола нитритным ионом с вариациями гравитационного поля Земли, обусловленными ее поступательно-вращательным движением под влиянием Солнца и Луны [50].

По результатам исследования 2500 доноров проведен биоритмологический анализ данных о содержании в периферической крови лимфоцитов и сегментоядерных нейтрофилов, а также их соотношения — «лейкоцитарного коэффициента», характеризующего состояние адаптационной системы организма. Аналогичному анализу подвергнуты и величины скорости оседания эритроцитов (СОЭ) у тех же доноров (период наблюдений — май 2000 г. — март 2001 г.).

В результате обнаружены периодические изменения анализируемых величин (12 — 14 дней и 32 дня), совпадающие с ритмами изменений скорости

реакции окисления унитиола и вариаций гравитационного поля. Кроме того, обнаружены периоды 3 —5, 7—9, 18—21 и 130 дней. Кстати, у периода 130 дней есть хороший аналог среди периодов долго периодической нутации — 131,7 дня [50].

Эти факты, а также корреляционные связи ЛК с показателями состояния тиолдисульфидной окислительно-восстановительной системы крови, выявленные при стрессорных состояниях у животных и человека, указывают на возможную гравитационную природу этих факторов.

4. Гравитационная терапия

Весьма эффективным способом лечения является *гравитационное лечение*. В основе метода гравитационной терапии лежит действие физиотерапевтического фактора — повышенной гравитации.

Сила гравитации (земное притяжение) постоянно действует на наш организм. Жидкость стремится под действием силы тяжести вниз, давление массы тела направленно большую часть времени суток от головы к тазовым костям с увеличением давления на суставные поверхности, приводя к компрессии суставных поверхностей. При этом мышечный и связочно-суставной аппарат организма адаптируется, поддерживая позу в пространстве. Адаптация происходит за счёт повышения плотности тканей и уменьшения растяжимости. Таким образом, формируются патологические изменения, приводящие в условиях гиподинамии к нарушению эластичности, формированию спазмов, повышенного давления в суставных структурах, формированию венозно-лимфатических застоев [2].

Изменить состояние возможно, перемещая по заданной программе положение тела в пространстве.

Специально сконструированный стол с программным управлением позволяет зафиксировать в определённых положениях тело и, таким образом, добиться тренирующего воздействия на мышечно-связочный и суставной аппарат. Попеременное воздействие растяжения тканей приводит к улучшению эластичности и восстановлению растяжимости и как следствие к уменьшению спазмов. Важно, что сила действия обусловлена гравитационным воздействием и массой собственного тела, при этом действие силы растяжения уменьшается от поясничного отдела к шейному, что создаёт безопасность воздействия в любом возрасте [2]. Также положительным и отличительным от других видов тракции моментом является одновременное воздействие на все структуры, что позволяет максимально гармонично воздействовать на организм, исключая сдерживающее воздействие отдельных блоков. Например, воздействие тракции на обычном горизонтальном столе только на шейно-воротниковую зону может

быть недостаточно эффективным и опасным при наличии блоков в области крестцово-подвздошного отдела и тазобедренного сустава. В этой технологии при перемещении тела в пространстве происходит так же перераспределение жидкости, что служит не только тренирующим моментом для сосудов, но и способствует одновременно снятию отёка при растяжении, что обеспечивает большую свободу тканям при растяжении. Попеременное направление силы растяжения и сжатия создаёт эффект гармошки, тренирующий ткани и способствующий восстановлению правильного питания межпозвонковых дисков, при этом в течение курса процедур происходит восстановление эластичных свойств и пульпозного ядра межпозвонкового диска. Эффект гармошки создаёт гармонично меняющееся отрицательное давление, которое способствует возникновению эффекта всасывания выпячиваний и протрузий на всём протяжении во всех отделах межпозвонковых дисков. Данное воздействие является революционным решением в лечении без операций межпозвонковых дисков [2]. Рассмотрим еще несколько примеров применения гравитационной терапии.

ГТ в лечении синдрома Зудека нижних конечностей

Одним из исследований явилась оптимизация результатов лечения больных с синдромом Зудека при переломах костей голени путем разработки комплекса лечебных мероприятий с применением повышенной гравитации краниокаудального направления [1].

Под наблюдением находилось две группы больных. Пациенты контрольной группы получали лечение по общепринятой методике лечения синдрома Зудека - психоэмоциональная коррекция, обеспечение необходимого режима и иммобилизации, занятия лечебной физкультурой, применение физиотерапевтического лечения и медикаментозных средств. У больных основной группы в лечебный комплекс включали повышенную гравитацию краниокаудального направления.

Большое значение для развития синдрома Зудека имеет состояние сухожильно-мышечного аппарата нижних конечностей. В этой связи для улучшения диагностики нами применен комплексный подход с использованием современных информативных клинических, функциональных, биомеханических методов обследования больных с математическим моделированием и элементами доказательной медицины, которые назначались не только с диагностической целью, но и для контроля на этапах лечения. Обследование проводили в биомеханической лаборатории клиник СамГМУ.

