

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ РЕСПУБЛИКИ БЕЛАРУСЬ

**Учреждение образования
“Гомельский государственный университет
имени Франциска Скорины”**

Кафедра оптики

**ФИЗИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ
БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ**

**Курс лекций
Часть 2**

Гомель 2003

В авторской редакции

Автор: Н.А. Алешкевич, доцент кафедры оптики,
кандидат физико – математических наук

Рецензенты: С.В. Шалупаев, доцент, кандидат физико –
математических наук
В.Ф. Шолох, доцент, кандидат физико -
математических наук

Рекомендованы к изданию научно-методическим советом
Гомельского государственного университета имени Франциска
Скорины 26 февраля 2003 года, протокол № 6.

Во второй части курса лекций изложены теоретические,
технические и прикладные проблемы биомагнитометрии, рассмот-
рены свойства ультразвука и его практическое использование в
биологии и медицине. Даются физико-химические основы кулоно-
метрических и кондуктометрических методов анализа и методов
разделения биологических веществ. Особое внимание уделяется
свойствам лазерного излучения и проблемам использования лазе-
ров в медицинской практике.

Курс лекций предназначен для студентов специализации
“Медицинская электроника”. Может быть полезным студентам
биологических факультетов университетов и студентам медици-
нских институтов.

© Н.А. Алешкевич
© Учреждение образования
“Гомельский государственный университет

АЛЕШКЕВИЧ
Николай Александрович

ФИЗИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ

Курс лекций
Часть 2

Подписано в печать 28.02.2003 г.(20) Формат 60x34 1/16. Бумага
писчая №1. Печать офсетная. Гварнитура Times New Roman
Усл.п.л.5,0. Уч.- изд.л. 3,4. Тираж 50 экз.

Учреждение образования
“Гомельский государственный университет
имени Франциска Скорины”
246019, г. Гомель, ул. Советская, 104
Отпечатано на ризографе Учреждения образования
“Гомельский государственный университет
имени Франциска Скорины”,
246019, г. Гомель, ул. Советская, 104

- 1 Введенский В.Л., Ожогин В.И., Сверхчувствительная биомагнитометрия и биомагнетизм. - М.: Наука, 1984.
- 2 Пресман А.С. Электромагнитные поля и живая природа. - М.: Наука, 1968.
- 3 Лихарев К.К., Ульрих Б.Т. Системы с джозефсоновскими контактами. – М. : Издательство МГУ, 1978.
- 4 Померанцев М.Н., Рыжков В.М., Скродцкий Г.В. Физические основы квантовой магнитометрии. - М.: Наука, 1972.
- 5 Виценик К., Врабчек П., Зрубек В. и др. Измерение и анализ магнитных полей сердца и мозга // Автометрия. 1986. № 3, ст 101-106.
- 6 Госсорг Ж. Инфракрасная термография, - М.: Медицина 1988 г.,
- 7 Воробьев М. Тепловидение в медицине, .- М. : Медицина 1985 г.
- 8 Справочник по функциональной диагностике // Под общей редакцией академика АМН СССР проф. И.А. Кассирского. - М.: «Медицина», 1970.
- 9 Крюк А.С., Мостовников В.А. и др. Терапевтическая эффективность низкоинтенсивного лазерного излучения., - Минск.: Наука и техника, 1986 г., -231 с.
- 10 Лазеры в хирургии. Под ред. О.К. Скобелкина .- М. : Медицина, 1989, 254 с.
- 11 Андреев В.С. Кондуктометрические методы и приборы в биологии и медицине. - М. : Медицина, 1973.
- 12 Васильев В.П. Теоретические основы физико-химических методов анализа. – М.: Высшая школа, 1979.
- 13 Юинг Г.В. Инструментальные методы химического анализа. – М.: Мир, 1988.
- 14 Панцырев Ю.М., Галлингер Ю.И. Практическая эндоскопия в хирургической клинике: Эндоскопические методы исследования и лечения в гастроэнтерологии. – М., 1984.
- 15 Физика визуализации изображений в медицине: В 2-х томах. Т.1:Пер. с англ // Под ред. С.Уэбба.-М.:Мир,1991.
- 16 Дорохова Е.Н., Прохорова Г.В. Аналитическая химия: Физико-химические методы анализа. – М.: Высшая школа, 1991. –256 с.

СОДЕРЖАНИЕ

Лекция 17 БИОМАГНИТНЫЕ ИЗМЕРЕНИЯ	4
Лекция 18 СКВИД – МАГНИТОМЕТРЫ.....	9
Лекция 19 ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ БИОМАГНИТОМЕТРИЯ ..	16
Лекция 20 ТЕРМОГРАФИЧЕСКИЕ ИССЛЕДОВАНИЯ	22
Лекция 21 ЭНДОСКОПИЧЕСКИЕ ИССЛЕДОВАНИЯ	27
Лекция 22 ОСНОВНЫЕ ПАРАМЕТРЫ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ КОЛЕБАНИЙ	32
Лекция 23 УЛЬТРАЗВУК В БИОЛОГИЧЕСКИХ СРЕДАХ	39
Лекция 24 ПРИМЕНЕНИЕ УЛЬТРАЗВУКА В БИОЛОГИИ И МЕДИЦИНЕ	46
Лекция 25 УЛЬТРАЗВУКОВЫЕ ПРИБОРЫ И УСТАНОВКИ	52
Лекция 26 СВОЙСТВА ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ И ТИПЫ МЕДИЦИНСКИХ ЛАЗЕРОВ	55
Лекция 27 ПРИМЕНЕНИЕ ЛАЗЕРОВ В БИОЛОГИИ И МЕДИЦИНЕ	61
Лекция 28 МЕТОДЫ РАЗДЕЛЕНИЯ БИОЛОГИЧЕСКИХ ВЕЩЕСТВ	67
Лекция 29 КОНДУКТОМЕТРИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ АНАЛИЗА ..	72
Лекция 30 КУЛОНОМЕТРИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ.....	79
Лекция 31 МЕТОДЫ ИЗУЧЕНИЯ СТРОЕНИЯ КЛЕТКИ	87
Рекомендуемая литература	90

Лекция 17 БИОМАГНИТНЫЕ ИЗМЕРЕНИЯ

Введение

1 Биоманнитные поля и их основные параметры

2 Типы магнитных помех

3 Способы магнитного экранирования

Любой биологический объект в процессе жизнедеятельности порождает изменяющиеся во времени и сложным образом распределенные в пространстве физические поля – тепловые, низкочастотные и высокочастотные электромагнитные, акустические и др.

Низкочастотное (с частотами до 1 кГц) электромагнитное поле, отражающее функционирование соответствующих органов и систем организма. Электрическая составляющая этого поля (биоэлектрическое поле) в виде записей изменяющегося во времени электрического потенциала уже много десятилетий широко используется как в электрофизиологических исследованиях, так и в диагностике состояний и заболеваний человека (см. часть 1).

Иначе обстоит дело с магнитной составляющей электромагнитного поля организма (биоманнитным полем) – ее серьезное изучение и попытки практического использования начались сравнительно недавно, около 30 лет тому назад. Тот факт, что биоэлектрические генераторы должны создавать наряду с электрическим полем также и магнитное, не вызывает сомнений, так как соответствует общеизвестным физическим законам.

Тем не менее, на пути активного использования биоманнитного поля как источника информации о состоянии и функциях организма стоят трудности как технического, так и теоретического характера. Прежде всего, конечно, они пока связаны со сложностью измерения и регистрации магнитной индукции, однако все сильнее чувствуется недостаточная разработка фундаментальных вопросов происхождения и диагностической интерпретации биоманнитного поля.

Различают два основных направления в изучении проблем взаимосвязи биологических объектов и магнитного поля - **магнитобиология** и **биоманнитизм**. Первое включает исследования, посвященные влиянию внешних магнитных полей на состояние и деятельность биологических систем, второе – исследования, посвященные изучению магнитных полей биологического происхождения.

юющая способность, определяющаяся, как величина, обратная тому наименьшему значению расстояния, на котором два соседних элемента структуры еще могут быть видимы раздельно. Разрешающая способность микроскопа ограничена, что объясняется дифракцией света. Вследствие дифракции изображение малой светящейся точки, имеет вид не точки, а круглого светящегося диска (окруженного тенью и светлыми кольцами) диаметр которого

$$d = 1,22 \lambda / A, \quad (31.2)$$

где λ - длина волны, а A - числовая апертура объектива, которая определяется выражением

$$A = n \sin \alpha / 2, \quad (31.3)$$

где n – показатель преломления среды, находящейся между предметом и объективом, α -- угол между крайними лучами конического светового пучка, выходящего из точки предмета и попадающего в объектив. Если две светящиеся точки расположены близко друг от друга их дифракционная картина накладывается одна на другую.

2 Другие методы

Замораживание-травление. Исследуемый образец быстро замораживают, помещают его в вакуум и скалывают острым ножом. Поверхность скола обезвоживают путем сублимации, а затем напыляя металл и углерод получают реплику, которую исследуют под электронным микроскопом.

Макроманипуляция. При помощи микродержателей и микропипеток и т. д. в определенной части клетки производят микроманипуляцию, проводя параллельное микроскопическое наблюдение.

Наблюдение за живыми клетками. Клетки тщательно прокрашивают нетоксичными красителями (крезоловым голубым, нейтральным красным), помещают их между предметным и покровным стеклами, создавая условия либо “влажной камеры”, либо “масляной камеры”, предохраняющие от обезвоживания при длительных наблюдениях.

Микроавтография. В организм вводят радиоактивное вещество и определяют его локализацию, регистрируя β - или γ - излучение при помощи соответствующей фотоэмульсии.

достигла высокого технического совершенства и с этого времени началось их широкое применение в научных исследованиях.

По де Бройлю длина волны частиц определяется следующим выражением:

$$\lambda = \frac{h}{mv}. \quad (31.1)$$

Фокусировка электронных пучков осуществляется с помощью электростатических и магнитных линз. Электронной оптике присущ ряд специфических недостатков, основным из них является электростатическое отталкивание электронов пучка и связанная с этим нечеткость изображения. Этот эффект (**эффект объемного заряда**) устраняют, разогнав электроны до высоких скоростей, при которых электростатическое отталкивание компенсируется электродинамическим притяжением. Причиной еще одной aberrации — так называемого “вращения меридиана”, проявляющегося в повороте изображения — являются магнитные линзы; правда, этот вид aberrации не имеет особого значения.

Весьма сложная задача — приготовление образцов для электронной микроскопии. При этом необходимо выполнение двух требований:

- образец не должен разрушаться в вакууме, а если наблюдения производятся на просвет, образец должен быть достаточно тонким, чтобы оставаться прозрачным для электронов;
- образцы должны обладать определенной электропроводностью, чтобы не накапливался поверхностный заряд, а также теплопроводностью.

Контрастность изображения можно повысить при помощи так называемого оттенения, напыляя на образец пары некоторых металлов; напыление производится в вакууме под определенным углом. Получаемое изображение становится видимым благодаря применению флуоресцирующего экрана — такого же, как в электроннолучевом осциллографе. Разрешающая способность электронного микроскопа оказывается в сотни раз выше, чем светового, при этом удается увидеть объект размером до 30 А, т. е. крупную молекулу (во всяком случае, ее очертания).

Электронная микроскопия находит широкое применение в биологии и медицине. С ее помощью удается наблюдать вирусные частицы и исследовать ультраструктуру клеточных оргanelл.

Важной характеристикой микроскопа является его разреша-

Биомагнетизм представляет собой весьма быстро развивающуюся область науки. Наиболее продуктивно работающие в этой области научные группы существуют в США, Канаде, Италии, Западном Берлине, Франции, Финляндии и России.

1 Биомагнитные поля и их основные параметры

Под биомагнитными полями в широком смысле подразумевают магнитные поля, которые можно подразделить на три основные группы в зависимости от их конкретной природы: во — первых, это поля биоэлектрических генераторов, о которых мы говорили ранее; во — вторых — поля микроскопических магнитных частиц, попавших в организм извне или имеющих биологическое происхождение, с упорядоченной ориентацией (под влиянием сильного внешнего магнитного поля); в — третьих — поля, возникающие из-за неоднородности магнитной восприимчивости тела под влиянием сильного внешнего магнитного поля.

Хотя для измерения биомагнитных полей трех указанных типов используются по существу одни и те же принципы и приборы, мы будем рассматривать лишь поля первого типа, так как они тесно связаны с функциональной активностью различных органов тела, сопровождающейся работой биоэлектрических генераторов, и фактически являются неотъемлемой частью электромагнитного поля этих органов, благодаря чему их потенциальная диагностическая информативность не подлежит сомнению.

Главная трудность при исследовании биомагнитных полей связана с тем, что это очень слабые поля — их максимальные амплитуды в миллионы раз меньше, чем постоянная составляющая магнитного поля Земли, в сотни и тысячи раз меньше, чем флуктуации естественных и искусственных магнитных полей окружающей среды.

Исследования в области биомагнетизма и биомагнитометрии развивались неравномерно и зависели, прежде всего, от доступной измерительной техники. Подлинный качественный скачок в этой области произошел в 70-е годы прошлого столетия, когда появилась возможность использовать для измерения слабых магнитных полей прибор нового типа, основанный на квантовых явлениях в сверхпроводнике — сквид-магнитометр. Этот прибор в сочетании с целым рядом методических и технических усовершенствований измерительной процедуры вскоре позволил получить записи индукции магнитного поля биологических объектов, практически не

уступающие по качеству записям биоэлектрических потенциалов. С этого времени биомагнетизм развивается очень быстрыми темпами, охватывая все новые объекты, осваивая эффективные способы интерпретации данных, становясь признанным методом исследования научных проблем электрофизиологии и приближаясь к решению конкретных задач медицинской диагностики.

Соотношение между электрическими и магнитными полями одного и того же биоэлектрического генератора существенно зависит от его конфигурации, т. е. пространственного распределения стороннего тока. Можно сказать, что магнитное поле несет ту же самую информацию о биоэлектрическом генераторе, что и электрическое поле, однако подвергнутую определенному преобразованию – как бы спроектированную на некую новую ось, благодаря чему во многих случаях облегчается ее выделение из помех и со-держательная интерпретация.

Свойство биомагнитного поля (характер его изменения во времени и распределения в пространстве) зависят от свойств конкретной биологической ткани, порождающей это поле. Наиболее типичными параметрами биомагнитных сигналов различных органов человека являются:

- **амплитуда магнитной индукции,**
- **граница спектра магнитной индукции** (полоса частот).

Значения этих параметров для различных органов различны.

2 Типы магнитных помех

Наряду с исследуемым биомагнитным полем в области измерения всегда присутствуют мешающие магнитные поля, или магнитные помехи. Их можно подразделить на две категории: магнитные поля того же самого биологического объекта, не подлежащие исследованию в данном конкретном эксперименте, и магнитные поля, обусловленные внешними по отношению к объекту генераторами (естественного и искусственного происхождения).

Из внешних магнитных полей наиболее сильным является естественное поле Земли, обусловленное электрическими токами в земной коре. Характеризуя интенсивность поля, обычно используют модуль вектора магнитной индукции (при использовании других характеристик делаются соответствующие оговорки). Постоянная составляющая магнитного поля Земли, или геомагнитного поля равна 50 – 70 мкТл (в зависимости от географического положения), причем около 80% этого значения определяется магнитным дипо-

1 Микроскопия. Типы микроскопов.

2 Другие методы

1 Микроскопия. Типы микроскопов

Самым распространенным методом изучения клеточных образований остается на сегодняшний день микроскопия. **Микроскопия** – общее название методов наблюдения в микроскоп невооруженным глазом.

По назначению, области применения и методам наблюдения микроскопов можно выделить следующие их типы:

- биологические микроскопы, применяемые в микробиологии и медицине;
- поляризационные снабжены дополнительным поляризационным устройством;
- стереомикроскопы – для получения объемных изображений;
- измерительные микроскопы – для различных точных измерений в машиностроении;
- металлографические микроскопы – для исследования микроструктуры металлов и сплавов.

Длина волны излучающего света может находиться в УФ области, если при этом используется кварцевая оптика и фотографическая регистрация. Несмотря на множество неудобств (паразитная флуоресценция, фотохимические реакции, неблагоприятное действие УФ - излучения на живые объекты), применение УФ – оптики позволяет заметно увеличить разрешающую способность микроскопа. Что бы еще дальше продвинуться в этом направлении следует перейти от оптических длин волн к длинам волн характерных для частиц (электроны, протоны и т.д.).

Поскольку **протонный микроскоп** требует гораздо более сложного источника протонов, чем электронный микроскоп источника электронов, наибольшее развитие получила именно электронная оптика, т. е. электронные микроскопы. Увеличение до 10^6 рад. Целесообразность создания электронного микроскопа стала очевидной после выдвижения в 1924 г. гипотезы о волнах де Бройля, а технические предпосылки были созданы немецким физиком Х. Бушем, который исследовал фокусирующие свойства асимметричных полей и разработал магнитную электроскопическую линзу (1926 г.). Только к середине 60-х годов электронная микроскопия

генерации титрант в результате реакции на электроде получают непосредственно в ячейке для титрования. Если же внутреннюю генерацию получить не удастся, то титрант получают в специальном устройстве вне ячейки и вводят в ячейку для титрования. Такой процесс называют внешней генерацией.

Значимым является надежный способ фиксирования конечной точки титрования. Во избежании ошибок при визуальном ее определении чаще прибегают к инструментальным методам. Например, при титровании кислоты электрогенерируемыми OH^- -ионами лучшим способом индикации конечной точки является потенциометрический метод. При этом в схему кулонометрической установки вводят рН – метр (рис. 30.5).

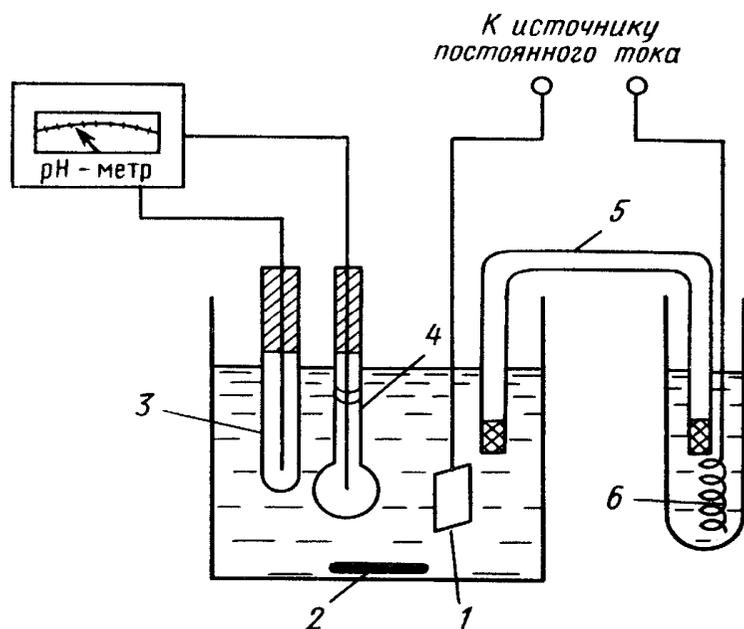


Рисунок 30.5 Установка для кулонометрического титрования кислоты: 1 – катод для получения OH^- -ионов; 2 – магнитная мешалка; 3 – электрод сравнения; 4 – стеклянный электрод; 5 – мостик с насыщенным раствором KCl ; 6 – вспомогательный электрод.

Измерение рН в процессе титрования контролируют рН – чувствительным стеклянным электродом.