Назначение традиционного лечебного комплекса приводило к улучшению психологического состояния больного, уменьшению интенсивности болевого синдрома, увеличению объема движений в суставах пораженной конечности, снижению выраженности отека конечности; также намечались позитивные сдвиги в выраженности трофических нарушений - потливость кожных покровов отсутствовала или же была выражена меньше, приходил в норму внешний вид ногтевых пластинок, интенсивность окраски кожных покровов становилась менее насыщенной. Многие больные стали меньше пользоваться при ходьбе костылями или палкой. Отрицательной стороной данного комплекса явилось то, что положительный результат достигался, по нашим данным, лишь в 45% случаев. Не всегда удавалось достичь длительного эффекта, да и полученные сдвиги не оправдывали время и средства, затраченные на лечебный курс.

Больным основной группы, в отличие от контрольной, наряду с традиционными средствами лечения назначали гравитационную терапию. Использование гравитационной терапии - принципиально новое направление в медицине, поэтому необходимы особый врачебный контроль за динамикой клинических проявлений и оценка полученных результатов. В связи с этим лечебная процедура должна проводиться специально подготовленным медицинским персоналом на базе реабилитационного центра [1].

Оценка результатов проводилась в различные сроки: ближайшие анализировались по окончании курса и через 3 месяца после лечения, а

результаты, полученные через 6 месяцев, расценивали как отдаленные. При обследовании больных собирали анамнез, проводили клинический осмотр, выполняли рентгенографию костей голени, а также реовазографию, денситометрию, электромиографию, компьютерную термографию и ультразвуковую доплерографию, использовали метод статистического анализа и математического моделирования с элементами доказательной медицины.

Анализ полученных данных клинических и функциональных методов исследования доказал, что суммарная величина отличных и хороших результатов у больных, пролеченных с применением повышенной гравитации краниокаудального направления, на 35% больше, чем аналогичные показатели у больных контрольной группы. Таким образом, разработанный нами лечебный комплекс с применением нового лечебного фактора - повышенной гравитации краниокаудального направления - позволил улучшить качество лечения больных с синдромом Зудека при переломах костей голени.

Применение ГТ в комплексном хирургическом лечении больных с синдромом диабетической стопы

Гравитационная терапия является неинвазивным и эффективным методом в лечении больных с синдромом диабетической стопы. Одним из основных механизмов ее действия является улучшение регионарной гемодинамики в нижних конечностях. Это проявляется увеличением магистрального и коллатерального кровотока, что подтверждается как клиническими, так и инструментальными методами исследования [51].

Наиболее эффективным и безопасным для пациентов является лечебный режим, при котором гравитационная терапия проводится по 10–15 минут 1 раз в день в количестве 10–20 сеансов при скорости вращения центрифуги 28–36 об./мин.

Изучение клинических результатов применения гравитационной терапии в комплексе лечебных мероприятий у больных с синдромом диабетической стопы с позиций доказательной медицины подтверждает

многофакторный патогенез данной патологии. Наибольшая эффективность отмечена у пациентов с ишемической и смешанной формами СДС, наименьшая эффективность — при нейропатической форме.

Применение гравитационной терапии в комплексе с общепринятыми методами консервативного и физиотерапевтического воздействия улучшает результаты хирургического лечения больных с синдромом диабетической стопы по сравнению с изолированным использованием данного метода: число благоприятных исходов увеличивается на 45,8 %, число неблагоприятных исходов снижется на 65,9 %, повышение абсолютной пользы и уменьшение абсолютного риска составляет 27 %.

Гравитационная терапия позволяет улучшить отдаленные результаты хирургического лечения больных с СДС: уменьшить сроки заживления трофических язв, снизить риск ампутаций нижних конечностей и экзартикуляций пальцев стопы. При этом у больных с ишемической формой количество операций составило 8,7 %, со смешанной формой — 18,7 %, с нейропатической формой — 20,6 %.

4 Глава Тепловое поле

Тепловое поле, равно как и другие физические поля, связывают с материальной средой, в которой возникают и взаимодействуют тепловые потоки. Последние, воздействуя на материальные, в частности природные объекты, определяют их тепловой режим, обуславливая деформацию теплового поля. Есть физический смысл характеризовать тепловое поле посредством параметров потенциала U и напряженности E . Однако, в результате сложившихся многолетних представлений, оперируют понятиями теплового потока, геотермической ступени и др. К тепловым свойствам природных объектов относятся теплопроводность λ (единица измерения Вт/м*К) и теплоемкость C (единица измерения Дж/кг*К) [52].

1. Виды тепловых воздействий.

Теплообмен за счет теплопроводности

Теплопроводность — процесс передачи теплоты от более нагретых частей системы к менее нагретым, происходящий без переноса массы вещества и без излучения электромагнитных волн. Теплопроводность обусловлена тем, что частицы вещества, обладающие большей кинетической энергией, передают ее менее быстрым частицам. Передача теплоты путем теплопроводности может происходить между любыми телами при непосредственном контакте или через промежуточную среду (кроме вакуума). Передачу теплоты путем теплопроводности в однородной среде описывают законом Фурье [3].

Тепловой поток (P), переносимый через поверхность S, перпендикулярно направлению оси X, вдоль которой убывает температура, пропорционален площади этой поверхности и градиенту температуры $\frac{\Delta T}{\Delta X}$:

$$P_x = \alpha_x * S * \left(\frac{\Delta T}{\Delta X} \right)$$

Отметим, что коэффициент теплопроводности воздуха сравнительно мал, поэтому потери тепла тела за счет теплопроводности воздуха невелики. Коэффициент теплопроводности воды превышает коэффициент теплопроводности воздуха более чем в 20 раз, поэтому в холодной воде человек начинает мерзнуть довольно быстро.

В живом организме ткани имеют различную теплопроводность, и это различие весьма существенно для поддержания теплового режима организма. Значительная теплопроводность мышечной ткани, в которой находится много кровеносных сосудов, позволяет быстро переносить тепло от внутренних органов к внешним, предохраняя внутренние органы от перегрева [53]. Напротив, при низких температурах внешней среды слой жировой ткани препятствует быстрой утечке тепла. Аналогичную роль играет волосяной покров и слой воздуха между волосами.

Теплообмен за счет конвекции

В тех случаях, когда в теплообмене участвуют жидкости или газы, обычно возникают явления *конвекции*: одновременно с потоком тепла возникают потоки вещества — более нагретые слои всплывают кверху, а менее нагретые опускаются. Такое перемешивание в громадной степени ускоряет процесс теплообмена. В случае, когда твердое тело находится в обтекающем его потоке жидкости или газа, теплообмен также носит конвекционный характер и происходит значительно быстрее, чем в покоящейся среде. Поэтому даже небольшой ветер (сквозняк) приводит к увеличению потерь тепла с поверхности тела. Теплообмен посредством *конвекции* описывается законом Ньютона[3]:

$$P_c = \alpha_c * S * (T_n - T_g).$$

Здесь: P_c — тепловой поток от организма к среде, Вт, S — площадь поверхности тела, m^2 , T_n , T_g — соответственно температуры поверхности тела (внешней стороны одежды) и воздуха, α_c — коэффициент теплопередачи конвекцией, $Вт/м^2*К$.

Для открытых участков конвекционные процессы значительно интенсивнее теплопередачи путем теплопроводности и в воздухе играют основную роль. Напротив, для участков тела, укрытых одеждой, конвекционные процессы могут быть сведены к нулю. Например, температура поверхности зимней одежды обычно равна температуре окружающего воздуха: $T_n = T_g$ и $P_c=0$ [53].

Тепловой удар. Теплопередача путем теплопроводности и конвекции происходит в направлении уменьшения температуры. Если температура окружающей среды выше температуры тела, то теплопроводность и конвекция создают тепловой поток, направленный внутрь тела, что при определенной длительности приводит к перегреву (тепловой удар). Живой организм не в состоянии функционировать без отдачи тепла наружу [2].

Теплообмен за счет испарения

Еще один механизм, посредством которого организм отдает теплоту в окружающую среду, связан с испарением жидкости. Количество теплоты, расходуемой на парообразование, определяется формулой:

$$Q=r*m,$$

Где m — масса испарившейся жидкости, r — удельная теплота парообразования [3].

При комнатной температуре и нормальной влажности человек выводит из организма около 0,35кг влаги в сутки вместе с выдыхаемым воздухом и примерно 0,5кг влаги в виде пота. Удельная теплота парообразования воды равна $2,52 \cdot 10^6$ Дж/кг. Поэтому тепловые потери организма на испарение могут достигать $0,85 \cdot 2,52 \cdot 10^6 \approx 2 \cdot 10^6$ Дж в сутки, что составляет 25—30% всей теплопродукции организма. Потоотделение зависит как от температуры внешней среды, так и от ее относительной влажности, так как она в значительной мере обуславливает скорость испарения влаги с поверхности организма. Нормальная относительная влажность среды составляет около 40—60%. При высокой влажности процесс испарения с поверхности тела замедляется, а при 100% прекращается полностью. При высокой температуре окружающей среды это ведет к перегреву организма. По этой причине человеку трудно выполнять физическую работу при повышенной влажности. Влажность менее 40% приводит к усилению потери влаги организмом, к его обезвоживанию. Это также затрудняет выполнение работы. Для протекания некоторых процессов важна не относительная, а абсолютная влажность. Так, испарение воды с поверхности альвеол в легких зависит от абсолютной влажности воздуха, так как из легких выдыхается воздух почти полностью насыщенный паром при температуре примерно 30°C. Количество пара, которым воздух насыщается в легких, очевидно, зависит от абсолютной влажности вдыхаемого воздуха [53].

Теплообмен за счет теплового излучения

Еще один способ теплообмена между телом и окружающей средой состоит в испускании и поглощении электромагнитных волн. *Тепловое излучение* — электромагнитное излучение, испускаемое веществом и возникающее за счет его внутренней энергии. Тепловое излучение обуславливается возбуждением частиц вещества при соударениях в процессе теплового движения или ускоренным движением зарядов (колебания ионов кристаллической решетки, тепловое движение свободных электронов и т. д.). Оно возникает при любых температурах и потому присуще всем телам.