Лекция 31 МЕТОДЫ ИЗУЧЕНИЯ СТРОЕНИЯ КЛЕТКИ

лем, расположенном в центре земного шара. Пространственный градиент геомагнитного поля невелик – он составляет $10 - 20$ пТл/м. Геомагнитное поле медленно изменяется во времени в результате планетарных взаимодействий и ионосферных процессов. Такие изменения наблюдаются в частотном диапазоне $10^{-4} - 10^2$ Гц и зависят от географического положения, сезона и времени суток.

Равномерность геомагнитного поля может быть заметно искажена под влиянием крупных предметов из ферромагнитного материала (элементы конструкций зданий из стали и т. п.). Например, на расстоянии 1 м от ферромагнитного объекта с объемом 50 пТл/м, т. е. на значение, превышающее градиент геомагнитного поля. Значительные помехи, связанные с геомагнитным полем, могут возникнуть при движениях измерительного прибора, особенно вращательных. Например, поворот его вокруг горизонтальной оси 10^{-8} рад приводит к изменениям измеряемой составляющей магнитного поля приблизительно на 0, 5 иТл.

Из искусственных источников магнитных помех наиболее сильным является сеть электропитания; она создает магнитное поле с амплитудой до нескольких сотен тысяч пикотесл и с градиентом $500 - 20000$ пТл. Источниками магнитных помех являются так же различные технические устройства, двигатели, транспортные средства и предметы из материалов, хорошо проводящие электрический ток (в них индуцируются вихревые токи, порождающие магнитное поле). Магнитные помехи создаются также высокочастотными радиоволнами. Наконец, магнитные помехи самого низкого уровня порождаются электрическими токами, обусловленными тепловым шумом в электропроводящих телах.

Для того чтобы уменьшить влияние магнитных помех от искусственных источников, экспериментальные лаборатории, в которых проводятся биомагнитные измерения, по возможности размещают на большом удалении от промышленных предприятий и крупных населенных пунктов. Другой способ уменьшения влияния внешних магнитных помех – создание специальных экспериментальных комнат, или камер с магнитной экранировкой.

3 Способы магнитного экранирования.

Во многих случаях требования к биомагнитным измерениям таковы, что их необходимо осуществлять вблизи мощных источников магнитных помех. При этом наиболее эффективный способ борьбы с помехами – конструирование магнитной экранировки,

защищающей объект исследования и измерительную аппаратуру от влияния внешних полей.

Известны два основных принципа экранирования – **пассивное** и **активное**. При пассивном экранировании используют явление намагничивания мягких ферромагнитных материалов и индуцирования вихревых токов в материалах, хорошо проводящих электрический ток; при активном экранировании искусственно создают магнитное поле, компенсирующее внешнюю магнитную помеху. В конструкции экспериментальных комнат, или камер с магнитной экранировкой, нередко используют сочетание разных принципов экранирования.

Для ферромагнитного экранирования применяют материалы с относительной магнитной проницаемостью порядка $10^4 - 10^5$ (железо, пермаллой, мю-металл и др.). Пространство, где проводятся измерения, окружают полностью или частично стенками из такого материала. Ферромагнитный слой является областью малого магнитного сопротивления, в которой концентрируется большая часть внешнего магнитного потока, благодаря чему уменьшается магнитный поток внутри камеры. Наиболее эффективны экраны из нескольких слоев ферромагнитного материала толщиной несколько миллиметров каждый. Для увеличения магнитной проницаемости экрана осуществляют его “встряхивание” при помощи сильного переменного внешнего магнитного поля (для этой цели на стенках камеры устанавливают специальные катушки). Такое магнитное экранирование эффективно в области частот от нуля до нескольких мегагерц. При повышении частоты характеристики экрана ухудшаются.

В разных научных лабораториях построены экранированные камеры разных форм (цилиндрические, сферические, кубические и др.). Размеры камер выбирают таким образом, чтобы в ней можно было разместить по крайней мере испытуемого, нужные приборы и экспериментатора.

При строительстве экранированных камер возникает целый ряд сложных проблем: обеспечение хорошего электрического и магнитного контакта между отдельными конструктивными элементами ферромагнитной и высокопроводящей оболочек, уменьшение влияния неоднородности материала и нарушений непрерывности оболочек (из-за наличия входной двери камеры и отверстий для соединительных устройств), сведение к минимуму механических колебаний и деформаций и т. п. В связи с этим стоимость изготовления экранированных камер для биомагнитных измерений очень

3 Методы кулонометрического анализа

Прямая кулонометрия. Данный метод пригоден для определения только электроактивных веществ, т. е. веществ способных окисляться или восстанавливаться на электроде. Прямые кулонометрические определения проводят при постоянном потенциале рабочего электрода. При этом необходимо правильно выбрать величину потенциала, чтобы устранить возможность протекания конкурирующих реакций и обеспечить 100%-ную эффективность тока. Для этого предварительно в предполагаемых условиях проведения электролиза изучают зависимость тока от напряжения.

Для определения момента окончания электродной реакции в методе прямой кулонометрии используют зависимость силы тока от времени, которая в перемешиваемом растворе выражается уравнением:

$$I_t = I_0 10^{-kt}, \quad (30.10)$$

где I_t - сила тока в момент времени t ; I_0 - сила тока в начальный момент времени; k - константа, зависящая от площади поверхности электрода A , коэффициента диффузии вещества D , объема раствора V и толщины диффузного слоя σ следующим образом:

$$k = 0.43 D \cdot A / V \sigma. \quad (30.11)$$

Прямая кулонометрия - высокочувствительный и точный метод анализа. Современные приборы позволяют определять до 10^{-9} г вещества (электролиз в течение 10^3 с при силе тока 1 мкА). Если время определяют с ошибкой не более 5 с, то общая погрешность не превышает 0,5%. Существенно, что метод безэталонный и его легко автоматизировать.

Кулонометрическое титрование. В процессе кулонометрического титрования определяемое вещество реагирует с титрантом, получаемым в результате электрохимической реакции на электроде. Такой титрант называют электрогенерированным. Электрогенерированный титрант можно получить, используя растворитель (например, воду), однако часто для его получения используют специально введенное в ячейку вещество, называемое вспомогательным реагентом.

Существуют два способа получения электрогенерированного титранта: **внутренняя** и **внешняя генерация**. При внутренней

боты которого лежит реакция электролитического распада молекул воды (рис. 30.4).

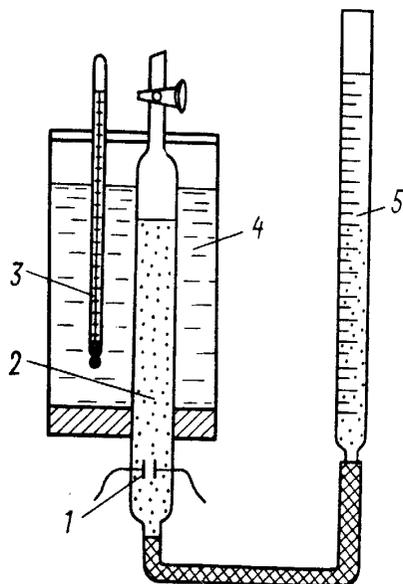
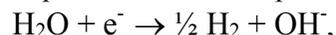
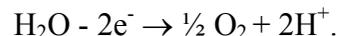


Рисунок 30.4 Газовый кислородно-водородный кулонометр: 1 – платиновые электроды; 2 – раствор сульфата калия; 3 – термометр; 4 – вода; 5 – бюретка.

В процессе электролиза на катоде протекает реакция



а на аноде



Измеряя суммарный объем выделившегося водорода и кислорода, можно рассчитать количество прошедшего электричества (при нормальных условиях 1 Кл = 0,1791 см³ газа).

Современные установки для потенциостатической кулонометрии снабжены электронными интеграторами. В цепь обратной связи операционного усилителя включают конденсатор, работающий без заметной утечки в течение некоторого времени. Заряд конденсатора, пропорциональный пропущенному за время электролиза току, измеряют по величине напряжения на конденсаторе. Цифровой счетчик показывает количество кулонов электричества затраченного на электропревращение определяемого вещества.

велика. В настоящее время достаточно совершенными экранированными камерами располагают лишь около десяти научных учреждений мира.

Лекция 18 СКВИД - МАГНИТОМЕТРЫ

1 Типы магнитометров

2 Принципы работы сквид-магнитометров

1 Типы магнитометров

В виду того, что биомагнитные поля в тысячи и даже миллионы раз слабее, чем естественные и искусственные магнитные поля окружающей среды, к приборам для их измерения, или магнитометрам, предъявляются очень высокие требования. Они должны обладать высокой чувствительностью и в то же время должны быть пригодны для измерения слабых исследуемых полей в присутствии очень сильных магнитных помех. Известно несколько основных типов таких приборов, основанных на разных физических принципах. Исторически первыми были применены для биомагнитных измерений магнитометры, основанные на индукционных катушках, или индукционные магнитометры. Позже были предприняты попытки использовать для этих целей магнитометры с датчиками типа феррозондов, а также с квантовыми резонансными (в том числе с оптической накачкой) и магнитострикционными датчиками.

В настоящее время доминирующее положение в биомагнитометрии заняли так называемые сквид – магнитометры, базирующиеся на сверхпроводниковых квантовых интерферометрах (их сокращенное название “сквид” эквивалентно английской аббревиатуре SQUID). По своей исключительно высокой чувствительности они находятся практически вне конкуренции. Однако им присущи и недостатки – слишком сложная конструкция, высокая стоимость изготовления и эксплуатации и, главное, трудности и неудобства, связанные с необходимостью поддержания сверхпроводящих элементов прибора при температурах ниже критической (несколько градусов по термодинамической шкале). Поэтому пока не утратили своего значения магнитометры других типов. В некоторых случаях их успешно применяют для измерения магнитных полей биологических объектов.

2 Принципы работы сквид – магнитометров

Сквид – магнитометр был впервые применен для измерения биомагнитного поля Коэном с соавторами в 1970 г., а в настоящее время приборы этого типа используются подавляющим большинством исследователей, работающих в области биомагнетизма. Теория магнитометрических приборов, основанных на **эффектах Джозефсона**. Суть данного эффекта состоит в протекании сверхпроводящего тока через тонкий слой диэлектрика или металла в несверхпроводящем состоянии разделяющего два сверхпроводника (так называемый **контакт Джозефсона**). Электроны проводимости проходят через тонкий слой разделяющий два сверхпроводника благодаря туннельному эффекту (туннелирование пар). На основе контактов Джозефсона создаются сверхчувствительные измерительные приборы. Они служат для управления электрическим током в сверхпроводящем контуре (генерации, подавления, изменения направления и т.д.).

Рассмотрим общие принципы устройства и работы сквид – магнитометров. Основными частями сквид – магнитометра являются: измерительная катушка (или система катушек), сквид – датчик и электронная схема управления. Функциональная схема сквид-магнитометра представлена на рисунке 18.1.

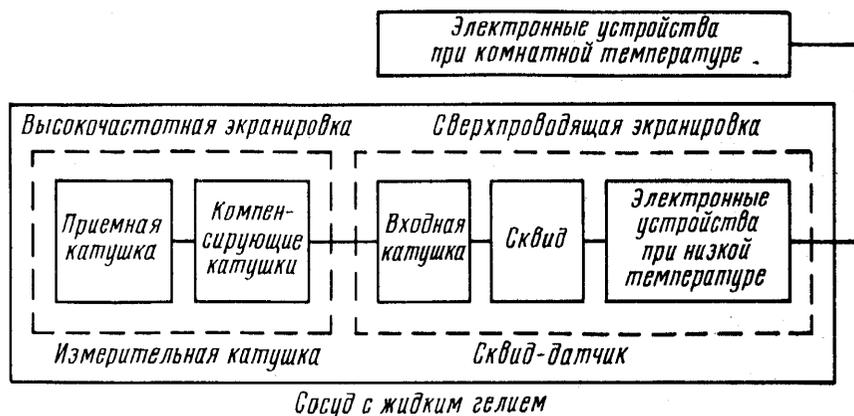


Рисунок 18.1 Блок-схема сквид-магнитометра.

водником и последовательно с кулонометрической ячейкой подключают кулонометр. При его завершении электрическую цепь размыкают, вынимают тигель с катодом, тщательно моют и вновь высушивают до постоянной массы. Найдя по разности результатов взвешивания массу выделившегося серебра, рассчитывают количество прошедшего электричества. При этом учитывают, что в соответствии с законом Фарадея при прохождении 1 Кл электричества на катоде осаждается 1,118 мг серебра.

Медный кулонометр. В медном кулонометре электролитическая ячейка состоит из платинового катода и платинового анода, погруженных в подкисленный серной кислотой раствор сульфата меди. При прохождении тока на катоде выделяется осадок металлической меди



Взвесив катод до и после проведения эксперимента, находят количество выделившейся меди и рассчитывают количество прошедшего электричества (при прохождении 1 Кл электричества на катоде осаждается 0,3295 мг меди).

Серебряный и медный кулонометры относятся к так называемым **гравиметрическим кулонометрам**, поскольку массу образовавшегося при электролизе вещества определяют гравиметрически.

Йодный кулонометр. Если для определения массы выделившегося вещества применяют титриметрические методы, то такие кулонометры называют **титрационными**. Примером служит йодный кулонометр, в котором электролитическая ячейка состоит из платиновых анода и катода, разделенных пористой диафрагмой. Анодную камеру заполняют 10%-ным раствором иодида калия, катодную - стандартным раствором йода в иоиде калия. В процессе электролиза на аноде протекает реакция образования йода



а на катоде йод восстанавливается до иодида



По окончании электролиза количество выделившегося йода определяют, титруя йод стандартным раствором тиосульфата.

Газовый кулонометр. Для измерения малых количеств электричества используют также газовый кулонометр, в основе ра-

ской ячейкой, поэтому за время электролиза через обе эти ячейки протекает одинаковое количество электричества. Если по окончании электролиза каким-то способом измерить массу образовавшегося в кулонометре вещества, то по формуле Фарадея (30.1) можно рассчитать количество электричества:

$$Q = mnF/M \quad (30.3)$$

2 Виды кулонометров

Рассмотрим принципы работы некоторых наиболее часто встречающихся кулонометров.

Серебряный кулонометр. Электролитическая ячейка состоит из платинового катода и серебряного анода, погруженных в раствор нитрата серебра (рис. 30.3)

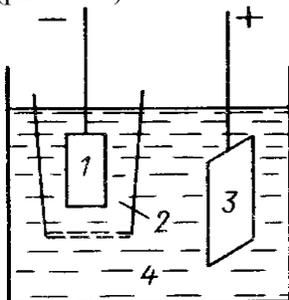


Рисунок 30.3 Серебряный кулонометр: 1 – платиновый катод; 2 – стеклянный тигель; 3 – серебряный анод; 4 – раствор.

При прохождении тока протекает электрохимическая реакция восстановления ионов Ag^+ :



Образовавшееся металлическое серебро осаждается на катоде в виде довольно хрупкого осадка, который может осыпаться с электрода. Во избежание потерь серебра катод помещают в стеклянный тигель, чтобы в нем могли собраться выпавшие частички осадка. Тигель снабжен диском из пористого стекла, поэтому раствор электролита свободно заполняет тигель.

В процессе эксперимента тигель с катодом погружают в раствор нитрата серебра, соединяют катод с анодом внешним про-

Главным элементом сквид-датчика является сверхпроводниковый квантовый интерферометр, или сквид, чувствительный к магнитному потоку. Сквид представляет собой кольцеобразную структуру из сверхпроводящего материала (например, из ниобия) с одним или двумя так называемыми слабыми звеньями, или слабыми связями (джозевскими контактами). Кольцо с одним контактом возбуждается высокочастотным сигналом, поэтому соответствующий датчик называется высокочастотным сквид – датчиком. Кольцо с двумя контактами возбуждается постоянным током, и соответствующий датчик называется сквид – датчиком постоянного тока. Известны различные топологические модификации сквидов, причем физические свойства слабой связи могут различаться в зависимости от технологии ее изготовления. Наиболее известны слабые связи типа точечного контакта, туннельного перехода и мостика. На рисунках 18.2 и 18.3 приведены наиболее распространенные типы сквидов.

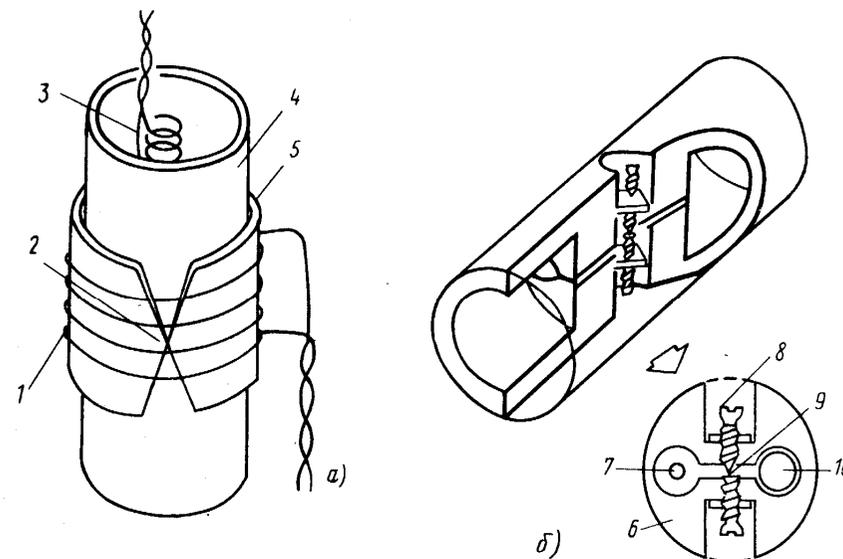


Рисунок 18.2 Некоторые типы сквидов: **а** — цилиндрический тонкопленочный высокочастотный сквид (1 - входная катушка, 2 - слабая связь типа мостика, 3 - высокочастотная катушка, 4 - диэлектрический каркас, 5 - тонкая сверхпроводящая пленка); **б** - двухдырочный высокочастотный сквид (6 - ниобиевый корпус, 7 - высокочастотная катушка, 8 -

винт с заостренным концом, 9 - слабая связь типа точечного контакта, 10 - входная катушка);

На высокочастотном сквиде непосредственно устанавливают сверхпроводящую входную катушку и высокочастотную катушку колебательного контура управляющую электронной схемы. Применяются и более сложные конструкции сквидов, в том числе многопетлевые, с катушками различных форм и т. д.

Для намотки измерительной катушки, или антенны, применяют проволоку из сверхпроводника. Во многих случаях измерительная катушка имеет сложную структуру – состоит из нескольких определенным образом соединенных катушек, что обеспечивает подавление (компенсацию) магнитных помех от удаленных источников. Такие системы катушек называются градиометрическими. Входная катушка создает замкнутую сверхпроводящую цепь – трансформатор магнитного потока, который преобразует изменения измеряемого магнитного потока в пропорциональные им изменения магнитного потока, создаваемого входной катушкой.