Характеристики теплового излучения

Процессы испускания и поглощения теплового излучения количественно характеризуются следующими величинами. Поток излучения (Φ) — энергия, которую излучает вся поверхность тела за единицу времени. По своей сути поток — это мощность излучения. Размерность этой характеристики — [Дж/с = Вт]. Энергетическая светимость (R_e) — энергия теплового излучения, испускаемая с единичной поверхности нагретого тела за единицу времени [3]

$$R_e = \frac{\Phi}{S}.$$

И поток излучения, и энергетическая светимость зависят от строения вещества и его температуры: $\Phi = \Phi(T)$, $R_e = R_e(T)$. Энергетическая светимость R_e , определенная выше, охватывает весь диапазон длин испускаемых волн (теоретически — от нуля до бесконечности). Для того чтобы показать, как излучаемая энергия распределена по этому диапазону, используют специальную величину, называемую *спектральной плотностью энергетической светимости*. Обозначим энергию теплового излучения, испускаемую единичной поверхностью тела за 1 с в узком интервале длин волн от λ , до $\lambda+d\lambda$ через dR_e [3]. *Спектральной плотностью энергетической светимости* τ (испускательной способностью) называется отношение

энергетической светимости в узком участке спектра (dR_e) к ширине этого участка ($d\lambda$):

$$\tau(\lambda, T) = \frac{dR_e}{d\lambda}.$$

Поясним физический смысл этой величины. Пусть $d\lambda = 1\text{ м}$ [3]. Тогда выполняется численное равенство $\tau(\lambda) = dR_e$, поэтому спектральная плотность показывает величину энергии, излучаемой за единицу времени с единичной поверхности в интервале длин волн шириной 1 м (от λ до $\lambda + 1\text{ м}$). Размерность τ — $[\text{Вт/м}^3]$. Зная спектральную плотность энергетической светимости тела, можно рассчитать энергетическую светимость тела в любом диапазоне. Например, энергетическая светимость, приходящаяся на диапазон длин волн (λ_1 λ_2), определяется следующим интегралом:

$$R_e(\lambda_1, \lambda_2) = \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} \tau d\lambda.$$

В частности, полная энергетическая светимость тела равна: $R_e = \int_0^{\infty} \tau d\lambda$. Как уже указывалось, тела не только испускают, но и поглощают тепловое излучение. Способность тела поглощать энергию характеризуется коэффициентом поглощения α . Пусть на тело падает монохроматическое излучение с длиной волны λ . Обозначим поток этого излучения $\Phi_{\text{пад}}$. Тело поглощает только часть этого потока — $\Phi_{\text{погл}}$, величина которой зависит от длины волны λ и температуры тела. Монохроматическим коэффициентом поглощения (α) называется отношение потока излучения, поглощенного данным телом, к потоку излучения, упавшего на него:

$$\alpha(\lambda, T) = \frac{\Phi_{\text{погл}}}{\Phi_{\text{пад}}}.$$

Для всех реальных тел коэффициент поглощения зависит от длины волны падающего излучения. Из определения следует, что $0 < \alpha < 1$ [3]. В общем случае вид функции $\alpha(\lambda, T)$ может быть весьма сложным. Ниже приводятся некоторые простейшие типы поглощения.

Абсолютно черное тело — такое тело, коэффициент поглощения которого равен единице для всех длин волн: $\alpha = 1$. Оно поглощает все падающее на него излучение.

Хотя тел, которые являются абсолютно черными, в природе нет, нетрудно построить достаточно хорошую модель абсолютно черного тела — маленькое отверстие в замкнутой непрозрачной полости со стенками, покрытыми сажей. Луч, попавший в это отверстие, после многократных отражений от стенок, будет поглощен практически полностью. Кроме того, к абсолютно черному телу близки поглощательные свойства сажи, черного бархата, платиновой черни и т. п. Спектральная плотность энергетической светимости абсолютно черного тела обозначается символом e . Ее зависимость от длины волны определяет спектр излучения черного тела, который играет особую роль. С ним связаны спектры других тел.

Абсолютно белое тело — такое тело, коэффициент поглощения которого равен нулю для всех длин волн: $\alpha = 0$. Истинно белых тел в природе нет, однако существуют тела, близкие к ним по свойствам в достаточно широком диапазоне. Например, зеркало в оптической части спектра отражает почти весь падающий свет.

Серое тело — такое тело, для которого коэффициент поглощения меньше единицы и не зависит от длины волны: $\alpha = \text{const} < 1$. Некоторые реальные тела обладают этим свойством в определенном интервале длин волн. Например, «серой» ($\alpha = 0,9$) можно считать кожу человека в инфракрасной области [52].

Законы теплового излучения

Между испускательной способностью тела и его поглощательной способностью существует связь, выражаемая законом Кирхгофа [3].

Отношение спектральной плотности энергетической светимости к величине монохроматического коэффициента поглощения не зависит от природы тела и

является универсальной функцией длины волны и абсолютной температуры (ε):

$$\frac{\tau(\lambda, T)}{\alpha(\lambda, T)} = \varepsilon(\lambda, T).$$

Если применить этой закон к абсолютно черному телу, для которого $\alpha(\lambda, T) = 1$, то получим $\tau(\lambda, T) = \varepsilon(\lambda, T)$. Таким образом, получается, что универсальная функция в правой части формулы представляет собой спектральную плотность энергетической светимости абсолютно черного тела [3]. Как было уже сказано, атомы и молекулы любого тела излучают электромагнитные волны, уносящие с собой часть внутренней энергии тела. Энергетическая светимость повышается при увеличении температуры тела. Для абсолютно черного тела, справедлив закон Стефана — Больцмана: *Энергетическая светимость абсолютно черного тела пропорциональна четвертой степени его абсолютной температуры:*

$$R_e = \sigma * T^4,$$

где σ — постоянная Стефана — Больцмана, $\sigma = 5,669 \cdot 10^{-8}$ Вт/(м² К⁴). Полный поток теплового излучения со всей поверхности абсолютно черного тела определяется формулой $\Phi_{изл} = S * R_e = S * \sigma * T^4$. Как следует из закона Кирхгофа, энергетическая светимость реальных тел ($\alpha < 1$) меньше, чем у абсолютно черного тела [3].

2. Тепловая терапия

Особенности теплового излучения человека

Организм человека поддерживает постоянную температуру тела, которая отличается от температуры внешней среды. Вследствие этого между телом человека и окружающей средой возникает теплообмен. Задача организма состоит в обеспечении равенства между теплотой, выделяющейся в организме ($Q_{\text{выд}}$) и теплотой, отдаваемой в окружающую среду ($Q_{\text{отд}}$) [53]. Если по каким-либо причинам поддержание баланса между выделяемой и отдаваемой теплотами становится невозможным, организм погибает от переохлаждения или от перегрева. Выделение теплоты в организме происходит за счет энергии метаболических процессов и характеризуется *удельной теплопродукцией* — количеством теплоты, выделяемой единицей массы, тела за 1 с. Передача теплоты в окружающую среду осуществляется за счет процессов теплообмена, указанных выше.

Тепловое воздействие на организм человека могут оказывать внешняя среда и процессы, протекающие в самом организме. Доля теплового излучения в теплообмене человека с окружающей средой достигает 45%. Инфракрасное излучение различных участков поверхности тела определяется тремя факторами:

- особенностями васкуляризации (плотности снабжения органов и тканей сосудами) поверхностей тканей;
- уровнем метаболических процессов (обмена веществ) в них;
- различиями в теплопроводности (связанными с развитием жировой клетчатки) [54].

При соблюдении стандартных условий, регистрируемая топография излучения характерна для данного человека. Изменения топографии излучения могут наблюдаться в следующих случаях (табл. 8):

Таблица 8 – Нарушения, вызывающие топографию излучения

Нарушения	Механизм нарушения
Нарушение структурных соотношений сосудистой сети	Врожденные аномалии, сосудистые опухоли (например, различные гемангиомы)
Изменения тонуса сосудов	Нарушение вегетативной иннервации, рефлекторное изменение тонуса
Местные расстройства кровообращения	Травмы, тромбоз, склероз сосудов
Нарушение венозного кровотока	Застой, обратный ток крови при недостаточности клапанов вен
Локальные изменения теплопродукции	Воспалительные очаги, опухоли, ревматические артриты
Изменения теплопроводности тканей	Отек, уплотнение тканей, изменение содержания жира

Вследствие сильной температурной зависимости мощности излучения (четвертая степень термодинамической температуры), даже небольшое повышение температуры поверхности может вызвать сильное изменение излучаемой мощности. Так, если температура поверхности тела человека изменится на 3К, т. е. приблизительно на 1%, то мощность изменится на 4%. Такое изменение надежно фиксируется соответствующими приборами (тепловизорами, датчиками на жидких кристаллах и т. п.). У здоровых людей распределение температуры по различным точкам поверхности тела достаточно характерно. Различные процессы (воспаление, изменение кровообращения в венах, например, при охлаждении или нагревании, опухоль) могут изменять местную температуру. Таким образом, регистрация излучения разных участков поверхности тела человека и определение их температуры является надежным неинвазивным диагностическим методом [54].

Воздействие низких температур

Холод может рассматриваться как лечебное средство [23]. Под воздействием холода происходит спазм мелких сосудов, понижается нервная возбудимость, замедляется кровоток, снижается проницаемость мелких сосудов, предотвращается возникновение отеков. Криоком-пресс (гр. *kryos* — холод, мороз, лед) уменьшает боль при ушибах мягких тканей, суставов, растяжениях связок и других травмах. С лечебной целью на кожу воздействуют процедурой криомассажа, которая осуществляется с использованием жидкого азота. Воздействие на кожу осуществляется при этом с помощью заполненного жидким азотом криодеструктора, на котором имеется тefлоновая насадка с температурой -50 — -60°C . Для криогенных методов создают специальную криогенную аппаратуру [38].

Теплолечение или теплотерапия является одной из разновидностей физиотерапии. Это применение с лечебными целями нагретых сред, обладающих высокой теплоемкостью, низкой теплопроводностью и высокой теплоудерживающей способностью. Если сочетать такое лечение с медикаментозным, то положительный эффект значительно возрастет, так как тепло благоприятствует скорейшему накоплению и увеличению концентрации лекарства в необходимом месте [53]. Рассмотрим некоторые виды такого лечения.