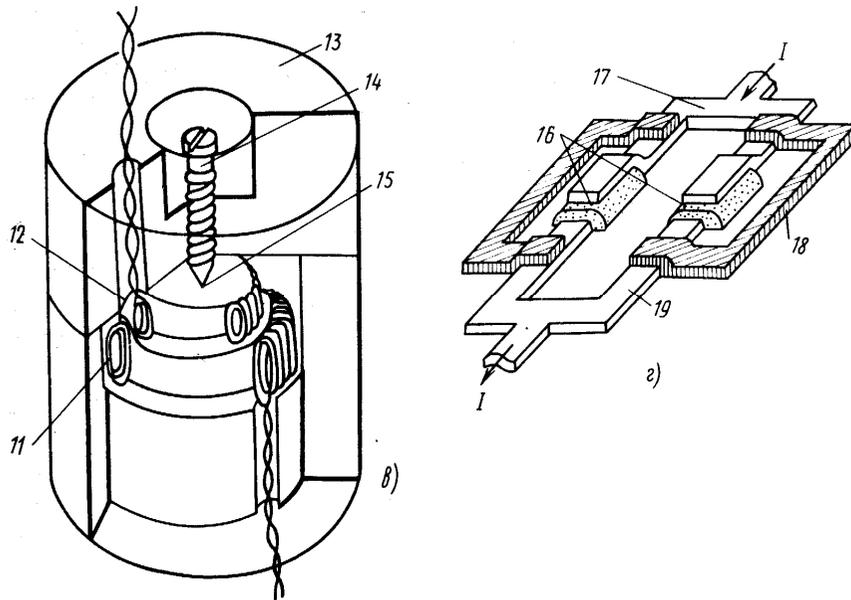


Рисунок 18.3 Некоторые типы сквидов: В - тороидальный высокочастотный сквид (11 - входная катушка, 12 - высокочастотная катушка, 13 - ниобиевый корпус, 14 - винт с заостренным концом, 15 - слабая связь типа точечного контакта); Г - сквид постоянного тока (16 - диэлектрические барьеры, образующие слабую связь типа туннельного перехода, 17 -

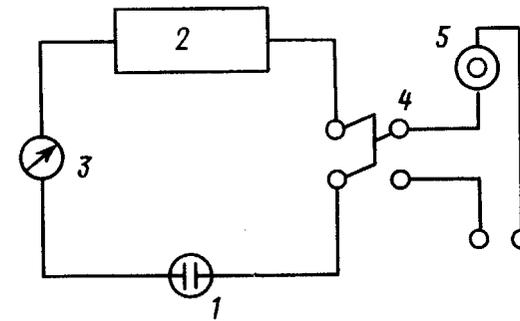


Рисунок 30.2. Принципиальная схема установки для потенциостатической кулонометрии: 1 - ячейка; 2 – источник питания; 3 - вольтметр; 4 - амперметр; 5 - устройство для измерения количества электричества

Если электролиз протекает при постоянной силе тока, то количество электричества Q за время электролиза t при постоянном токе I равно

$$Q = I t \quad (30.2)$$

При этом для определения количества электричества независимыми методами измеряют силу тока и время электролиза. Погрешность измерения количества электричества зависит в основном от точности измерения времени, так как измерение даже небольших токов с помощью современных приборов можно провести очень точно.

В методе прямой кулонометрии потенциал рабочего электрода поддерживается постоянным. По мере протекания электрохимической реакции сила тока уменьшается и количество электричества равно

$$Q = \int_0^t I dt \quad (30.3)$$

В качестве интеграторов можно использовать химические интеграторы, или **кулонометры**. Кулонометр—это электролитическая ячейка, в которой при замыкании цепи со 100%-ным выходом по току протекает электрохимическая реакция известной стехиометрии.

Кулонометр включают последовательно с кулонометриче-

электрохимической (в прямой кулонометрии) или химической (в кулонометрическом титровании) реакции.

Рассмотрим функциональные схемы установок для гальваностатической (рис. 30.1) и потенциостатической (рис. 30.2) кулонометрии.

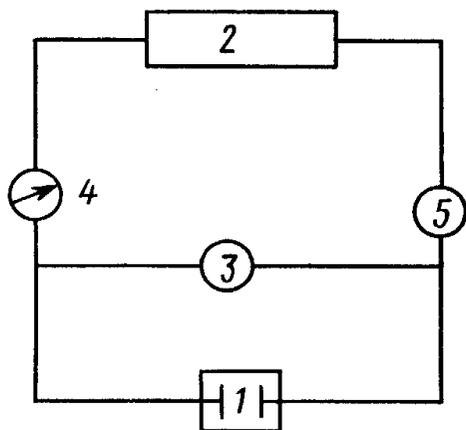


Рисунок 30.1. Принципиальная схема установки для гальваностатической кулонометрии: 1 -ячейка; 2 -источник постоянному тока; 3 - амперметр; 4 - ключ для включения электрохронометра; 5 электрохронометр

При гальваностатической кулонометрии или кулонометрическом титровании кулонометрическую ячейку 1 подключают к стабилизированному источнику питания 2, обеспечивающему подачу тока заданной величины. Силу тока контролируют с помощью амперметра 3, время электролиза измеряют электрохронометром 5.

В случае кулонометрических измерений при постоянном потенциале рабочего электрода (рис. 30.2) кулонометрическую ячейку 1 подключают к стабилизированному источнику постоянного напряжения 2, напряжение контролируют с помощью вольтметра 3. Процесс электролиза протекает до тех пор, пока не закончится выделение определяемого вещества на электроде, т. е. сила тока, контролируемая амперметром 4, уменьшится до минимальной величины. Для измерения количества прошедшего электричества служит измерительный прибор 5.

сверхпроводник, 18 - резистивный шунт, 19 -сверхпроводник)

Все сверхпроводящие элементы сквид-магнитометра размещены в криостате. Обычно это сосуд Дьюара с жидким гелием, имеющий хорошую тепловую изоляцию; в нем поддерживается температура 4,2 К, обеспечивающая требуемое состояние сверхпроводимости.

Работа сквид – датчика основана на сложном физическом явлении – **макроскопической квантовой интерференции**, суть которого состоит в следующем. В сверхпроводящем кольце, тесно связанном индуктивно с входной катушкой, возникает электрический ток, который является функцией параметров контакта Джозефсона, индуктивности кольца и магнитного потока входной катушки, а так же зависит от способа возбуждения сквид – датчика. Сигнал сквида поступает в электронную схему управления, которая вырабатывает выходное напряжение, пропорциональное магнитному потоку, действующему на сквид, а следовательно, и измеряемому магнитному потоку.

Таким образом, сквид – датчик работает как преобразователь тока в напряжение, обладающий очень большим динамическим диапазоном, линейностью передаточной характеристики и широкой полосой пропускания, начинающейся от нулевой частоты. Типичный коэффициент преобразования сквид – датчика имеет порядок 10^7 В/А.

В высокочастотном сквид – магнитометре кольцо сквида индуктивно связано с высокочастотным колебательным контуром, который накачивается при помощи внешнего генератора с частотой от нескольких десятков до нескольких сотен мегагерц, равной собственной частоте контура (рис. 18.3). Влияние на этот колебательный контур квантовых электродинамических процессов, происходящих в сквиде, можно рассматривать феноменологически как изменение полного сопротивления контура. При изменении входного магнитного потока (создаваемого током входной катушки) полное сопротивление и, следовательно, выходное напряжение контура испытывают изменения, периодические по потоку с периодом, равным кванту магнитного порока $\Phi_0=2,07 \times 10^{-15}$ Вб.

Управляющая электронная схема, содержащая обратные связи, обеспечивает усиление и детектирование высокочастотного сигнала, линеаризацию выходного напряжения по отношению к входному магнитному потоку, а также поддержание оптимального режима работы сквида и колебательного контура. При этом сквид фактически служит нуль – индикатором, а сквид – датчик в целом работает как высококачественный параметрический усилитель, на

выходе которого получается сигнал, пропорциональный измеряемому магнитному потоку.

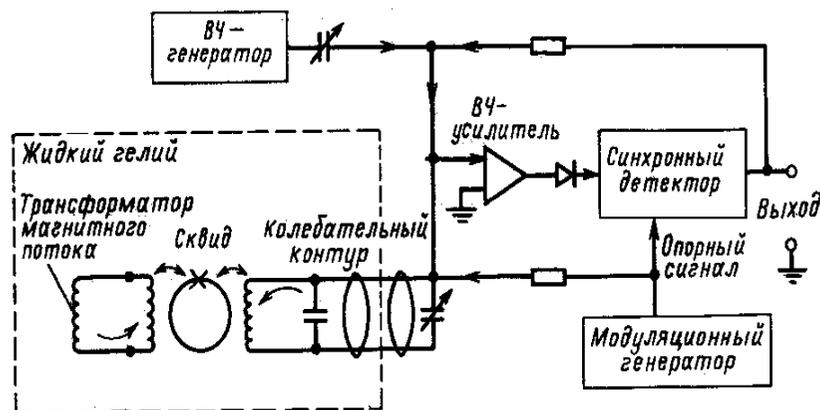


Рисунок 18.4 Функциональная схема высокочастотного сквид-магнитметра.

В сквид – магнитометре постоянного тока (рис. 18.5) кольцо сквида имеет два джозефсоновских контакта с одинаковыми характеристиками, причем на кольцо подается постоянный ток, протекающий параллельно через оба слабых звена. В этом случае изменения входного магнитного потока через кольцо при определенном уровне постоянного тока, индуктивности кольца и определенных параметрах джозефсоновских контактов оказывают влияние на выходное напряжение. Таким образом, здесь выходное напряжение сквида, как и входное напряжение колебательного контура высокочастотного сквид – датчика, является периодической по магнитному потоку функцией входного магнитного потока с периодом, равным кванту магнитного потока. Обычно сквид – датчик постоянного тока также имеет управляющую электронную схему с обратной связью, которая поддерживает постоянство магнитного потока через кольцо сквида и обеспечивает получение выходного сигнала, пропорционального измеряемому магнитному потоку. В схеме предусмотрены дополнительные устройства – резистивные шунты для слабых звеньев, устраняющие явление гистерезиса, контур для согласования малого полного сопротивления сквида с большим выходным полным сопротивлением усилителя и др.

личие от титрометрических методов с применением визуальных индикаторов кондуктометрическое титрование пригодно для анализа окрашенных или мутных сред.

Лекция 30 КУЛОНОМЕТРИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ

- 1 Физические основы метода
- 2 Виды кулонометров
- 3 Методы кулонометрического анализа

1 Физические основы метода

В основе кулонометрических методов анализа лежит явление электролиза, в процессе которого измеряется количество электричества (заряда), необходимого для электропревращения (восстановление) определяемого вещества. По закону Фарадея количество прореагировавшего вещества прямо пропорционально количеству электричества, прошедшего через электролитическую ячейку:

$$m = QM/nF, \quad (30.1)$$

где m —масса электропревращенного вещества; Q —количество электричества; M —молярная масса определяемого вещества; F —постоянная Фарадея; n — число электронов, участвующих в электрохимической реакции.

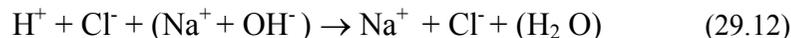
Измеряя количество электричества, прошедшего через анализируемый раствор до момента завершения реакции, по формуле (30.1) можно определить искомое количество определяемого вещества.

Различают электролиз протекающий в кулонометрической ячейке при постоянной силе тока и при постоянной разности потенциалов. В первом случае говорят о **гальваностатической кулонометрии**, а во втором о **потенциостатической кулонометрии**. По методике выполнения измерений кулонометрию делят на прямую и косвенную {кулоноэмпирическое титрование). Прямые кулонометрические определения обычно проводят при постоянном потенциале рабочего электрода, кулонометрическое титрование— при постоянной силе тока.

Для проведения любых кулонометрических измерений необходимым является наличие надежного метода измерения количества электричества и своевременное установление завершения

осадительные реакции, сопровождающиеся заметным изменением электрической проводимости вследствие образования малодиссоциирующих и малорастворимых соединений.

Рассмотрим для примера кондуктометрическое титрование соляной кислоты (HCl) сильным основанием NaOH. По мере добавления титранта в анализируемый раствор



удельная электрическая проводимость резко снижается, так как ионы водорода будут замещаться гораздо менее подвижными ионами натрия. После того как вся кислота будет оттитрована, удельная электрическая проводимость начнет повышаться за счет появления избытка гидроксид-ионов. Восходящая ветвь на кривой титрования, изображенной на рисунке 29.4, обусловлена суммарной электрической проводимостью ионов натрия и гидроксид-ионов. Точка пересечения соответствует конечной точке титрования. Несимметричность ветвей обусловлена различием в подвижностях ионов H^+ и OH^- .

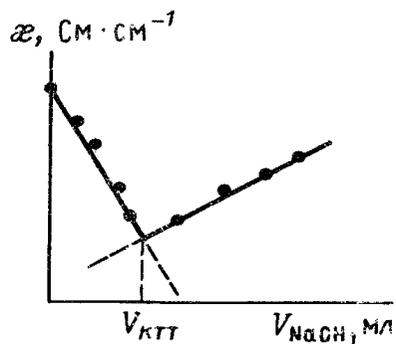


Рисунок 29.4 Кривая кондуктометрического титрования

При проведении кондуктометрии следует применять ячейки с незакрепленными электродами и вводить их в раствор перед титрованием. Константу ячейки знать не обязательно.

К достоинствам метода кондуктометрического титрования относится возможность проводить измерения с высокой точностью даже в очень разбавленных растворах. В термостатированной ячейке погрешность определения как правило не превышает 2%. В от-

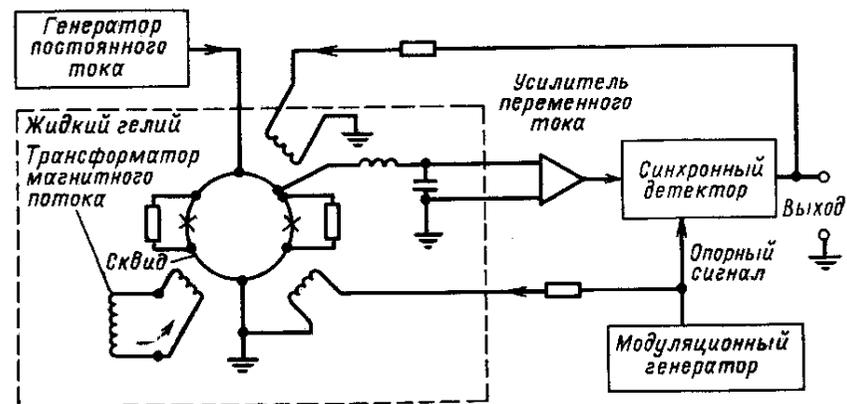


Рисунок 18.5 Функциональная схема сквид-магнитометра постоянного тока.

Шумы на выходе сквид – датчика по происхождению делятся на три группы:

- собственный шум сквида;
- шум колебательного контура;
- шум усилителя.

Обычно у высокочастотных сквид – датчиков преобладают шумы колебательного контура и усилителя, тогда как у сквид – датчиков постоянного тока – собственный шум сквида.

Существуют разные оценки суммарного влияния всех указанных выше шумов на чувствительность сквид – датчика. Практически наиболее удобная характеристика – это входная энергетическая чувствительность, которая определяется как средняя спектральная плотность энергии, подаваемой на входную катушку сквида, при которой напряжение на выходе сквид – датчика имеет спектральную плотность мощности, равную спектральной плотности мощности суммарного шума. Входная энергетическая чувствительность зависит от частоты и выражается в единицах джоуль на герц. Благодаря техническим усовершенствованиям входная энергетическая чувствительность сквид – датчиков сейчас уже достигает значений около 10^{-34} Дж/Гц, т. е. фактически приближается к квантовому пределу.

Теоретические и экспериментальные исследования последних лет показывают, что сквид – датчики постоянного тока обеспечивают более высокую чувствительность по сравнению с высоко-

частотными сквид – датчиками, особенно в области сравнительно высоких частот. Кроме того, сквид – датчики постоянного тока проще и удобнее в эксплуатации, так как для них требуются менее сложные управляющие электронные устройства. Вместе с тем они довольно сложны в изготовлении, однако эта трудность преодолевается благодаря развитию технологии тонких пленок. В настоящее время в области биомагнитометрии часто используются высокочастотные сквид – датчики; более перспективными являются сквид – датчики постоянного тока.

Лекция 19 ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ БИОМАГНИТОМЕТРИЯ

- 1 Измерение магнитного поля сердца
- 2 Методика магнитокардиографических исследований
- 3 Нейромагнитометрия
- 4 Магнитомиограмма и магнитоокулограмма

1 Измерение магнитного поля сердца.

Регистрацией и анализом магнитного поля генерируемого сердцем занимается **кардиомагнитометрия**. Первые измерения магнитного поля сердца были осуществлены в середине 60-х годов прошлого столетия при помощи магнитометров с индукционными катушками сначала Болон и Макфи, (позже – Сафоновым с соавторами и Козном). На рисунке 19.1 показана процедура регистрации магнитного поля с помощью индукционных катушек, которые содержали порядка двух миллионов витков каждая.

Хотя сердце создает довольно сильное магнитное поле по сравнению с другими органами тела (с типичной амплитудой вблизи передней поверхности грудной клетки 50 пТл), это поле в миллионы раз слабее внешних мешающих магнитных полей окружающей среды, в том числе магнитного поля Земли. Поэтому в первых измерениях для подавления помех использовали градиометрическую структуру магнитометра, усреднение сигнала по многим кардиоциклам, а также применяли специальную магнитную экранировку помещения, где проводились эксперименты. Чувствительный элемент градиентного магнитокардиографа состоит из двух одинаковых катушек, расположенных соосно и включенных встречно. Сигналы от магнитных помех, источники которых удалены на значительное расстояние, в катушках взаимно компенсиру-

откуда

$$R_p = R r_2 / r_1 \quad (29.10)$$

Спротивления r_2 и r_1 берут постоянными, а R подбирают в процессе проведения измерений.

В простейшем случае индикатором тока могут служить телефонные наушники. Можно использовать гальванометр переменного тока или осциллограф. Для компенсации реактивного сопротивления параллельно сопротивлению R включают емкость C . Звуковой генератор служит для питания моста переменным током с частотой порядка 1000 Гц.

Электрическая проводимость растворов зависит от температуры и увеличивается на 1—2% при повышении температуры на 1°, поэтому измерения рекомендуется проводить в термостатированной ячейке.

Удельная электрическая проводимость и измеренное активное сопротивление связаны через константу кондуктометрической ячейки соотношением

$$\gamma = \Omega / R \quad (29.11)$$

Величина Ω определяется измерением сопротивления раствора с известной удельной электропроводностью.

3 Применение кондуктометрии

По методу измерения электропроводности среды кондуктометрию разделяют на **прямую** и **косвенную** (кондуктометрическое титрование).

В виду того, что электрическая проводимость является величиной аддитивной и определяется наличием различных ионов в растворе, прямая кондуктометрия связана с рядом трудностей и редко находит применение в аналитической химии. Хотя именно это и используют в химии почв для определения суммарного содержания ионов в водных вытяжках и т.д. Прямые кондуктометрические измерения можно использовать для контроля качества воды, применяемой в химической лаборатории, и современные установки для перегонки или деминерализации воды снабжаются кондуктометрическими датчиками—кондуктометрами для измерения удельной электрической проводимости растворов.

Более широкое применение получило кондуктометрическое титрование. Приемлемыми здесь являются кислотно-основные или

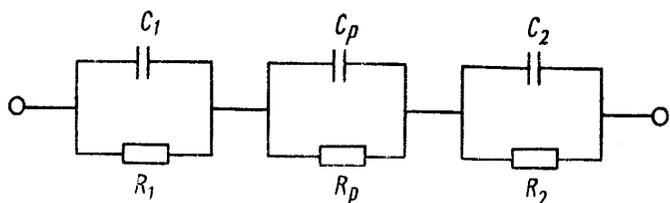


Рис. 29. 2. Электрический эквивалент кондуктометрической ячейки.

Если сопротивление раствора не велико, электроды можно расположить на значительном расстоянии друг от друга. В этом случае емкость C_p будет мала, а сопротивление такого конденсатора R_c будет велико по сравнению с сопротивлением раствора R_p . Поэтому ток будет проходить только через R_p и при таких условиях ячейка пригодна для измерения активного сопротивления раствором, т. е. его удельной электрической проводимости.

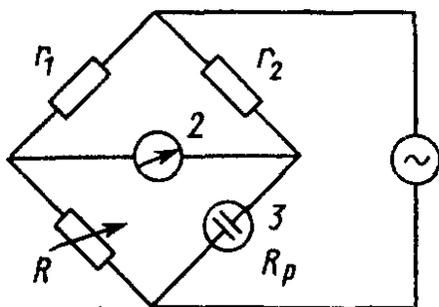


Рисунок 29.3 Схема моста Уитстона.

Активное сопротивление R_p можно измерить с помощью моста Уитстона (рис. 29.3). Он состоит из четырех сопротивлений: измеряемого сопротивления R_p , калиброванного магазина сопротивлений R и двух сопротивлений на концах проволочного реохорда. Сопротивления R , r_1 и r_2 можно подобрать такими, чтобы индикатор тока показал отсутствие тока в диагонали моста. При этом условии

$$R / r_1 = R_p / r_2, \quad (29. 9)$$

ются, а сигнал, наведенный магнитным полем сердца, оказывается пропорциональным разности величин магнитных полей, действующих на каждую из этих катушек (из-за неодинакового удаления катушек от близко расположенного магнитного поля).

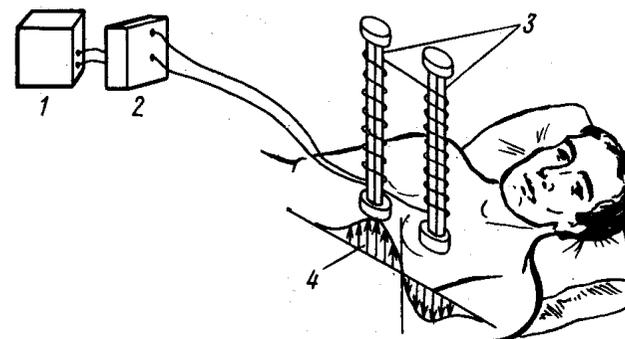


Рисунок 19.1 Измерение магнитного поля сердца с помощью индукционного магнитометра: 1 – устройство регистрации; 2 – усилитель; 3 – ферритовые сердечники; 4 - предполагаемое распределение магнитной индукции.

Качество магнитных измерений существенно повысилось, когда в начале 70-х годов Коэн с соавторами и другие исследователи стали применять сквид-магнитометр. Дальнейшие усовершенствования измерительной процедуры, благодаря применению сквид-магнитометров с градиометрической структурой измерительной катушки, позволило измерять кардиомагнитное поле без обязательной процедуры осреднения и в помещениях без специальной экранировки.

2 Методика магнитокардиографических исследований

Первые зарегистрированные кривые изменения магнитного поля сердца, или магнитокардиограммы, не обладали достаточно высоким качеством, чтобы можно было надежно оценить их форму, выделить информативные элементы и сопоставить их параметры с электрофизиологическим состоянием сердца. Нередко из-за шумов не удавалось вообще зарегистрировать отклонение, отражающее возбуждение предсердий, другие элементы магнитокардиограммы записывались неустойчиво, с большими искажениями.

В связи с распространением сквид-магнитометров и накоплением экспериментальных данных более высокого качества постепенно формируются основные методические подходы к измерению и визуальному отображению магнитного поля сердца, а также его диагностической интерпретации. Следует отметить, что многое в этих подходах было непосредственно заимствовано из области электрокардиографии, однако целый ряд особенностей методики диктуется свойствами магнитного поля сердца, в частности тем фактом, что измеряемая магнитная индукция является векторной величиной. Наиболее распространенный способ записи магнитокардиограмм – это измерение магнитного поля сердца в точках, равномерно распределенных на передней поверхности грудной клетки или во фронтальной плоскости в непосредственной близости от этой поверхности, иногда во фронтальной плоскости, касательной к поверхности спины. В этих областях магнитное поле сердца достаточно ощутимо, чтобы его можно было измерить при помощи существующего оборудования.

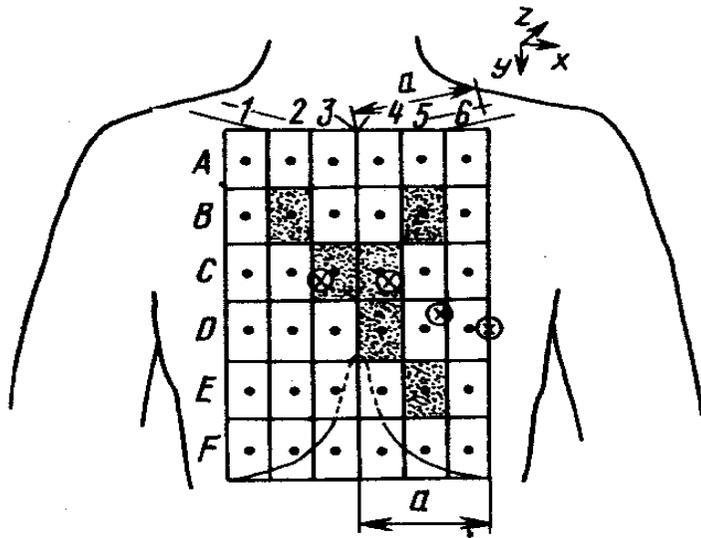


Рисунок 19.2 Стандартная сетка измерительных позиций для магнитокардиографии у передней поверхности грудной клетки (светлыми кружками с крестиками показаны положения грудных электродов общепринятой системы электрокардиографических отведений, а затемненными прямоугольниками – упрощенная сетка

2 Измерение электрической проводимости

Кондуктометрическая ячейка состоит из двух платиновых электродов Э₁ и Э₂, впаянных в стеклянный сосуд, в который помещают анализируемый раствор (рис. 29.1). На рисунке 29.2 изображен электрический эквивалент этой ячейки, где она представлена в виде активного сопротивления раствора находящегося между электродами R_p, сопротивлений проводников R₁ и R₂, а также параллельно включенными емкостями двойного слоя на электродах С₁ и С₂ и межэлектродной емкостью С_p. Ячейку подключают к источнику переменного тока частотой порядка 1000 Гц.

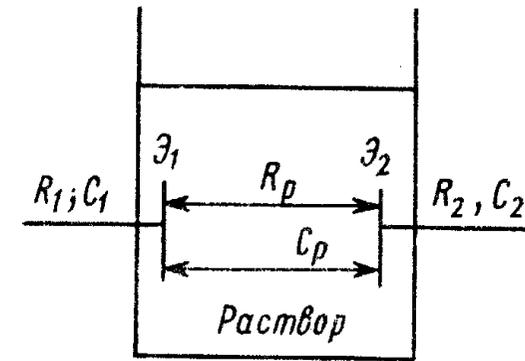


Рис. 29.1. Ячейка для кондуктометрических измерений

При достаточно большой площади поверхности электродов (для этого их платинируют, т. е. покрывают платиновой чернью) заметного изменения концентрации не происходит и поэтому сопротивлениями R₁ и R₂ можно пренебречь. Поскольку площадь поверхности электродов S велика, а расстояние между обкладками молекулярного конденсатора d мало (порядка радиуса иона), то из соотношений

$$C \sim S/d \text{ и } R_c = 1/\omega C \quad (29.8)$$

следует, что емкость C большая, а R_c - мало (ω — частота переменного тока). Поэтому можно пренебречь и емкостями С₁, и С₂, из электрического эквивалента ячейки остаются только R_p, и С_p.

ионом (т. е. от заряда иона), и от скорости движения одинаково заряженных ионов к катоду или аноду под действием электрического поля. С учетом всех этих факторов электропроводящие свойства ионов характеризуют **эквивалентной ионной электрической проводимостью** λ (подвижностью). Она равна произведению абсолютной скорости движения иона на константу Фарадея. Под эквивалентом здесь подразумевается частица с единичным зарядом, например K^+ , Cl^- , $1/2Mg^{2+}$, $1/3Al^{3+}$.

Эквивалентная электрическая проводимость (подвижность) уменьшается с повышением концентрации раствора. При повышении концентрации электролита увеличивается сила взаимодействия между ионами, что приводит к уменьшению их скорости движения. При нулевой концентрации (бесконечное разбавление) подвижности ионов становятся постоянными и максимальными, эквивалентная электрическая проводимость раствора электролита λ° при бесконечном разбавлении равна сумме подвижностей положительных и отрицательных ионов:

$$\lambda^\circ = \lambda^\circ_+ + \lambda^\circ_- \quad (29.5)$$

отнесенных к единичному заряду.

Так как при концентрации электролита c (моль · экв/л) в 1 см^3 содержится 10^{-3} моль · экв, то удельная и эквивалентная электрическая проводимости электролита связаны соотношением:

$$\gamma = 10^{-3} c \lambda \quad (29.6)$$

и, следовательно, удельная электрическая проводимость, определяемая суммой вкладов всех ионов, равна

$$\gamma = 10^{-3} S/d \sum \lambda_i c_i, \quad (29.7)$$

где c_i — концентрация i -иона, λ_i — эквивалентная электрическая проводимость i -иона; S — площадь поверхности электродов; d — расстояние между электродами.

Величину, обратную отношению S/d , называют **константой кондуктометрической** или **электрохимической ячейки** Ω , ее значение зависит от геометрии ячейки.

из шести позиций).

Для получения наиболее полного представления о магнитном поле нужно измерять в каждой точке три ортогональные компоненты вектора магнитной индукции, однако чаще измеряют только компоненту, нормальную к поверхности грудной клетки (или к фронтальной плоскости). Это обосновывается тем, что указанная компонента в меньшей степени зависит от внутренних неоднородностей тела, чем компоненты, тангенциальные к поверхности тела.

Обычно точки измерения (общим числом от 30 до 50) располагают в узлах сетки, образованной линиями пересечения трансверсальных (горизонтальных) плоскостей с поверхностью тела или же с фронтальной плоскостью, расположенной у передней поверхности тела, причем применяются два способа построения такой сетки — геометрический и анатомический (рис.19.2). В первом случае обычно задают одинаковые интервалы между точками по вертикали и по горизонтали, постоянные для всех испытуемых; во втором случае интервалы между точками остаются равными между собой, но общие размеры сетки для каждого конкретного испытуемого приспособляются к анатомическим ориентирам его грудной клетки (т.е. к ее размерам).

3 Нейромагнитометрия

Под нейромагнитометрией понимается измерение магнитного поля биоэлектрических источников мозга, а также отдельных нервных клеток и их популяций. Магнитное поле головного мозга человека было впервые измерено Коэном при помощи индукционной катушки с ферритовым сердечником. Для уменьшения влияния шумов использовалась магнитная экранировка и осреднение сигнала с привязкой к одновременно записываемой электроэнцефалограмме. В дальнейшем для измерения магнитного поля головного мозга, как и других органов, стали применять сквид-магнитометры, которые наряду с усовершенствованными способами подавления шумов позволили получить записи сигналов магнитной индукции мозга, не уступающие по качеству электроэнцефалограмме.

С самого начала были отмечены некоторые преимущества методики измерения магнитного поля мозга по сравнению с электроэнцефалографией — отсутствие проблемы выбора положения индифферентного электрода, которая при измерении электрического поля может оказаться довольно трудной, и бесконтактность из-

мерений, значительно облегчающая многоканальную регистрацию поля. Кроме того, более высокая чувствительность магнитных измерений к локализации биоэлектрических источников в объемном проводнике позволяла надеяться на получение новых данных о расположении активных зон в мозге. При исследованиях на отдельном нервном волокне магнитные измерения дают возможность определять электрофизиологические характеристики нерва, не повреждая его внутриклеточными электродами, как это делается при обычных микроэлектродных электрофизиологических измерениях.

Развитие нейромагнитометрии идет по двум основным направлениям. Одно состоит в исследовании магнитного поля, обусловленного самопроизвольной электрической активностью различных частей нервной системы (в частности, ритмических сигналов мозга), другое – в исследовании магнитного поля, обусловленного вызванной электрической активностью нервной системы, т.е. ее реакцией на внешние раздражители и внутренние события.

Магнитное поле мозга в настоящее время измеряют при помощи сквид-магнитометров, применяя всевозможные способы борьбы с помехами, неизбежные при записи столь слабых сигналов, - магнитное экранирование помещения, радиометрическую структуру катушек магнитометра, специальную фильтрацию и др.

Магнитометр располагают таким образом, чтобы центр его приемной катушки находился в заданной точке у поверхности скальпа сидящего испытуемого. Обычно плоскость катушки параллельна поверхности скальпа в данной точке, так что измеряется компонента магнитной индукции нормальная к этой поверхности. Приемная катушка находится в непосредственной близости от поверхности скальпа (обычно на расстоянии от нее, не превышающем 2 см).

Расположение точек измерения для магнитоэнцефалографии пока не стандартизовано, поэтому в зависимости от конкретных задач исследования и от характера предлагаемого анализа измеренных данных магнитоэнцефалографические сигналы регистрируют либо независимо в отдельных точках, расположение которых привязывается к стандартным электроэнцефалографическим позициям, или же в регулярно распределенных по поверхности скальпа точках (в целях совместного анализа полученных сигналов, обычно с учетом их фазовых соотношений во времени). При измерениях этого последнего, топографического типа для расположения точек измерения иногда используют сетки, или матрицы, содержащие по несколько десятков точек с интервалом между ними 2, 3 или 4 см

$$\gamma = dj/dE, \quad (29.1)$$

где j – плотность тока, E – напряженность электрического поля.

Частным случаем равенства (29.1) является установленный в 1826 году закон Ома:

$$\gamma = j/E \quad (29.2)$$

Для изотропных сред

$$\gamma = \sum_i e_i \mu_i n_i, \quad (29.3)$$

где e_i – заряд носителей, μ_i и n_i – подвижность и концентрация носителей электрического тока. Электропроводность анизотропных сред является тензором второго ранга, и закон Ома принимает вид тензорного равенства. Единицей измерения электрической проводимости является Ом^{-1} или **сименс** (См). Поскольку водные растворы и электролиты являются основными компонентами биологических сред, то именно они, являясь проводником II рода, и определяют проводимость (электросопротивление) биологических тканей.

Чтобы измерить сопротивление раствора, в него погружают электроды. По аналогии с проводниками I рода сопротивление раствора прямо пропорционально расстоянию между электродами d и обратно пропорционально площади их поверхности S :

$$R = \rho d/S, \quad (29.4)$$

где ρ – удельное сопротивление. При $d = 1\text{ м}$ и $S = 1\text{ м}^2$ $R = \rho$, следовательно, удельное сопротивление среды равно сопротивлению 1 м^3 данной среды.

Величину, обратную удельному сопротивлению, называют **удельной электрической проводимостью** γ . Для растворов удельная электропроводность равна электрической проводимости 1 м^3 раствора, находящегося между электродами с площадью поверхности 1 м^2 , удаленными друг от друга на расстояние 1 м . Из уравнений (29.1) и (29.2) следует, что она численно равна току, проходящему через слой раствора с поперечным сечением, равным единице, под действием градиента потенциала 1 В на единицу длины.

Электрическая проводимость разбавленных растворов электролитов зависит от суммарного числа ионов в растворе (т. е. от концентрации), числа элементарных зарядов, переносимых каждым

Наибольшее часто в газовой хроматографии используются дифференциальные и ионизационные детекторы.

Дифференциальный детектор регистрирует различие в теплопроводности чистого газа носителя и носителя, содержащего некоторый компонент анализируемой смеси. При этом используется мост Уитсона, преобразующий различие в температурах двух газов, обусловленное различием в теплопроводности, в разность потенциалов.

Гораздо более чувствительным является **ионизационный детектор**, измеряющий ток в ионизированном в пламени газе. Ток значительно возрастает, когда в пламя попадает органическая примесь, при этом естественно увеличивается и электропроводность пламени. Нагреватель, внутри которого помещается колонка, наполненная неподвижной фазой, представляет собой трубку из стекла или нержавеющей стали длиной в несколько метров. Неподвижную фазу подбирают эмпирически для каждого разделения (по полярности). Полярность неподвижной фазы должна быть близка по полярности анализируемой пробе.

Каждый компонент проходит через колонку с задержкой, определяемой его абсорбционным равновесием с неподвижной фазой. Компоненты регистрируются по мере выхода в виде полос поглощения на самописце. Площадь полос примерно равна содержанию соответствующего компонента в исследуемом веществе.

Лекция 29 КОНДУКТОМЕТРИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ АНАЛИЗА

- 1 Электрическая проводимость электролитов
- 2 Измерение электрической проводимости
- 3 Применение кондуктометрии

1 Электрическая проводимость электролитов

В основе кондуктометрических методов анализа лежит измерение удельной электропроводности анализируемого вещества. Данный метод был внедрен в практику аналитических лабораторий исследований И. М. Кольтофом в 1923 году.

Электропроводность вещества характеризуется процессами переноса электрического заряда при наложении внешнего электрического поля. В общем случае удельная электропроводность среды γ определяется как

по двум взаимно перпендикулярным направлениям вдоль поверхности скальпа.

В некоторых исследованиях для регулярного размещения точек измерения использовали сферическую систему координат, аппроксимируя поверхность головы сферой и располагая на ней точки измерения с заданным интервалом по угловым координатам. Для привязки выбранной измерительной сетки к анатомическим ориентирам применяются различные приспособления (колпаки из тонкой прозрачной пластмассы с нанесенными на них измерительными позициями и т.д).

Топографические измерения предъявляют высокие требования к устройствам, осуществляющим перемещение магнитометра из одной точки в другую и точное его расположение и ориентацию относительно измерительной сетки, черепа и анатомических ориентиров головы. В создаваемых в настоящее время измерительно-вычислительных комплексах для нейромагнитометрии предусматриваются аппаратные и программные средства для автоматизации процедуры сканирования магнитометром заданной области измерения.

4 Магнитомиограмма и магнитоокулограмма

Коэн и Гивлер впервые экспериментально показали при помощи сквид-магнитометра, что скелетная мышца создает магнитное поле как постоянное, так и импульсное, которое вблизи поверхности тела (у локтя) может достигать 20 пТл.

Магнитомиограмма (ММГ) как и электромиограмма имеет сложный вид, а форма спектра ММГ зависит от типа исследуемой мышцы. Например, при измерении в области локтя спектр ММГ имеет максимум вблизи частоты 40 Гц, а при измерении в области ладони – максимум вблизи частоты 80 Гц.

Магнитное поле, порождаемое биоэлектрическими генераторами сетчатой оболочки глаза, было впервые зарегистрировано при помощи сквид-магнитометра Карпом с соавторами.

Глазное яблоко расположено в глазной орбите и окружено мышечной и жировой тканью, которая имеет, как правило, меньшую удельную электрическую проводимость, чем внутренняя область глаза. Сетчатая оболочка, или сетчатка, образует заднюю внутреннюю стенку глазного яблока и состоит в основном из пигментного эпителия и нейросенсорных слоев. В результате биохимических процессов, происходящих в клетках пигментного эпите-

лия, фоторецепторах и некоторых других клетках, в сетчатке протекают токи, т.е. возникают биоэлектрические генераторы, поддерживающие на противоположных сторонах сетчатки разность потенциалов порядка 100 мВ. Интенсивности этих генераторов зависят от условий освещения сетчатки.

По своей структуре клеточные генераторы сетчатки близки к диполям, ориентированным по нормали к ее поверхности. Если рассматривается суммарное электромагнитное поле, генерируемое всей сетчаткой в окружающей среде, то в качестве эквивалентного генератора можно рассматривать генераторный двойной слой на поверхности, аппроксимирующей сетчатку. Для приближенных расчетов магнитного поля глаза у поверхности головы иногда используют еще более простой эквивалентный генератор – точечный диполь, расположенный в центре сетчатки.