Парафинотерапия

Парафинотерапия – лечебное применение медицинского парафина. Парафин – это смесь высокомолекулярных химически малоактивных углеводородов метанового ряда, получаемая при перегонке нефти. Парафин обладает высокой теплоемкостью, теплоудерживающей способностью и малой теплопроводностью. Для проведения процедур используют белый обезвоженный очищенный медицинский парафин, температура плавления которого составляет $48-52^{\circ}\text{C}$. В основе лечебного действия парафина лежат тепловой и механический факторы [54]. В области воздействия нагретого

парафина возникает передача тепла подлежащим тканям путем теплопроводности и повышается температура тканей на $1 - 3^{\circ} \text{C}$. В результате расширяются сосуды микроциркуляторного русла и усиливается местный кровоток кожи. Гиперемия кожи усиливает метаболизм подлежащих тканей и ускоряет рассасывание инфильтратов и репаративную регенерацию в очаге поражения. В месте воздействия парафина уменьшаются спазм скелетных мышц, болевые ощущения, размягчаются рубцы.

Озокеритотерапия

Озокеритотерапия – это лечебное применение медицинского воска. Озокерит – смесь твердых углеводородов парафинового ряда, газообразных углеводородов (метана, этана, пропилена, этилена), высоко- и низкокипящих минеральных масел, асфальтенов, смол, углекислого газа и сероводорода. В составе озокерита содержится термотолерантная озокеритовая палочка, обладающая антибиотическими свойствами. Получают озокерит после обработки естественной горной породы. Он обладает максимальной из всех теплоносителей теплоемкостью, теплоудерживающей способностью и минимальной теплопроводностью. Для процедур используют очищенный озокерит, из которого полностью удалены вода, щелочи и кислоты. В оказании лечебных эффектов озокерита главную роль играют тепловой и механический факторы [54]. Но, в отличие от парафина, одним из лечебных факторов озокерита является химический, обусловленный наличием в его составе ряда химических веществ. В результате действия теплового фактора озокерита происходит усиление периферического кровотока, выработка биологически активных веществ фолликулостимулирующего действия. В области воздействия озокерита усиливается местный кровоток кожи, повышается температура кожи на $2-3^{\circ} \text{C}$. Повышение температуры подлежащих тканей сопровождается ускорением веноулярного оттока и лимфооттока, активацией репаративной регенерации в воспалительном очаге и метаболизма тканей [54]. При застывании начальный объем озокерита уменьшается в 1,5 раза

больше, чем парафина, что приводит к выраженной компрессии поверхностных тканей и возбуждению механорецепторов кожи. В результате повышается тонус парасимпатического отдела вегетативной нервной системы. Химические вещества, содержащиеся в озокерите, раздражают кожу и через сальные и потовые железы, волосяные фолликулы попадают в поверхностные слои кожи и стимулируют пролиферацию и дифференцировку клеток эпидермиса и фибробластов, а также повышают активность эпидермальных макрофагов. Озокерит стимулирует неспецифические факторы иммунитета кожи.

Кроме перечисленных выше методов, для теплотерапии используют специальное оборудование [55]. На сегодняшний день всем известные грелки или прокаленная соль ушли в историю. Их сменили современные приборы, специально разработанные для аккумуляирования тепловой энергии. Кроме того компактные приборы можно успешно и без каких-либо опасений использовать в дома. Все аппараты для теплолечения имеют источник питания и оборудуются кнопками регулировки. В зависимости от назначения они имеют различную комплектацию (различного вида нагревательные элементы) и работают от электросети. Нагревательные элементы подключаются к основному прибору. Принцип работы аппаратов для теплолечения, как говорилось ранее, заключается в передаче тепловой энергии через нагревательный элемент на какой-либо участок тела. Большим плюсом аппаратов является постоянная температура подачи тепла и разные режимы работы.

Популярными на рынке медтехники стали приборы для ЛОР-органов [55]. С помощью них можно прогреть гайморовы и лобные пазухи, а также гортань. Предупредить развитие таких заболеваний как гайморит, синусит, фронтит, а также ОРВИ. Есть аппараты, имеющие в своем комплекте несколько нагревающихся элементов. Спектр использования такого прибора достаточно широк. Его можно применять при всех заболеваниях, где эффективным методом борьбы с болезнью будет тепло.

Список используемых источников

1. Основы взаимодействия физических полей с биообъектами: Учебник /Л.В. Жорина, Г.Н. Змиевской. – М., изд-во МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2014. – 375с.
2. Контрактивная биоэлектрокинетика. Аспекты лечебного применения физиовоздействий: Научное издание / Д.В. Белик, К.Д. Белик. – Новосибирск, 2005. – 303с.
3. Курс общей физики. В 3 томах. Том 2. Электричество и магнетизм. Волны. Оптика.: Учебное пособие / И.В. Савельев. - М., 2008. – 496с.
4. Электричество и магнетизм. Берклеевский курс физики.: Учебник / Э. Парселл. – СПб, Лань, 2005. -420с.
5. Теория и практика классической электродинамики. Руководство для фундаментального усвоения курса.: Учебник / А. М. Макаров, Л. А. Лунева, К. А. Макаров. – М., Ленанд, 2014. – 784с.
6. Механика. : 5-е изд., стереотип./ Л. Д. Ландау, Е. М. Лифшиц. - М.: Физматлит, 2012. - 224 с.
7. Человек в биотехнической системе.: Научное издание / Е.П. Попечителев. - СПб ГЭТУ, 2006. – 157 с.
8. Радиационная биофизика (ионизирующие излучения). /Ю.Б. Кудряшов. – М.: Физматлит, 2004. – 448с.
9. Электрофизиологические методы диагностики состояния центральной нервной и сердечно-сосудистой систем человека.: Учебное пособие / Суворов Н.Б. - Изд-во СПбГЭТУ. - 2005. - 83 с.
10. Оптико-физические методы сбора, регистрации и обработки спектральной информации о составе жидких биологических сред/ Василевский А.М., Попечителев Е.П. - СПб.: Изд-во СПбГЭТУ. 2005. - 88 с.
11. Приборы и технические средства для терапии. Часть 1./ Н.А. Корневский., Е.П. Попечителев, С.А. Филист. - Курск КГТУ, 2005. – 240 с.
12. Медицинские приборы, аппараты, системы и комплексы. / Е.П. Попечителев, Н.А. Корневский. – Курск КГТУ, Часть 1, 2006. - 156 с.