При движениях глазного яблока вышеуказанные генераторы смещаются, что влечет за собой изменение их электромагнитного поля. Регистрируемые при этом электрические потенциалы на коже вблизи глаза называют электроокулограммой (ЭОГ). Соответственно регистрируемые в этой же области сигналы магнитной индукции можно назвать магнитоокулограммой (МОГ).

При воздействии на глаз кратковременными вспышками света в клетках сетчатой оболочки происходят реакции, сопровождающиеся генерацией тока и соответствующего электромагнитного поля. Сигналы электрического потенциала, отводимые при этом от роговой оболочки глаза (относительно какой-либо удаленной индифферентной точки тела), называются **электроретинограммой** (ЭРГ), а соответствующие сигналы магнитной индукции можно назвать **магнитретинограммой** (МРГ).

Лекция 20 ТЕРМОГРАФИЧЕСКИЕ ИССЛЕДОВАНИЯ

- 1 Биофизические принципы тепловидения
- 2 Методики тепловизионных исследований
- 3 Тепловизионное оборудование

1 Биофизические принципы тепловидения

Термография — метод функциональной диагностики, основанный на регистрации инфракрасного излучения человеческого тела, интенсивность которого пропорциональна его температуре.

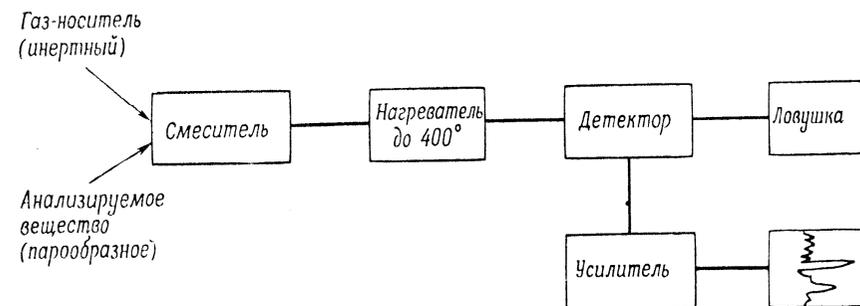
щую из ряда пиков, каждый из которых соответствует отдельным компонентам смеси. По оси абсцисс откладывают время, а по оси ординат концентрацию веществ либо величину, связанную с ней (например, электропроводимость или оптическую плотность).

Полнота и скорость разделения веществ зависят от природы подвижной и неподвижной фаз, в частности от их агрегатного состояния. Подвижная фаза может быть газом или жидкостью, в зависимости от этого различают метод газовой и жидкостной хроматографии. Неподвижной фазой могут служить твердые вещества и жидкости, соответственно различают методы газотвердофазные и газожидкостные, а также жидкость-твердофазные и жидкость-жидкостные.

Разделение веществ протекает по разным механизмам в зависимости от природы сорбента и веществ анализируемой смеси. По механизму взаимодействия вещества и сорбента различают сорбционные методы, основанные на законах распределения, и гель-фильтрационные (проникающая хроматография), основанные на различии в размерах молекул разделяемых веществ. Наиболее многочисленная группа сорбционных методов включает: адсорбционные, распределительные, ионно-обменные и осадочные.

3 Газовая хроматография.

Метод газовой хроматографии разработан в 1952 году Мартином и Ждеймсом. Данный метод основан на различиях в коэффициентах распределения компонентов между двумя фазами – летучей неподвижной фазой и подвижной фазой, представляющей собой инертный газ-носитель (чаще гелий). Схематически процесс получения газовой хроматограммы можно представить следующим образом:



распределяются вдоль сорбента, образуя зоны (рис.28.2).

Сорбент с зонами называют **внутренней хроматограммой**. Если вещества окрашены, то внутренняя хроматограмма позволяет судить о качественном составе смеси. (Первая хроматограмма, полученная Цветом при разделении хлорофилла на пигменты, являлась внутренней.)

Если компоненты смеси не окрашены или необходимо количественно определить содержание компонента в каждой зоне, то прибегают к другим способам хроматографирования. Один из них – **фронтальная хроматография**, которая заключается в том, что сначала колонку промывают растворителем, а затем непрерывно пропускают раствор смеси веществ (например, А, В и С). На выходе из колонки собирают раствор, называемый элюатом. Первым выйдет наименее сорбируемый компонент, затем смесь этого компонента и вещества с несколько большей сорбируемостью и т. д. Таким способом удастся выделить в чистом виде лишь один компонент смеси – наименее сорбируемый. Метод фронтальной хроматографии имеет ограниченное применение и используется для концентрирования примесей только одного компонента смеси.

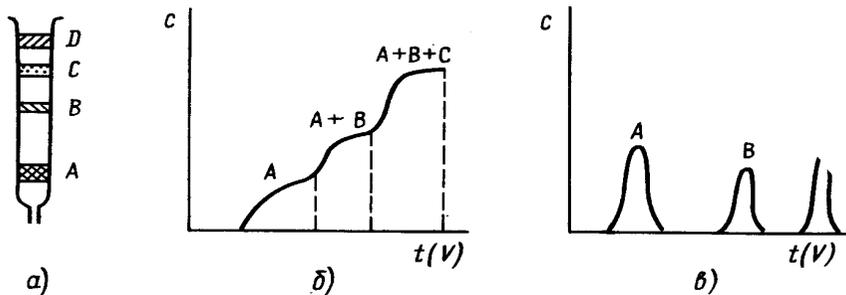


Рисунок 28.2 Виды хроматограмм:

а – внутренняя; б – фронтальная; в - элюентная

Другой вариант – **элюентная хроматография**. При таком способе хроматографирования в колонку вводят небольшую порцию смеси и промывают колонку растворителем, называемым элюентом. По мере прохождения элюента через колонку вещества перемещаются вместе с ним с разной скоростью, зависящей от сродства к сорбенту. В результате на выходе из колонки сначала появляется наименее сорбируемое вещество, затем другие вещества в порядке возрастания сорбируемости. Фиксируя аналитический сигнал, на выходе получают элюентную хроматограмму, состоя-

Распределение и интенсивность теплового излучения в норме определяются особенностью физиологических процессов, происходящих в организме, в частности как в поверхностных, так и в глубокозалегающих органах.

Вследствие **экзотермических биохимических процессов** в клетках и тканях, а также за счет высвобождения энергии, связанной с синтезом ДНК и РНК в человеческом организме, вырабатывается большое количество тепла ~ 50 - 100 ккал/грамм. Данная тепловая энергия распределяется внутри организма посредством циркулирующей крови и лимфы, выравнивая температурные градиенты. Кровь благодаря высокой теплопроводности способна осуществлять интенсивный теплообмен между центральными и периферическими областями живого организма. Наиболее высокую температуру имеет смешанная венозная кровь, которая мало охлаждается в легких и, распространяясь по большому кругу кровообращения, поддерживает оптимальную температуру тканей, органов и систем. В результате циркуляции по кожным сосудам, температура крови снижается на 2-3°.

При различного рода патологических изменениях процессы кровоснабжения органов и систем нарушаются. Изменения возникают уже потому, что повышенный метаболизм, например, в очаге воспаления увеличивает приток крови и, следовательно, теплопроводность, что отражается на регистрируемой термограмме в виде появлением очага гипертермии.

Температура кожи имеет свою вполне определенную **топографию**. Самую низкую температуру (23-30°) имеют дистальные отделы конечностей, кончик носа, ушные раковины. Самая высокая температура подмышечной области, в промежности, области шеи, губ, щек. Остальные участки имеют температуру 31-33,5°С. Суточные колебания температуры кожи в среднем составляют 0,3-0,1°С и зависят от физической и психической нагрузок, а также других факторов. При всяком изменении постоянства температуры внутренних областей тела включаются терморегуляторные процессы, которые устанавливают новый уровень равновесия температуры тела с окружающей средой.

Для здорового человека характерно то, что распределение температур симметрично относительно вертикальной оси разделяющей тело на две половины. Нарушение этой симметрии и служит основным критерием тепловизионной диагностики заболеваний. **Количественным выражением термоасимметрии** служит величина перепада температуры. Существует ряд причин вызыва-

ющих возникновение температурной асимметрии:

- врожденная сосудистая патология, включая сосудистые опухоли;
- вегетативные расстройства, приводящие к нарушению регуляции сосудистого тонуса;
- нарушения кровообращения вызванные травмой, тромбозом, эмболией, склерозом сосудов;
- венозный застой, ретроградный ток крови при недостаточности клапанов вен;
- воспалительные процессы, опухоли, вызывающие местное усиление обменных процессов;
- изменения теплопроводности тканей в связи с отеком, увеличением или уменьшением слоя подкожной жировой клетчатки.

Процессами терморегуляции в человеческом организме управляет **гипоталамус** (структура переднего мозга в состав которой входят более 30 ядер, осуществляющих контроль за температурой тела, чувством жажды, холода, аппетитом, водным балансом в организме и его половой функцией). Кроме того существуют и местные механизмы терморегуляции за счет наличия густой сети капилляров, находящихся под контролем вегетативной нервной системы и способных значительно расширить или полностью закрыть просвет сосудов.

2 Методики тепловизионных исследований

Колебания температуры кожи зависят от **ряда факторов**. К ним относятся:

- сосудистые реакции;
- скорость кровотока;
- наличие локальных или общих источников тепла внутри тела;
- регуляция теплообмена одеждой;
- испарением.

Имеют место и погрешности в измерении температуры возникающие за счет воздействия излучающих предметов окружающей среды. Точность исследования возрастает, если снять с исследуемого одежду, а из помещения удалить объекты, более теплые или более холодные, чем воздух в комнате. Оптимальной для исследования считается температура воздуха 22 градуса. Перед проведением тепловизионного исследования больной должен адапти-

подвижной фазой. Поскольку компоненты смеси обладают разным сродством к сорбенту, при перемещении смеси вдоль сорбента произойдет разделение: одни компоненты задержатся в начале пути, другие продвинулись дальше и т. д. Итак, в хроматографическом процессе сочетаются термодинамический (установление равновесия между фазами) и кинетический (движение компонентов с разной скоростью) аспекты.

По способу хроматографирования различают **колоночную** и **плоскостную** хроматографию. В колоночном варианте разделение проводят в хроматографической колонке (рис.28.1), в плоскостном варианте – на бумаге или в тонком слое сорбента. Наиболее широко распространена колоночная хроматография.

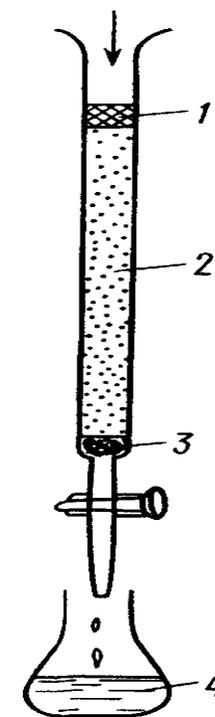


Рисунок 28.1 Хроматографическая колонка:

1 - проба; 2 – накопитель; 3 – фильтр; 4 – элюат.

Существует несколько приемов разделения веществ на колонках. В одном из них пробу в виде раствора или газа пропускают через колонку, при этом компоненты смеси (например, А, В, С и D)

ку при более высоких напряжениях эти белки денатурируют);

- высоковольтный электрофорез (сопровождается выделением большого количества тепла);
- двумерный электрофорез, при котором электрическое поле перпендикулярно направлению движения ионов под действием силы тяжести.

2 Хроматография

Метод хроматографии создан в 1903 г. русским ученым - ботаником М. С. Цветом, который таким способом разделял хлорофилл на ряд составляющих его окрашенных компонентов.

Хроматография – метод разделения, обнаружения и определения веществ, основанный на различии их поведения в системе из двух несмешивающихся фаз – подвижной и неподвижной. Это наиболее распространенный, надежный и универсальный прием разделения самых разнообразных смесей.

Хроматографию наиболее широко используют при разделении сложных смесей веществ (нефть, лекарственные препараты, вещества растительного происхождения, кровь и т. д.). В ряде случаев хроматография является лучшим или единственным методом анализа.

Процесс хроматографического разделения заключается в перемещении подвижной фазы, содержащей компоненты разделяемой смеси, относительно неподвижной. Подвижной фазой может быть жидкость (раствор анализируемой смеси веществ) или газ (смесь газов или паров веществ), неподвижной фазой – твердое вещество или жидкость, адсорбированная на твердом веществе, которое называют носителем. При движении подвижной фазы вдоль неподвижной компоненты смеси сорбируются на неподвижной фазе. Каждый компонент сорбируется в соответствии со сродством к материалу неподвижной фазы (вследствие адсорбации или других механизмов). Поэтому неподвижную фазу называют также сорбентом. Захваченные сорбентом молекулы могут перейти в подвижную фазу и продвигаться вместе с ней дальше, затем снова сорбироваться. Таким образом, происходит распределение молекул каждого компонента между двумя фазами. Чем сильнее сродство компонента к неподвижной фазе, тем сильнее он сорбируется и дольше задерживается на сорбенте, тем медленнее его продвижение вместе с

рваться к температуре окружающей среды при этом оптимальным и достаточным является 20-минутный период адаптации.

Выбор расстояния от больного до экрана тепловизора зависит от технических возможностей прибора. Оптимальное расстояние от тепловизора до объекта составляет 2-4 метра. Существуют несколько методов тепловизионных исследований. Выделяют два основных вида термографии:

- телетермография,
- контактная холестерическая термография.

Телетермография - метод тепловизионных исследований основанный на преобразовании инфракрасного излучения тела человека в электрический сигнал, который визуализируется на экране тепловизора.

Контактная холестерическая термография использует оптические свойства холестерических жидких кристаллов, которые проявляются изменением окраски в радужные цвета при нанесении их на термоизлучающие поверхности. При этом участкам с низкой температурой соответствуют оттенки красного цвета, а с наиболее горячим — синего.

Термочувствительность нанесенных на кожу композиций жидких кристаллов, реагирующих на тепловой поток путем перестройки молекулярной структуры составляет величину порядка 0.001 °C. Падающий на кристаллы рассеянный дневной свет разделяется на две компоненты, у одной из которых электрический вектор поворачивается по часовой стрелке, а другой — против.

Существуют **визуальный и количественный способы** оценки тепловизионной картины. Визуальная (качественная) оценка термографии позволяет определить расположение, размеры, форму и структуру очагов повышенного излучения, а также ориентировочно оценивать величину инфракрасной радиации. Однако при визуальной оценке невозможно точное измерение температуры. Кроме того, сам подъем кажущейся температуры в термографе оказывается зависимым от скорости развертки и величины поля. Затруднения для клинической оценки результатов термографии заключаются в том, что подъем температуры на небольшом по площади участке оказывается малозаметным. В результате небольшой по размерам патологический очаг может не обнаруживаться.

Радиометрический подход предполагает использование самой современной техники и может найти применение для проведения массового профилактического обследования, получения

количественной информации о патологических процессах в исследуемых участках, а также для оценки эффективности — термографии.

3 Тепловизионное оборудование

Тепловизоры, применяемые в тепловизионной диагностике, представляют собой сканирующие устройства, состоящие из систем зеркал, фокусирующих инфракрасное излучение от поверхности тела на чувствительный приемник. Такой приемник, как правило, требует охлаждения, которое обеспечивает высокую чувствительность. В приборе тепловое излучение последовательно преобразуется в электрический сигнал, усиливающийся и регистрирующийся как полутоновое изображение. В настоящее время применяются **теповизоры с оптико-механическим сканированием**.

В данных устройствах за счет пространственной развертки изображения осуществляется последовательное преобразование инфракрасного излучения в видимое. Изображение высвечивается на экране ЭЛТ поэлементно, т.е. кадр изображения формируется, как в телевидении, путем перемещения луча по горизонтали и вертикали. Получение поэлементной развертки обеспечивает оптико-механическое сканирование. В результате на выходе преобразователя формируется видеосигнал, подобный телевизионному.

Поскольку спектральный состав части излучения, которая вызывает сигнал на выходе преобразователя, определяется областью пропускания оптической системы и спектральной характеристикой преобразователя, термовизионная аппаратура имеет более широкую область спектральной чувствительности, чем та, которая построена на базе электронно - оптического преобразователя.

Термовизоры имеют два крупных конструктивных блока:

- **блок сканирования**, где размещены элементы оптической системы, устройства сканирования, преобразователь, балансно — усилительный блок, устройства для создания запускающих импульсов развертки;
- **электронно-осциллографический блок**, содержащий основную массу электронных устройств, блоки питания и ЭЛТ.

Электронно-осциллографический блок в последнее время часто совмещается с компьютером, где изображение, получаемое термовизором фиксируется и обрабатывается.. Блок сканирования

Лекция 28 МЕТОДЫ РАЗДЕЛЕНИЯ БИОЛОГИЧЕСКИХ ВЕЩЕСТВ

- 1 Электрофорез
- 2 Хроматография
- 3 Газовая хроматография

1 Электрофорез

Электрофорезом называют перемещение заряженных частиц в электрическом поле (если имеют дело с небольшими ионами, говорят об ионофорезе). Скорость заряженной частицы достигает предельного значения, когда движущая сила, действующая со стороны электрического поля, становится равной по величине силе сопротивления, обусловленной вязким трением (закон Стокса)

$$qE = 6\pi\eta r v . \quad (28.1)$$

В виду различной подвижности ионов все компоненты смеси будут двигаться с различной скоростью, что и позволяет осуществлять их разделение.

Наиболее часто применяют следующие методики:

- **свободный электрофорез** или электрофорез по методу движущейся границы. Это простейший способ выделения из смеси лишь двух компонентов – самого быстрого и самого медленного;
- **электрофорез на носителе**, или зональный электрофорез. Раствор движется по капиллярам пористой подложки (бумага, окись алюминия и т. д.).

При зональном электрофорезе важное значение имеет пористость носителя. Под пористостью носителя понимается отношение объема, занимаемого в данном носителе жидкостью, к общему объему носителя. Таким образом, величина пористости не > 1 и уменьшается по мере увеличения плотности носителя.

В зависимости от величины рабочего напряжения и направления вектора напряженности электрического поля различают следующие основные виды электрофореза:

- электрофорез при незначительных напряжениях от 4-5 В/см, время воздействия примерно равно 20 часов. Он используется для разделения сывороточных белков (посколь-

зоне излучения имел возможно более узкую ширину спектра, лучше всего излучение на одной линии максимального поглощения соответствующего красителя. Применение источника освещения с такой характеристикой исключает высокую общую засветку глаза. Выбранный фотоприемник должен обладать как можно большей **чувствительностью** в рабочем диапазоне, что даст возможность снизить уровень освещенности глазного дна.

Фотоприемник должен иметь **разрешающую способность**, достаточную для передачи мелких деталей глазного дна, и высокое отношение сигнал-шум для воспроизведения изображения глазного дна с необходимым контрастом.

Оптимальным с точки зрения всех требований, предъявляемых к фотоприемнику, является использование в качестве такового телевизионной передающей трубки. Телевизионный фотоприемник преобразует оптическое изображение на его мишени в последовательность электрических импульсов— телевизионный видеосигнал. Видеосигнал передается на устройства отображения - телевизионные мониторы с экранами различного размера для непосредственной визуализации, и записывается на магнитную ленту с помощью видеоманитофона. В видеосигнал чисто электронными методами может быть введена дополнительная информация. Наблюдение гемодинамической картины производилось в реальном масштабе времени, а регистрация сигнала на видеоманитофоне позволяла многократно просматривать сделанную запись для детального диагностического анализа. При использовании соответствующего видеоманитофона можно просматривать запись с пониженной скоростью воспроизведения и в обратном движении, а также возможна остановка изображения.

В качестве **источника** освещения глазного дна используется **перестраиваемый лазер**, длина волны которого выбирается в полосе максимального поглощения используемого красителя. При помощи специального электронного блока оптимальным образом связаны модуляция лазерного луча и параметры развертки телевизионной системы. Применение в качестве источника света лазера позволяет получить максимальную спектральную плотность излучения в нужном участке спектра и исключить засветку глазного дна на других длинах волн.

размещается на механизме установки в виде стойки или треноги с устройствами для поворота и наклона, чтобы направить его на контролируемый объект, и часто делается переносным.

Недостатком существующих тепловизоров является необходимость их охлаждения до температуры жидкого азота, что обуславливает их ограниченное применение. В 1982 году ученые предложили новый тип инфракрасного радиометра. В его основе - пленочный термоэлемент, работающий при комнатной температуре и обладающий постоянной чувствительностью в широком диапазоне длин волн. Недостатком термоэлемента является низкая чувствительность и большая инерционность.

Высокой эффективностью обладают тепловизионные приборы, работающие в **миллиметровых диапазонах длин волн**. Эти аппараты улавливают волны на три порядка длиннее, чем инфракрасные. Такие волны проникают на большую глубину по сравнению с теми, которые улавливает обычный инфракрасный тепловизор. Приборы могут различать колебания температуры до доли градуса в тканях, расположенных на несколько миллиметров внутри от поверхности кожи. Обычный же тепловизор регистрирует излучение только с поверхности тела. Радиотермографы, работающие в миллиметровых диапазонах длин волн предназначены для обнаружения злокачественных образований молочных желез, щитовидной железы и некоторых областей головного мозга. Они незаменимы для обнаружения опухолей и воспалений неглубокого залегания, потому что позволяют обеспечить наиболее высокую разрешающую способность и усреднение температуры по наименьшему объему. Это особенно ценно для выявления опухолей в начальной стадии, когда различие их температуры с окружающей средой невелико.

В перспективе также возможно совершенствование аппаратуры для сверхчувствительного приема электромагнитных колебаний дециметровых, сантиметровых и миллиметровых диапазонов.

Лекция 21 ЭНДОСКОПИЧЕСКИЕ ИССЛЕДОВАНИЯ

- 1 Принципы эндоскопии
- 2 Устройства гибких эндоскопов

1 Принципы эндоскопии

Идея передачи света на расстояние по изогнутому пути высказана и практически осуществлена В.Н Чиколевым в середине 60-х годов 19-го столетия. Его световоды представляли собой полые металлические трубы с зеркальной внутренней поверхностью. Создание жгута из стекловолокон для передачи не только света, но и изображения стало возможным лишь в 50-х годах прошлого столетия. Принцип передачи излучения по стекловолоконному световоду показан на рисунке 21.1. Демонстрация первого прототипа современных эндоскопов состоялась в 1958 году. Именно с этого периода началось развитие волоконной эндоскопии.

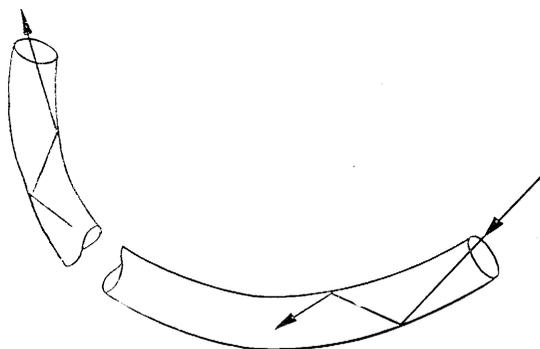


Рисунок 21.1 Принцип передачи излучения по стекловолокну.

Эндоскопия – исследование органов и систем организма с помощью специальных приборов - эндоскопов. Эндоскоп – прибор, предназначенный для визуального исследования внутренних полостей различных органов и систем. Примерами эндоскопов являются гастроскоп, используемый для обследования внутренних стенок желудка, аурископ, применяемый для обследования барабанной перепонки и т.д. Приборы с волоконной оптикой называют **фиброскопами**.

Волоконная оптическая медицинская техника прошла от смотрового гастропиброскопа до универсальных фиброскопов, позволяющих успешно исследовать пищеварительный тракт на значительном протяжении и осуществлять различные лечебные манипуляции. Общий вид и основные функциональные узлы одного из фиброскопов приведены на рисунке 21.2.

разделены на следующие направления:

- лазерное воздействие, направленное непосредственно на больной орган.
- воздействие на соседние, анатомически и функционально связанные с ним органы.
- воздействие на иммунокомпетентные зоны и на зоны, регулирующие аллергический статус.
- лазерное воздействие на сегментарные и (или) периферические нервные тракты, регулирующие функционирование ЛОР-органов.

Лазерная терапия может также применяться после хирургических вмешательств.

5 Лазерная диагностика в офтальмологии

Исследование сосудистой системы и гемодинамики глазного дна является одним из важнейших средств ранней диагностики тяжелых патологических изменений органа зрения и, в конечном счете, профилактики преждевременной потери зрения. Наибольшее распространение для исследования гемодинамики в настоящее время получили флюоресцентная ангиография и ангиоскопия глазного дна. Эти методы обладают большой информационной емкостью.

Флюоресцентная ангиография с фоторегистрацией позволяет зафиксировать результаты исследования, но нарушает целостность динамической картины кровообращения.

Перед исследователем, который работает над усовершенствованием и разработкой аппаратуры для исследования гемодинамики глазного дна, встают следующие задачи:

- **выбор фотоприемника**, имеющего достаточно высокую чувствительность как в видимом, так и в ближнем инфракрасном диапазоне и дающего возможность оперативно регистрировать и воспроизводить в реальном времени динамическую картину кровообращения глазного дна;
- **выбор соответствующего источника** освещения глазного дна, который излучает в диапазоне возбуждения применяемых контрастирующих красителей и позволяет достаточно простым способом изменять длину волны излучения.

Желательно, чтобы источник освещения в нужном диапа-

3 Лазерное облучение крови

Воздействие лазерного излучения на кровь становится универсальным способом лазерной терапии. Высокая лечебная эффективность его не вызывает сомнений, тяжелые осложнения не зарегистрированы, а осложнений средней и легкой степени, а также побочных эффектов можно избежать при соблюдении определенных условий, в частности не превышать суммарные дозы лазерной энергии как в течение одного сеанса, так и всего курса. Наиболее часто световод в кровеносное русло вводят через пункционную иглу в локтевую вену, сквозь подключичный катетер—в подключичную вену, верхнюю полую вену, полость предсердия.

В последнее время быстро нарастает интерес к неинвазивному способу лазерного облучения крови, когда излучатель (световод, насадку) располагают на коже в проекции крупных магистральных кровеносных сосудов, например в локтевой ямке, в паховом треугольнике, в большой надключичной ямке, на проекции кровеносных сосудов на шее. Внутриполостной способ особенно эффективен, так как лазерное излучение непосредственно влияет на больной орган, на его серозную оболочку, наиболее восприимчивую к лазерному воздействию.

4 Применение лазеров в оториноларингологии.

Оториноларингология является одной из областей, где лазерная терапия получила широкое применение. Это связано с тем, что ЛОР-органы характеризуются хорошим кровоснабжением и поэтому одно из свойств лазерного излучения улучшать микроциркуляцию в полной мере реализуется при заболеваниях этих органов. Кроме того, основная часть заболеваний уха, горла, носа имеет воспалительную или аллергическую природу. Известно, что лазерное излучение наиболее эффективно именно при тех заболеваниях, которые имеют в своей основе указанные факторы. Эффективность лазерной терапии повышается при использовании гибких световодов, световодных катетеров и насадок.

В данной области используются гелий-неоновые лазеры (1-5 мВт, экс 1-3 мин), ИК-лазеры (0,89мкм, 30-80 Гц, экс 30-60 с), полупроводниковые лазеры (0,62 мкм, 150 мВт, экс 7-10 мин) и др.

Методы лечения заболеваний ЛОР-органов имеют в своей основе принцип полизонального лазерного облучения и могут быть

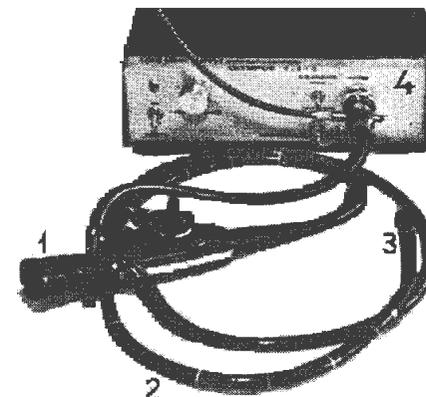


Рисунок 21.2 Общий вид эндоскопа: 1 – блок управления с окуляром; 2 – соединительная трубка; 3 – дистальный линзовый конец; 4 – источник питания и света.

В настоящее время есть эндоскопы дающие 200-кратное увеличение, эндоскопы для ультразвуковой томографии, электронные эндоскопы. Развитие эндоскопической техники идет по следующим направлениям:

- увеличение угла поля зрения и угла изгиба дистального конца фиброскопа;
- уменьшение размера дистальной части аппарата;
- усовершенствование для введения биопсийных щипцов и т.д.

В зависимости от целей исследования все методы эндоскопии делятся на две основные группы – **на диагностические и лечебные.**

В первом случае цель исследования постановка или уточнение диагноза, во втором исследование предполагает местное лечебное воздействие на патологический очаг. Лечебную эндоскопию делят на терапевтическую и хирургическую. Под терапевтической эндоскопией понимают лечебную эндоскопию при которой применяется орошение, инъекции, аппликация аэрозольными препаратами и т.д. Хирургическая эндоскопия предполагает выполнение таких манипуляций, которые могут сопровождаться кровотечением или развитием осложнений требующих хирургического вмешательства.

2 Устройства гибких эндоскопов

Во всех гибких эндоскопах современных моделей различают три основные системы:

- систему передачи света, которая обеспечивает освещение объекта исследования;
- систему передачи изображения объекта исследования;
- механическую систему, обеспечивающую проведение аппарата к объекту исследования и выполнение различных манипуляций.

Система передачи света представлена волоконно-оптическими элементами — волоконными световодами, в которые входят несколько десятков тысяч (до 150—200 тыс.) элементарных световодов диаметром 5—30 мкм, способных передавать свет. Элементарный световод — это не что иное, как стеклянная нить, состоящая из стеклянной сердцевины с высоким показателем преломления света и покрытая оболочкой, также изготовленной из стекла, только с низким показателем преломления света.

В элементарном волоконном **световоде-жгуте** (рис. 21. 3) единичные нити уложены свободно (нерегулярная укладка) относительно друг друга и скреплены только на концах. Это не влияет на светопередачу жгута в целом, на освещение объекта и обеспечивает большую гибкость световода. В волоконных световодах различают входной конец, воспринимающий свет от его источника, и выходной. Горцы жгутов в целях скрепления элементарных световодов пропитывают специальным клеем и тщательно полируют, поскольку светотехнические константы в значительной степени определяются качеством полировки.

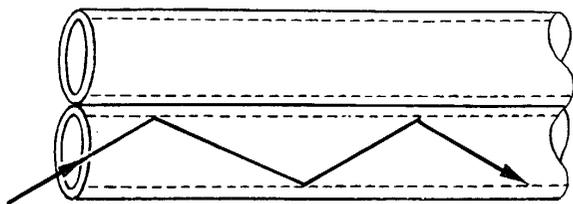


Рисунок 21.3 Схема строения стекловолоконного жгута

Система передачи изображения представлена волокон-

- **дистанционный** - излучатель (конец световода или насадки) располагается на расстоянии от облучаемого объекта;
- **контактный** - излучатель (световод, насадка) находится на облучаемом объекте;
- **контактный с компрессией** - излучатель (световод, насадка) плотно прижимают к облучаемому объекту и создают ту или иную степень давления на него;
- **контактно-зеркальный** - при котором используют специальные отражатели, что позволяет максимально использовать энергию лазерного аппарата в процессе лечения и исключить воздействие этого физического фактора на медицинский персонал;
- **внутрисосудистый** - световод находится в просвете артериального или венозного кровеносного сосуда;
- **внутриорганный** - световод находится внутри просвета полого органа (сердце, пищевод, желудок, кишка, трахея, бронхи, желчный пузырь, желчные протоки, уретра, мочевой пузырь, матка);
- **внутриполостной** - световод находится внутри естественной полости- грудной (плевральной), брюшной;
- **способ введения** излучателя (световода, насадки) в патологическую полость, например кисту или абсцесс;
- **экстракорпоральный** - облучение медикоментов, кровезаменителей, инфузионных сред, ауто- и донорской крови;

Дистанционный способ лазерной терапии рекомендуется для лечения заболеваний слизистых оболочек полости рта, кожных заболеваний, трофических язв и гнойных ран, нередко заболевания наружных половых органов.

При **контактном способе** практически вся лазерная энергия поглощается тканями объекта, в которых распространяется по законам нелинейной оптики вследствие их неоднородности, различного соотношения протеинов, жировой ткани, воды и электролитов. Этот способ применяют для лазерного воздействия на ткани и органы, располагающиеся глубже кожи, в том числе и на внутренние органы, а также на биологически активные точки. 3. При компрессии кожи излучателем (насадкой, концом световода) ткани уплотняются и становятся более проницаемыми для лазерного излучения, тем самым достигается более глубокое его проникновение, а также уменьшается степень дивергенции лазерного луча.

1 Медико-биологическое использование лазеров

По механизму воздействия современные методы медико-биологического использования лазеров могут быть разделены на три основных направления:

- **воздействие на ткани** патологического очага импульсным или непрерывным лазерным излучением при плотности мощности, недостаточной для глубокого обезвоживания, испарения тканей и возникновения в них дефекта. Этому типу воздействия соответствует применение лазеров в дерматологии и онкологии для облучения патологических тканевых образований, которое приводит к их коагуляции;
- **рассечение тканей**, когда под влиянием излучения лазера непрерывного или частотно-периодического действия часть ткани испаряется и в ней возникает дефект. В этом случае плотность мощности излучения может превосходить используемую при коагуляции на два порядка и более. Этому типу воздействия соответствует хирургическое применение лазеров;
- **влияние на ткани и органы** низкоэнергетического излучения, обычно не вызывающего явных морфологических изменений, но приводящего к определенным биохимическим и физиологическим сдвигам в организме, т.е. воздействие типа физиотерапевтического. Сюда же следует включить применение гелий-неонового лазера в целях биостимуляции при вяло текущих раневых процессах, трофических язв и др.

Несмотря на всю условность разделения понятно, что при рассечении тканей наблюдается одновременно гибель части клеток, рассечение и коагуляция тканей сопровождается определенными физиолого-биохимическими изменениями. Задача исследований по механизму биологического действия лазерной радиации сводится к изучению тех процессов, которые лежат в основе интегральных эффектов, вызываемых облучением — коагуляции тканей, их испарения, биостимуляционных сдвигов в организме.

2 Способы применения лазерного излучения

Существуют несколько способов применения лазерного излучения в клинике:

ным световодом с регулярной укладкой единичных стеклянных волокон, диаметр которых обычно меньше 5—12 мкм. Регулярная укладка волокон, когда положение элементарных световодов на входном и выходном торцах одинаковое, обеспечивает передачу изображения без искажения настраиваемого объекта. На проксимальном конце эндоскопа имеется окуляр, через который исследователь воспринимает изображение.

Основным достоинством волоконной системы передачи изображения является возможность передачи по изогнутым анатомическим каналам. За счет разворота торца жгута для передачи изображения достигается прямое (неперевернутое) изображение объекта исследования. Жгут волоконного световода вмонтирован в бронзовую спираль (покрывается синтетической оболочкой), обеспечивающую упругость эндоскопа. Гибкая рабочая часть эндоскопа переходит в корпус с окуляром, рычагами для управления дистальным концом эндоскопа и приспособлениями для биопсии, ирригации и инсуффляции воздуха в прогнет пищеварительного канала.

В настоящее время арсенал эндоскопов для исследования пищеварительного тракта богатый. Аппараты широко используются для эзофагоскопии, эзофагогастродуоденоскопии, дуоденоскопии, колоноскопии, холедохоскопии, фистулоскопии и др. В зависимости от назначения аппаратов технические данные их различны: разная длина, наружный диаметр, боковое или торцевое расположение оптики и т. д.

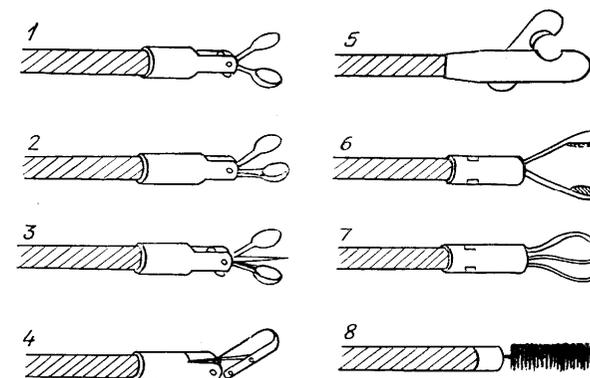


Рисунок 23.4 Различные виды щипцов и захватов: 1- биопсийные с двухдвижущимися концами; 2- с однодвижущимися концами; 3 – с иглой; 4 – в виде лопатки; 5 – для пересечения лигатур; 6 – в виде рта крокодила; 7 – “трехзубые” 8 – в виде щетки.

Важным достоинством современных моделей фиброэндо-

скопов является приспособленность их к выполнению различных дополнительных диагностических и лечебных манипуляций. Это щипковая, горячая и петельная биопсия, электрокоагуляция, лазерная фотокоагуляция, аппликация всевозможных быстрополимеризующихся многокомпонентных средств и т. д. Выполнение таких функций возможно с помощью различного рода щипцов и захватов (рис. 21.4).

Лекция 22 ОСНОВНЫЕ ПАРАМЕТРЫ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ КОЛЕБАНИЙ

Введение

- 1 Физические параметры ультразвука
- 2 Энергетические параметры ультразвука

Введение

Ультразвук - упругие колебания в газах, жидких, твердых телах, частота которых больше 20 кГц. Впервые ультразвук был изучен русским физиком П.Н. Лебедевым в начале 20 века. Практическое применение его началось позже и связано с именем французского физика П. Лакжевена. Ультразвук не воспринимается человеческим ухом. Некоторые животные (летучие мыши, рыбы, насекомые и др.) способны его издавать и воспринимать. Ультразвуковые колебания присутствуют в шуме ветра, водопада, морского прибоя, возникают при работе моторов, станков ракетных двигателей. Ультразвук, в отличие от обычного звука, обладает большей энергией, способностью концентрироваться в виде пучка и др. Ультразвуку присущи такие свойства как поглощение, преломление и отражение от неоднородных структур, зависящие от частоты колебаний.

В медицинской практике ультразвук, в различном диапазоне частот, используется для терапевтического и хирургического лечения и диагностики. Первое применение ультразвука в медицине относится к началу 30-х г. Метод лечения, при котором используются колебания в диапазоне 800-3000 кГц, получил название ультразвуковой терапии.

Способность ультразвука без существенного поглощения проникать в мягкие ткани организма и отражаться от уплотнений и неоднородностей используется **в диагностических целях**. Преимущество по сравнению с рентгенологическими исследованиями –

- первичный фотофизический акт;
- появление первичных фотопродуктов.

2 На клеточном уровне:

- изменение электрической активности мембран;
- активация ядерного аппарата клеток системы ДНК-РНК-белок;
- активация окислительно-восстановительных, биосинтетических и основных ферментных систем;
- увеличение образования АТФ;
- усиление митотической активности клеток и активация процессов репродукции.

3 На уровне органов:

- уменьшение длительности фаз воспаления;
- уменьшение степени отека и напряжения тканей;
- понижение чувствительности рецепторов;
- увеличение поглощения тканями кислорода;
- повышение скорости кровотока;
- закрытие шунтов и увеличение количества новых сосудистых образований;
- активация транспорта продуктов метаболизма.