13. Медицинские приборы, аппараты, системы и комплексы. / Е.П. Попечителев, Н.А. Кореневский. – Курск КГТУ, Часть 2, 2006. - 216 с.
14. Медицинские приборы, аппараты, системы и комплексы. / Е.П. Попечителев, Н.А. Кореневский. – Курск КГТУ, Часть 3, 2007. – 240с.
15. Получение информации о параметрах и характеристиках организма и физические методы воздействия на него.: Учебное пособие/ В.Г. Гусев. – М.: Машиностроение, 2004. -597с.
16. Биотехнические системы медицинского назначения: Учебник / Н. А. Кореневский, Е. П. Попечителев. — Старый Оскол: ТНТ, 2013. — 688 с.
17. Системный анализ медико-биологических исследований. / Попечителев Е.П. - Старый Оскол. Изд-во «Тонкие наукоемкие технологии».- 2014. - 218 с.
18. Биофизика органов чувств: Учебное пособие /А.В. Бобров. – Орел: ОрелГТУК, 2006.
19. Электромагнитные поля в биосфере./ Прессман А.С. – М.: Знание, 1971. – 64с.
20. Клеточно-молекулярные механизмы фотодинамической терапии./ Узденский А.Б. – СПб.: Наука, 2010. – 327с.
21. О «теплом» и «холодном» свете (Тепловое излучение и люминесценция). / Вавилов С.И. — М.: Изд-во АН СССР, 1949. — 75с.
22. Биофизика.: Учебник для ВУЗов. В 2 т. Т 2: Биофизика клеточных процессов. 2-е изд. / Рубин А.Б. – М.: Книжный дом «Ун-т», 2000. – 468с.
23. Физиология терморцепции./Минут – Сорохтина О.П. –М.: Медицина, 1972. - 272с.
24. Введение в лазерную хирургию. / Неворотин А.И. – СПб.: СпецЛит, 2000.
25. Лазерная диагностика в биологии и медицине. / Приезжев А.В., Тучин В.В., Шубочкин Л.П. – М., 1989.
26. Определение величин электрических характеристик крови человека и животных.: В кн.: Основы электроплетизмографии. / Терехова Л.Г. – М.: Медицина, 1975. – С. 198-200.

27. Механизмы формирования и диагностическое применение электрических параметров поверхности тела человека.: Бюлл. СО РАМН / Торнуев Ю.В. – 1992, №1. – С.103.
28. Электрический импеданс биологических тканей. / Торнуев Ю.В., Хачатрян Р.Г., Хачатрян А.П. и др. – М.: Изд-во ВЗПИ, 1990. – 155с.
29. Основы анализа биотехнических систем. / Ершов Ю.А., Шукин С.И. – М.: Изд-во МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2011. – 526 с.
30. Некоторые материалы по восприятию информации живыми организмами. / Плеханов Г.Ф. – М.: Наука, 1965. – 237с.
31. Звук, ультразвук, инфразвук.: Изд. 2-е, перераб. и доп. / Хорбенко И.Г. – М.: Знание, 1986. – 192с.
32. Руководство по аппаратному массажу. / Креймер А.Я. – Томск, изд-во ТГУ, 1994. – 243 с.
33. Основы взаимодействия ультразвука с биологическими объектами: ультразвук в медицине, ветеринарии и экспериментальной биологии.: Учебное пособие./ Акопян Б.В., Ершов Ю.А. – М.: Изд-во МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2005. – 224 с.
34. Ультразвук в медицине. Физические основы применения : пер. с англ. / под ред. К. Хилла, Дж. Бэмбера, Г. тер Хаар. — 2-е изд., перераб. и доп. — М.: Физматлит, 2008. — 544 с.
35. Ультразвуковая технология в хирургии. / Николаев Г.А., Лощилов В.И. – М.: Медицина, 1980.
36. Разработка низкочастотной ультразвуковой аппаратуры для терапии и хирургии: диссертация на соискание ученой степени доктора технических наук: спец. 05.11.17 / А. А. Новиков. - Омский государственный технический университет (ОмГТУ). - Защищена 11.11.2008 г. - Омск: Б.и., 2008. - 346 л.
37. Биоуправление: ритмы кардиореспираторной системы и ритмы мозга / Биоуправление – 4: Теория и практика. / Суворов Н.Б., Фролова Н.Л. – Новосибирск: ЦЭРИС, 2002. – 350 с.