4 Клинические эффекты на уровне целостного организма:

- противовоспалительный;
- противоотечный;
- обезболивающий;
- генераторный;
- иммунокорректирующий;
- улучшающий региональное кровообращение;
- бактерицидный и бактериостатический.

Лекция 27 ПРИМЕНЕНИЕ ЛАЗЕРОВ В БИОЛОГИИ И МЕДИЦИНЕ

- 1 Медико-биологическое использование лазеров
- 2 Способы применения лазерного излучения
- 3 Лазерное облучение крови
- 4 Применение лазеров в оториноларингологии
- 5 Лазерная диагностика в офтальмологии

Многолетний опыт специалистов по лазерной медицине показывает, что даже очень незначительные количества лазерной энергии, порядка 1—2 Дж на сеанс, оказывают выраженный клинический эффект. Этих доз, по-видимому, достаточно для коррекции деятельности информационных систем. Мы определяем это как **первый уровень взаимодействия лазерного излучения с биотканью**. Второй уровень - это использование организмом лазерной энергии непосредственно для реализации метаболических процессов, для чего потребность лазерной энергии намного больше.

Наиболее вероятной гипотезой, объясняющей воздействие лазерного излучения на биологические ткани, является рабочая гипотеза, предложенная В.Е. Илларионовым и называется им как "концепция биоэлектрического триггера". Согласно этой гипотезе, лазерное излучение изменяет электрический статус клетки и тем самым включает триггер (переключатель), который переводит биологическую систему из одного стационарного состояния функционирования в другой. Процесс переключения начинается с клетки и переходит на иерархически более высокие уровни: надклеточный, гипофиз, гипоталамус — кора головного мозга, а затем, в новом качестве, возвращается обратно. Фактически срабатывает прямая и обратная связь в информационной системе.

В мембранах клеток имеются системы гигантских по напряжению электрических диполей. Поступающая извне энергия в виде фотонов нарушает равновесие и освобождает заключенную в диполях электрическую энергию, которая используется для осуществления биохимических процессов. Следовательно, квант, отдавший свою энергию, превращается в энергию фотохимических процессов. Таким образом квант, действующий как "триггер", включает в работу внутреннюю энергию биологических молекул организма. По-видимому, кванты лазерного света "заставляют" работать биофизические и следующие за ними процессы не только с ускорением, но и с повышением коэффициента эффективности.

Перечислим основные эффекты сопровождающие воздействие лазерного излучения на биологические ткани:

1 На атомно - молекулярном уровне:

- поглощение кванта света тканевым фоторецептором;
- возникновение фотопроводимости;
- возникновение фотоэлектродвижущей силы;
- возникновение электролитической диссоциации ионов;
- образование электронного возбуждения;
- миграция энергии электронного возбуждения;

практически полное отсутствие побочных эффектов, что позволяет производить многократные ультразвуковые исследования любых частей тела (включая исследование глаза). Высокая чувствительность ультразвуковой аппаратуры позволяет получить эхограмму (рисунок) мягких тканей, проследить за движущимся объектом (сердцем, кровью и т. д.).

Для **лечебных целей** применяют аппараты, в которых электрический ток подается на пластину излучателя кварца или титаниста бария. Пластина под воздействием переменного электрического поля изменяет свой объем —сжимается и разжимается. Движения пластины через контактную среду (вазелиновое масло, пасты ланолина, вода) передается на подлежащие ткани. В механизме лечебного действия ультразвука выделяют **механические** (микромассаж клеток и тканей), **термические** и **физико-химические** (образование биологически активных веществ) факторы.

Кроме того, под влиянием ультразвука в зоне воздействия повышается проницаемость кожи и слизистых оболочек, что способствует введению в ткани через кожу нанесенных на нее лекарственных средств. Этот метод лечения назван **ультрафонофорезом**.

1 Физические параметры ультразвука

В физиотерапии обычно применяют ультразвуковые волны с частотой 0,8 - 3 МГц. Большинство серийных ультразвуковых терапевтических аппаратов работают на одной из фиксированных частот этого диапазона, Чаще всего — на 0,88 МГц.

Важной физической характеристикой звуковых колебаний является **амплитуда волны**, или **амплитуда смещения**. Амплитудой волны называется максимальное смещение колеблющихся частиц среды от положения равновесия. Мощность звука при одной и той же частоте зависит от амплитуды колебания звучащего тела. Тело, совершающее колебания с большей амплитудой, будет вызывать более резкое изменение давления среды, и звук будет сильнее.

Скорость, с которой частицы среды колеблются около среднего положения, называется колебательной. **Колебательная скорость** (v) определяется выражением

$$v = \omega A \cos \omega (t-x/c), \quad (22.1)$$

где $\omega = 2\pi f$ - круговая частота;

A - амплитуда смещения частиц среды;
 t – время;
 x - расстояние от колеблющейся частицы до источника колебаний;
 c - скорость распространения колебаний в среде;
 $\omega(t - x/c)$ - фаза колебаний.

В энергетическом отношении реальные колебательные системы характеризуются изменением энергии вследствие частичной ее затраты на работу против сил трения и излучение в окружающее пространство. В упругой среде колебания постепенно затухают. Для характеристики затухающих колебаний используются **коэффициент затухания** (S), логарифмический декремент (Θ) и **добротность** (Q).

Коэффициент затухания отражает быстроту убывания амплитуды с течением времени. Если обозначить время, в течение которого амплитуда уменьшается в $e = 2,718$ раза, через τ , то

$$S = 1/\tau. \quad (22.2)$$

Уменьшение амплитуды за один цикл характеризуется **логарифмическим декрементом**. Логарифмический декремент равен отношению периода колебаний ко времени затухания τ :

$$\Theta = T/\tau. \quad (22.3)$$

Добротность системы - это величина, равная числу полных колебаний, соответствующих уменьшению амплитуды в e^π раз. Время, необходимое для такого уменьшения амплитуды, определяется произведением $\tau\pi$. Отсюда число периодов, укладывающихся в этот промежуток времени, или добротность Q , выражается формулой:

$$Q = \tau\pi/T. \quad (22.4)$$

К примеру добротность кварцевой пластинки, употребляемой в качестве излучателя ультразвуковых колебаний, равна 100000.

Если колебания совершаются с потерями, то убыль энергии системы равна той энергии, которую поглощает активное сопротивление в единицу времени. При этом надо иметь в виду, что активное сопротивление обусловлено трением, излучением акустиче-

нескольких десятков биологически активных медиаторов. Весь этот ансамбль настроен для функционирования не только в нормальных, но и в экстремальных условиях, а нарушение его деятельности лежит в основе патогенеза того или другого заболевания и ведет к расстройству адаптации.

3 Фотобиологические эффекты воздействия лазерного излучения

Развитие и существование жизни на Земле органически связано с энергией Солнца, поступающей в биологические системы в виде трансформированных из света энергоносителей или непосредственно в виде света. Свет солнца обеспечивает энергетические потребности и превращается в материальные структуры биологических организмов.

При падении лазерного излучения на поверхность биологического объекта незначительная его часть отражается, а остальная проникает в глубже лежащие ткани, где подвергается следующим превращениям. Основная часть лазерного излучения называется проникающей, которая рассеивается среди внутритканевых структур, при этом чем однороднее ткани, тем стабильнее коэффициент распределения излучения.

Поглощенные биотканью кванты света включаются в биологические процессы жизнедеятельности тканей, органов и систем макроорганизма. Известно, что биофизические и биохимические процессы в клетках и в неклеточных тканях и жидких средах протекают в виде двух фаз—быстрой и медленной. В медленной фазе происходит количественное накопление массы вещества и (или) энергии, в быстрой качественное изменение, а именно—для энергии изменение ее уровня, для вещества — изменение структуры и (или) массы. Быстрая фаза в короткий промежуток времени либо выделяет энергию, либо ее поглощает. Чередование фаз в норме, например при синтезе определенного вещества, протекает в виде регулярного ритмичного процесса. Патологический процесс нарушает ритмику метаболических процессов за счет повреждения информационных систем, возникает "энергетический голод". Отсюда следует, что дефицит энергии может быть устранен двумя путями: либо восстановление деятельности информационных систем, если они нарушены (небольшие дозы энергии), либо непосредственным включением энергии в метаболические процессы (потребность энергии на несколько порядков больше).

2 Системы обеспечения жизнедеятельности живых организмов.

Механизм взаимодействия лазерного излучения с биологическими тканями является предметом оживленной дискуссии с момента создания лазеров. Вопрос заключается в том, что брать за основу: уровень молекулы и ее структур как нижней ступени в иерархической системе жизнедеятельности многоклеточного организма, уровень клетки (ступень выше), уровень ткани, органа, системы органов или весь организм (верхняя ступень). Все эти ступени связаны между собой анатомически и, еще в большей степени, функционально.

Известно, что количественные и качественные характеристики здоровья отдельно взятого человека определяются, в основном, состоянием его адаптационных механизмов, скоростью и адекватностью реакций. В организме многоклеточного животного, в частности человека, можно выделить следующие группы основных жизненно необходимых систем:

- **Энергетическая система**, которая обеспечивает организм для движения, жизнедеятельности органов и систем, синтеза собственных тканей, деструкции и элиминации продуктов распада. Эта система сама по себе нуждается в крупных поступлениях внешних энергоносителей, энергетическая емкость которых для человека составляет в сутки в среднем 2500 ккал.
- **Система обеспечения физических и биохимических процессов**, которая является основным потребителем поступающих энергоносителей, хотя часть энергии она получает в результате внутренних биохимических процессов.
- **Транспортная система**, которая обеспечивает перемещение внутри организма энергоносителей, крови, лимфы, газов, продуктов метаболизма. Энергопотребление этой системы также очень значительно.
- **Система связи**, которая обеспечивает формирование информации, ее передачу и восприятие, осуществляя управление механическими и биологическими процессами. Эта система работает с минимальной потребностью в энергии. Так, формирование и передача нервного импульса может потреблять всего несколько миллиджоулей.

Известно, что в организме человека имеется от 50 до 100 тысяч генов различных типов, каждый из которых вырабатывает до

ских волн и другими потерями. Соотношение полной энергии (W_n) колебания и потери энергии (W_d) за период (энергия диссипации за период) выражается следующим уравнением:

$$W_n/W_d = Q/2\pi. \quad (22.5)$$

При воздействии на колебательную систему с потерями 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. Явление достижения амплитуды колебательной скорости своего максимального значения, при совпадении частоты вынужденных колебаний с частотой собственных незатухающих колебаний механической системы, называют **механическим резонансом**.

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.

Важным параметром является **скорость распространения ультразвуковой энергии** в среде. 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 примерно равна 1500 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.

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 и разряжения среды при данной амплитуде колебания частиц среды. Численно, удельное акустическое сопротивление среды (Z) находится как произведение плотности среды (ρ) на скорость (c) распространения в ней ультразвуковых волн

$$Z = \rho \cdot c \quad (22.6)$$

Звуковое или 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:

$$P = 2\pi f \rho c A \quad (22.7)$$

где P - максимальное акустическое давление (амплитуда давления);
 f - частота;
 c - скорость распространения ультразвука;
 ρ - 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 и 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:

$$a = \omega^2 A = (2\pi f)^2 A \quad (22.8)$$

микрофлуорометров, доплеровская анемометрия кровотока, лазерная флуоресценция, бронхоскопия для выявления легочных опухолей на их ранней стадии).

Для этих целей применяют в основном, **два типа низкоэнергетических лазеров: газовые гелий—неоновые** и твердотельные **полупроводниковые**. Гелий—неоновые лазеры производят с выходной мощностью до 2 мВт для внутрисосудистого облучения крови и лазерной рефлексотерапии и мощностью от 10 до 50 мВт, которые можно использовать не только для выше указанных целей, но, в основном, для лазерного воздействия на зоны различной площади. Выпускаются и портативные гелий—неоновые лазеры мощностью до 25 мВт.

Наиболее популярны полупроводниковые лазеры, работающие в инфракрасном спектре, которые используют как для облучения зон, так и для рефлексотерапии и внутрисосудистого облучения крови. Излучение этих лазеров в 2—4 раза глубже проникает в биоткани, что позволяет их использовать для чрезкожного воздействия на внутренние органы. Полупроводниковые лазеры портативны, стабильны в работе, безопасны, как для больных, так и медицинского персонала. В последнее время начал выпуск полупроводниковых лазеров, генераторы которых излучают в красной полосе спектра, эти лазеры могут составить серьезную конкуренцию газовым гелий—неоновым лазерам.

Характер действия лазерного излучения на объект во многом зависит от его длины волны и мощности. Длины волн медицинских лазеров располагаются в УФ, видимой и инфракрасной частях спектра. Так, для лазера на аргоне длина волны составляет 0,51 мкм, для гелий—неонового – 0,63 мкм, для лазера на аллюмо—итриевом гранате с неодимом – 1,06 мкм и для углекислого лазера—10,6 мкм. Мощность хирургических лазеров, работающих в непрерывном режиме генерации, колеблется от нескольких ватт до сотен ватт, терапевтических (низкоэнергетических, низкоинтенсивных) – от нескольких до сотен милливатт. Импульсы низкоэнергетических лазеров, обладают, в зависимости от типа аппарата и длины волны излучения, мощностью от нескольких ватт до сотен ватт, однако их усредненная мощность за счет краткосрочности импульсов приравнивается к мощности лазеров, генерирующих непрерывное лазерное излучение.

Возможности лазерной терапии многократно возросли с внедрением в практику лазерных инструментов: световодов и специализированных световодных насадок.

1 Свойства лазерного излучения и характеристики медицинских лазеров

Лазеры широко применяются в различных областях науки и техники, таких, как физика, химия, электроника и медицина. Такое широкое распространение лазеры получили благодаря уникальным свойствам лазерного излучения. К этим свойствам относятся:

- **Монохроматичность.** Ширина спектра лазерного излучения характеризуется чрезвычайно узкой полосой, недоступной для получения в других генераторах светового излучения, которая лимитирована только длиной волны, генерируемой лазерным излучателем. Ширина спектра излучения ламп накаливания после пропускания через узкополосный светофильтр составляет 1-5 нм, в то время как в газовых лазерах она находится в пределах 0,0001 нм, в твердотельных—около 1нм и в полупроводниковых от 10 до 1 нм.
- **Когерентность** (пространственная когерентность) – это упорядоченность распределения фаз лазерного излучения в пространстве и времени. Степень когерентности зависит от качества монохроматичности и не может быть идеальной.
- **Поляризованность.** Лазерное излучение характеризуется энергетическим вектором, величина и направление которого в данной точке пространства регулярно меняется с течением времени, но всегда ориентировано перпендикулярно к направлению лазерного излучения.
- **Высокая концентрация энергии,** недостижимая при использовании других источников светового излучения.

В медицине лазеры получают все большее распространение. Здесь они могут использоваться либо для целей диагностики, либо для получения необратимых изменений в биомолекулах, клетках или тканях. В условиях роста стоимости лекарственных и лечебных услуг все больше внимания уделяется лечению больных с помощью современных лазерных технологий.

Лазеры используются в таких областях как хирургия (лазерная хирургия) и терапия. Однако развиваются также и некоторые диагностические методы основанные на использовании лазерного излучения (например, клиническое применение потоковых

т. е. ускорение пропорционально квадрату частоты и амплитуде смещения.

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. Этот механизм нашел применение в образовании аэрозолей лекарственных веществ. Радиационное давление часто используется при измерении мощности ультразвуковых колебаний в специальных измерителях - ультразвуковых весах.

2 Энергетические параметры ультразвука

Ультразвуковая энергия есть сумма кинетической энергии колеблющихся частиц и потенциальной энергии упругой деформации среды. Как и всякая другая энергия, ультразвуковая энергия измеряется в Дж (СИ) и эргах (СГС);

$$1 \text{ Дж} = 10^7 \text{ эрг.} \quad (22.9)$$

Акустическая мощность представляет собой энергию, переносимую в единицу времени через поверхность, перпендикулярную направлению распространения звуковой волны. Акустическая мощность выражается в ваттах (СИ) или эргах в секунду (СГС);

$$1 \text{ Вт} = 10^7 \text{ эрг/с.} \quad (22.10)$$

Интенсивность (сила) ультразвука - поток акустической энергии, отнесенный к единице поверхности, перпендикулярной направлению распространения ультразвука, или, иными словами, акустическая мощность, приходящаяся на единицу поверхности.

$$I = W/St, \quad (22.11)$$

где W - энергия потока ультразвука, проходящего через площадь S за время t. Интенсивность ультразвука связана с амплитудой коле-

бания, величиной переменного акустического давления и колебательной скоростью частиц среды.

Зависимость интенсивности ультразвука от амплитуды выражается формулой:

$$I = \frac{1}{2} \rho c \omega^2 A^2, \quad (22.12)$$

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:

$$I = P/2\rho c. \quad (22.13)$$

Интенсивность ультразвука связана с колебательной скоростью частиц среды соотношением:

$$I = \rho c v^2/2, \quad (22.14)$$

где v - колебательная скорость частиц среды.

Интенсивность ультразвука измеряется в Вт/м² (СИ) и эрг/(см²) (СГС).

$$1 \text{ Вт/м}^2 = 10^3 \text{ эрг/(см}^2\text{)}. \quad (22.15)$$

В физиотерапии для интенсивности ультразвука применяется размерность Вт/см². Принято выделять три диапазона интенсивностей:

- 0,05 - 0,6 Вт/см² - низкий уровень интенсивности;
- 0,6 - 1,2 Вт/см² - средний уровень интенсивности;
- свыше 1,2 Вт/см² - сверхтерапевтический, высокий уровень интенсивности.

Международная электротехническая комиссия приняла решение о том, что максимальная интенсивность с головки излучателя терапевтического аппарата не должна превышать 3 Вт/см². Для определения мощности (N) акустического излучателя любого ультразвукового аппарата достаточно интенсивность ультразвука

- **"УТП - 1"** - переносной аппарат для ультразвуковой терапии. Основные технические данные аппарата: частота ультразвуковых колебаний 880 кГц; максимальная мощность ультразвука 8 - 10 Вт; максимальная интенсивность 2 - 2,5 Вт/см² (площадь излучателя 4 см²). Регулировка мощности осуществляется 10-ю ступенями. Аппарат работает как в непрерывном, так и в импульсном режимах.
- **"Ультразвук - Т 5"**. В качестве пьезоэлектрического преобразователя используется керамика из титаната бария. Это позволило понизить напряжение питания преобразователя. Вместо компенсатора напряжения питающей сети в этом аппарате используются схемы стабилизации выходного напряжения и стабилизатора накала ламп. Независимость выходных параметров аппарата от напряжения питания упростило его эксплуатацию и повысило точность дозиметрии.
- **"УТП - 3М"** - портативный аппарат для ультразвуковой терапии. Предназначен для воздействия на поверхностные слои тканей и находят основное применение в дерматологии. Основные технические данные аппарата: частота ультразвуковых колебаний 2640 кГц; максимальная мощность ультразвука при работе с излучателем с активной площадью 4 см² 12 Вт, при работе с излучателем с активной площадью 1 см² 3 Вт; аппарат работает как в непрерывном, так и в импульсном режимах при длительности импульсов 10 мсек. и частоте повторения импульсов 50 кГц.
- **"УТС - 1"** - стационарный аппарат для ультразвуковой терапии. Основные технические данные аппарата: частота ультразвуковых колебаний 880 кГц; максимальная мощность ультразвука 20 Вт; регулировка мощности плавная; аппарат работает как в непрерывном, так и в импульсном режимах при длительности импульсов 10, 4 и 2 мсек. и частоте повторения импульсов 50 Гц.