38. Взаимодействие физических полей с живым веществом.: Монография. / Нефёдов В.И., Протопопов А.А., Семенцов А.И., Яшин А.А. –Тула, 1995.
39. Оружие на новых физических принципах. / Антоненчик Н. Н. - Интерэкспо Гео-Сибирь : журнал. — 2012. — Февраль (т. 5)
40. Послания воды: Тайные коды кристаллов льда. / Эмото М. — София, 2005. — 96 с.
41. Влияние рок-музыки на организм человека. /Голстых А. В., Денисов Е.Н., Пономарева Е. А. - Молодой ученый, 2016. — №28. — С. 296-299.
42. Усиление интеграционных процессов в мозге под влиянием акустического сенсорного притока. / Маляренко Т. Н., Хватова М.В., Маляренко Ю. Е., Катаранова А. Ю. - Вестник Тамбовского университета. Серия: Естественные и технические науки, 1997, №2. - С.202-204.
43. Экологическое образование и воспитание учащихся в процессе обучения физике. \ Турдикулов Э.А. – М., 1988. – 251 с.
44. Основы физики и техники ультразвука. / Агранат Б.А., Дубровин М.Н., Хавский Н.Н. и др. – М.: Высш. шк., 1987.
45. Рецепция и фокусированный ультразвук. / Гаврилов Л.Р., Гершуни Г.В., Ильинский О.Б. – Л.: Наука, 1976.
46. Ультразвук и его лечебное применение. / Сперанский А.П., Рокитянский В.И. - М.: Медицина, 1980. – 284 с.
47. Ультразвук в терапии злокачественных опухолей. / Балицкий К.П., Векслер И.Г., Придатко О.Е. и др. – Киев: Наук. думка, 1977.
48. Физика Земли и планет.: Курс лекций, физический факультет. /Пантелеев В.Л. – М.: МГУ им. М.В.Ломоносова, 2001.
49. Фундаментальные взаимодействия [Электронный ресурс]. - Режим доступа : <http://www.pereplet.ru/obrazovanie/stsoros/324.html>
50. Физиологические основы психической деятельности и поведения человека. / Циркин В.И., Трухина С.И. – М.: Медицинская книга, Н.Новгород, изд-во НГМА, 2001.

51. О связи периодических изменений некоторых гематологических показателей уровня адаптации человека с вариациями гравитационного поля. / Гедерим В.В. и др. – СПб, 2001.
52. Биофизика. / под ред. Проф. Антонова В.Ф. – М.: Арктос-Вика –пресс, 1996.
53. Термография в хирургии. / Зеновко Г.И. – М.: Медицина, 1998. – 168с.
54. Температурная зависимость электропроводности клеточных суспензий. / Поливода В.И. – Биофизика, 1969. – Т.14. – Вып.3. – С.506-509.
55. Техника и методика физиотерапевтических процедур. (Справочник) / Под ред. В.М. Боголюбова – Тверь: Губ. Медицина, 2002.
56. Основы функционально-стоимостного анализа: Учебное пособие / Под ред. М.Г. Карпунина и Б.И. Майданчика. - М.: Энергия, 1980. - 175 с.
57. Руководство к своду знаний по управлению проектами (Руководство РМВОК), 4-е издание, 2008 г.
58. Мазур И.И., Шапиро В.Д., Ольдерогге Н.Г. Управление проектами: Учебное пособие. – М.: Омега-Л, 2004. – 664 с.
59. Попова С.Н. Управление проектами. Часть I: учебное пособие / С.Н. Попова; Томский политехнический университет. – Томск: Изд-во Том-ского политехнического университета, 2009. – 121 с.
60. Кукин П.П. Безопасность жизнедеятельности Безопасность технологических процессов и производств 2-е изд. – М.: Высшая школа, 2008г. – 335с.
61. Безопасность жизнедеятельности. Учебник для вузов/ С.В. Белов, А.В. Ильницкая, А.Ф. Козьяков и др.; Под общ. Ред. С.В. Белова. 2-е изд. – М.: Высш. шк., 1999 – 228 с.
62. ГОСТ 12.2.032-78: Система стандартов безопасности труда. Рабочее место при выполнении работ сидя. Общие эргономические требования.
63. Безопасность жизнедеятельности. Практикум/ Бородин Ю.В., Василевский М.В., Дашковский А.Г., Назаренко О.Б., Свиридов Ю.Ф., Чулков Н.А., Федорчук Ю.М. – Издательство ТПУ, 2009.- 95 с.

64. ГОСТ 12.1.005-99 ССБТ Общие санитарно-гигиенические требования к воздуху рабочей зоны
65. ГОСТ 12.1.019 -79 (с изм. №1) ССБТ. Электробезопасность. Общие требования и номенклатура видов защиты.
66. ГОСТ 12.4.011-89 Система стандартов безопасности труда. Средства защиты работающих. Общие требования и классификация
67. ГОСТ 12.1.033-81 ССБТ. Пожарная безопасность. Термины и определения
68. ГОСТ 12.1.004-91 ССБТ. Пожарная безопасность. Общие требования