Лекция 26 СВОЙСТВА ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ И ТИПЫ МЕДИЦИНСКИХ ЛАЗЕРОВ

- 1 Свойства лазерного излучения и характеристики медицинских лазеров
- 2 Системы обеспечения жизнедеятельности живых организмов

ем длительности сигнала к периоду следования импульсов, выраженным в процентах. Все приборы обычно снабжены таймером, чтобы задавать длительность импульса. Средняя интенсивность ультразвука терапевтических уровней может быть измерена с помощью балансных радиометров, а распределения амплитуды ультразвука в пучке могут быть получены с помощью миниатюрных датчиков давления или температуры.

3 Некоторые ультразвуковые приборы и установки

- **"Эхоскоп - 8"** - это ультразвуковой диагностический прибор, предназначенный для обнаружения злокачественных и доброкачественных опухолей, а также инородных тел в тканях. Этот прибор дает возможность изучить топографо-анатомические взаимоотношения органов и тканей, их структуру, плотность и глубину залегания.
- **"Эхо - 11"** - ультразвуковой эхоэнцефалограф; он позволяет обнаружить опухоли мозга и другие образования, а так же может определять положение плода.
- **"Фазокард"** - прибор, предназначенный для исследования сердца. Отраженные от сердца ультразвуковые импульсы преобразуются в электрический ток, напряжение которого пропорционально величине перемещения стенки сердца (получается ультразвуковая кардиограмма).
- **"Ритм"** - прибор, контролирующий ритмичность сердца.
- **"Малыш"** - портативный прибор для определения сердцебиения у не родившегося ребенка.
- **"TUR US 6 -1" (ФРГ)** - ультразвуковой физиотерапевтический аппарат, может работать как в непрерывном, так и в импульсном режиме.
- **"УЗТ 101"** - прибор, применяемый для лечения периферической нервной системы, опорно-двигательного аппарата.
- **"Лор - 3"** - аппарат для лечения тонзиллитов, гайморитов, ринитов.
- **Комплекс "Байкал"** используется для разрушения камней при мочекаменной болезни.
- **"Узум"** - аппарат, используемый для разрезания тканей при хирургических операциях и остановки кровотечения.

(Вт/см²) умножить на площадь поверхности излучающей головки (см²):

$$N = I \cdot S. \quad (22.16)$$

Поглощенная в единице объема энергия называется физической дозой (Д):

$$Д = I \cdot t \cdot S / V, \quad (22.17)$$

где I - интенсивность ультразвуковых колебаний, падающих на озвучиваемую поверхность тела;

t - время озвучивания;

S - площадь облучаемой поверхности тела;

V - объем тканей 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 ультраакустической энергии в любом объекте.

В процессе распространения плоских ультразвуковых волн в среде интенсивность ультразвука (I) уменьшается по мере удаления от источника излучения согласно формуле:

$$I = I_0 e^{-2ax}, \quad (22.18)$$

где I₀ - 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 см⁻¹ = 8,68 дБ/см.

Лекция 23 УЛЬТРАЗВУК В БИОЛОГИЧЕСКИХ СРЕДАХ

1 Источники ультразвука

2 Распространение ультразвука

3 Способы введения ультразвуковой энергии

1 Источники ультразвука

Ультразвуковой пучок с необходимыми параметрами можно получить с помощью соответствующего преобразователя. Наиболее распространены керамические преобразователи из титаната бария. В тех случаях, когда основное значение имеет мощность ультразвукового пучка, обычно используются механические источники ультразвука. Первоначально все ультразвуковые волны получали механическим путем (камертоны, свистки, сирены).

Первый ультразвуковой свисток сделал в 1883 году англичанин Гальтон.



Рисунок 23.1 Ультразвуковой свисток Гальтона с резонансной полостью.

Ультразвук здесь создается подобно звуку высокого тона на острие ножа, когда на него попадает поток воздуха. Роль такого острия в свистке Гальтона играет "губа" в маленькой цилиндрической резонансной полости. Газ, пропускаемый под высоким давлением через полый цилиндр, ударяется об эту "губу"; возникают колебания, частота которых (она составляет около 170 кГц) определяется размерами сопла и губы. Мощность свистка Гальтона невелика. Большинство ультразвуковых свистков можно приспособить для работы в жидкой среде.

По сравнению с электрическими источниками ультразвука жидкостные ультразвуковые свистки маломощны, но иногда, например, для ультразвуковой гомогенизации, они обладают существенным преимуществом. Так как ультразвуковые волны возни-

в клинике, среди которых можно выделить две большие области. К первой относится аспирация (удаление) тканей. Здесь наиболее распространенным случаем использования ультразвука является удаление катаракты из хрусталика глаза - **факоемульсификация**. Кончик инструмента делается в форме полой трубочки, которая вставляется в небольшое отверстие в глазу. Кончик вибрирует, разрушая хрусталик, и небольшие его фрагменты всасываются через трубочку. Аналогичная методика может быть использована и для уменьшения объема твердой опухоли, например, ректальной.

Ко второй области применения ультразвуковых инструментов относится **разрезание тканей**. Достоинством здесь являются малые потери крови. Метод успешно применяется на таких богатых сосудами органах, как печень и селезенка. Он используется также при трахеотомии, тонзиллэктомии, при операциях на легких, бронхах, грудной клетке и глазу. Для резания кости может применяться ультразвуковая пила. При сравнительном исследовании было найдено, что поверхность разреза, произведенного ультразвуковой пилой, была шероховатее, чем сделанная обычной пилой, однако она не содержала видимых микротрещин. Ультразвуковая пила работает плавнее, и с ее помощью легче осуществлять точную остеотомию.

2 Основные параметры выпускаемых ультразвуковых приборов

Многие из выпускаемых приборов используют ультразвук средней интенсивности до 3 Вт/см^2 и работают в частотном диапазоне 0,75 -5 МГц. Используются либо непрерывные, либо импульсные режимы. Импульсные режимы выбираются главным образом в том случае, когда хотят использовать нетепловые эффекты. Выбор несущей частоты определяется глубиной расположения объекта воздействия: более высокие частоты используются для воздействия на поверхностные области.

Серийные генераторы обычно имеют две или три фиксированные рабочие частоты, часто с взаимозаменяемыми преобразователями, и дают возможность плавно или дискретно менять интенсивность. 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. Импульсные режимы обычно характеризуются либо отношением длительности сигнала к длительности паузы, либо коэффициентом заполнения - отношени-

плитудой в области 6 -100 мкм. Ультразвук позволяет счистить и удалить налипшие скопления с поверхности зубов и их корней. Наконечником можно чистить, стирать и шлифовать зубы, избавляя их от камней, бляшек, остатков пищи, пятен и размягченного цемента.

Фотографические исследования показали, что после ультразвуковой очистки поверхность зуба становится более гладкой, чем после ручной обработки. Ультразвуковые инструменты могут использоваться для **выскабливания патологического зубодесневого кармана**. В этом случае наконечник может прикладываться к мягкой ткани для того, чтобы произвести слабый ожог.

Лекция 25 УЛЬТРАЗВУКОВЫЕ ПРИБОРЫ И УСТАНОВКИ

- 1 Ультразвуковые хирургические инструменты
- 2 Основные параметры выпускаемых ультразвуковых приборов
- 3 Некоторые ультразвуковые приборы и установки

1 Ультразвуковые хирургические инструменты

Как правило, хирургические ультразвуковые инструменты состоят из полуволнового магнестрикционного или пьезокерамического преобразователя, связанного с волноводом, имеющим рабочий наконечник, форма которого соответствует выполняемым операциям. Амплитуда колебания наконечника может составлять от 15 до 350 мкм, а рабочая частота выбирается из диапазона до 30 кГц. Поскольку трение между двумя поверхностями уменьшается, если одна из поверхностей колеблется, то применение ультразвуковых инструментов для разреза требует **меньших усилий** по сравнению с традиционными скальпелями. Высокая температура, достигаемая на конце ультразвукового скальпеля, может прижигать сосуд до 2 мм в диаметре. Это **уменьшает кровотечение** в операционной зоне, и таким образом, облегчает проведение операции.

Преимущество ультразвуковой техники по сравнению с криохирургической состоит в том, что кончик скальпеля не прилипает к ткани, и поверхности разреза не испытывают дополнительных травм. Преимущество ультразвукового скальпеля по сравнению с лазерной хирургией заключается в том, что хирург чувствует сопротивление ткани при ее разрезе и поэтому разрушение ткани лучше контролируется.

Ультразвуковые инструменты нашли множество применений

кают непосредственно в жидкой среде, то не происходит потери энергии ультразвуковых волн при переходе из одной среды в другую. Пожалуй, наиболее удачной является конструкция жидкостного ультразвукового свистка, изготовленного английскими учеными Коттелем и Гудменом в начале 50-х годов 20 века. В нем поток жидкости под высоким давлением выходит из эллиптического сопла и направляется на стальную пластинку. Различные модификации этой конструкции получили довольно широкое распространение для получения однородных сред. Благодаря простоте и устойчивости своей конструкции (разрушается только колеблющаяся пластинка) такие системы долговечны и недороги.

Другая разновидность механических источников, обладающих относительно большой мощностью ультразвука - сирены. Все ротационные сирены состоят из камеры, закрытой сверху диском (статором), в котором сделано большое количество отверстий. Столько же отверстий имеется и на вращающемся внутри камеры диске - роторе.

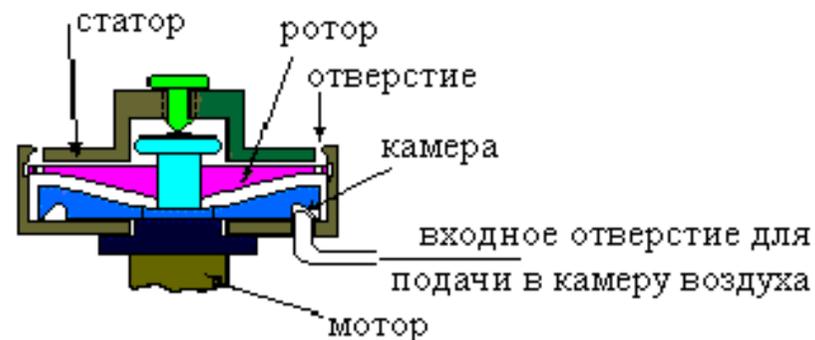


Рисунок 23.2 Устройство ультразвуковой сирены.

При вращении ротора положение отверстий в нем периодически совпадает с положением отверстий на статоре. В камеру непрерывно подается сжатый воздух, который вырывается из нее в те короткие мгновения, когда отверстия на роторе и статоре совпадают.

Терапевтические излучатели обычно сделаны в виде дисков из высококачественной пьезокерамики цирконат-титаната свинца, например PZT 4. Они помещаются в водонепроницаемую оболочку из алюминия или нержавеющей стали, прикрепленную к концу легкой ручки. Обратная сторона диска граничит с воздухом.

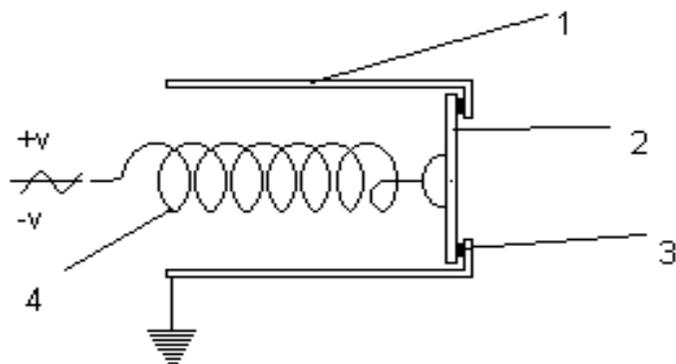


Рисунок 23.3 Схема крепления кристалла в терапевтическом излучателе, обеспечивающая воздушную нагрузку тыльной стороны кристалла: 1-заземленный металлический корпус; 2 - пьезоэлектрический кристалл с серебряными электродами с обеих сторон; 3 - припой; 4 - пружина, прижимающая контакт к обратной стороне.

В зависимости от назначения, площадь и форма ультразвуковых излучателей может быть различной. На рисунке 23.4 показан общий вид ультразвукового излучателя применяемого в терапии.

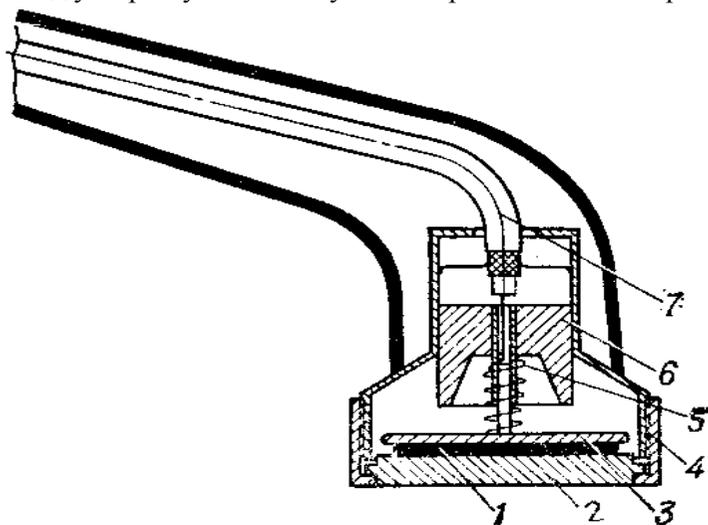


Рисунок 23.4 Ультразвуковой излучатель для терапевтических целей:

1 - кварцевая пластинка; 2 - металлическая резонансная накладка; 3 - задний электрод; 4 - корпус; 5 - прижимная пружина; 6 - изолирующая втулка; 7 - кабель.

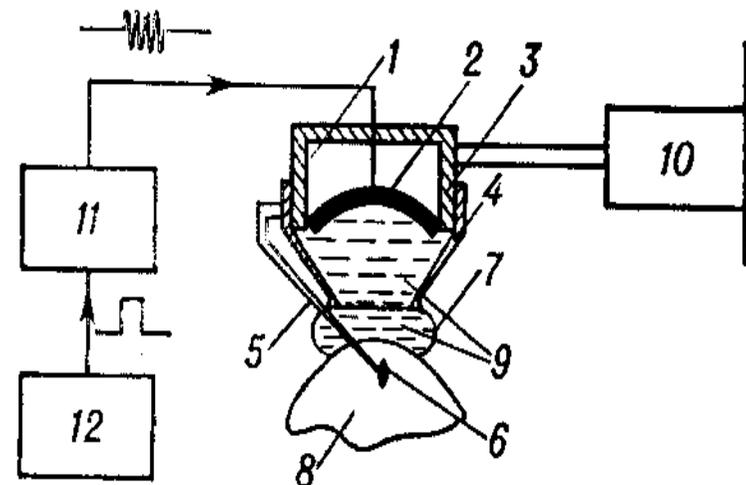


Рисунок 24.1 Блок-схема фокусирующей ультразвуковой установки для создания локальных разрушений в глубинных структурах головного мозга:

1 - фокусирующий излучатель; 2 - вогнутая пьезокерамическая пластинка; 3- корпус излучателя; 4 - конус; 5 - съемный указатель фокуса; 6 - фокальная область; 7 - мешок из тонкой звукопроницаемой пленки; 8 - облучаемый объект; 9 - дегазированная вода; 10 - координатное устройство; 11 - ультразвуковой генератор; 12 - генератор модулирующих импульсов.

В настоящее время подобные операции проводятся на печени, спинном мозге, почках и глазе.

Второй метод основан на наложении механических колебаний ультразвуковой частоты на хирургические инструменты типа лезвий, пил, механических наконечников и применяется для резки мягких тканей и распиливания костей. Строение и преимущества хирургических инструментов будут рассмотрены ниже.

5 Применение ультразвуковых колебаний в стоматологии

Впервые Циннер в 1955 году предложил использовать ультразвук для **лечения периодонтита**; он же предложил использовать его для **удаления камней**. Инструмент, используемый для лечения зубов, состоит из стержневого ультразвукового преобразователя и имеет на конце наконечник. В наконечнике возбуждаются продольные колебания в частотном диапазоне 25 - 42 кГц и с ам-

краях трофических язв. Он может ускорить рассасывание отеков, вызванных повреждениями мягких тканей, что скорее всего обусловлено увеличением кровотока или местными изменениями в тканях под действием акустических микропотоков. Он способствует ускорению заживления переломов костной ткани и улучшает выздоровление.

В настоящее время ультразвук успешно применяется для лечения раковых заболеваний. Ультразвуковые колебания достаточной интенсивности может нагреть любую локализованную область ткани до используемых в гипертермии температур (больше 42° С). С технической точки зрения преимущество ультразвука перед электромагнитным нагревом состоит в том, что выделение энергии в среде может быть лучше локализовано, при необходимости можно использовать фокусировку. Задача состоит в том, чтобы равномерно нагреть весь объем опухоли до некоторой постоянной температуры при условии, чтобы температура нормальной ткани поддерживалась на физиологически приемлемом уровне. Есть указания на то, что кроме чисто температурного действия ультразвук может обладать и некоторым цитотоксическим эффектом. Ли, облучая ультразвуком *in vitro* клетки, показал, что процент клеток, потерявших репродуктивную способность при нагревании ультразвуком большой, по сравнению с клетками, нагретыми другим способом. Имеются данные, что использование рентгеновского облучения в комбинации с использованием ультразвука при лечении рака дает больший эффект, по сравнению с теми случаями, когда эти методы использовались по отдельности.

4 Применение ультразвука в хирургии

Существуют два основных метода применения ультразвука в хирургии. **Первый метод** основан на разрушении тканей организма непосредственно ультразвуковыми колебаниями. При этом используется как прямой контакт УЗ - излучателя с тканью, так и воздействие на ткань фокусированного пучка ультразвука. Применение фокусированного УЗ особенно целесообразно для создания локальных разрушений в глубинных тканях организма, например в структурах головного мозга. Хирургическая техника должна обеспечивать управляемость разрушения тканей, воздействовать только на четко ограниченную область, быть быстродействующей, вызывать минимальные потери крови. Функциональная Блок- схема фокусирующей ультразвуковой установки для операций на мозге приведена на рисунке 24.1.

2 Распространение ультразвука

Распространение ультразвука - это процесс перемещения в пространстве и во времени возмущений, имеющих место в звуковой волне.

Звуковая волна распространяется в веществе, находящемся в газообразном, жидком или твердом состоянии, в том же направлении, в котором происходит смещение частиц этого вещества, то есть она вызывает деформацию среды. Деформация заключается в том, что происходит последовательное разряжение и сжатие определенных объемов среды, причем расстояние между двумя соседними областями соответствует длине ультразвуковой волны. Чем больше удельное акустическое сопротивление среды, тем больше степень сжатия и разряжения среды при данной амплитуде колебаний. Частицы среды, участвующие в передаче энергии волны, колеблются около положения своего равновесия. Скорость с которой частицы колеблются около среднего положения равновесия называется **колебательной скоростью**. Колебательная скорость частиц изменяется согласно уравнению:

$$V = U \sin (2\pi ft + G), \quad (23.1)$$

где V - величина колебательной скорости;

U - амплитуда колебательной скорости;

f - частота ультразвука; t - время;

G - разность фаз между колебательной скоростью частиц и переменным акустическим давлением.

Ультразвуковые волны в тканях организма распространяются с некоторой конечной скоростью, которая определяется упругими свойствами среды и ее плотностью. Скорость звука в жидкостях и твердых средах значительно выше чем в воздухе, где она приблизительно равна 330 м/с. Для воды она будет равна 1482 м/с при 20° С. Скорость распространения ультразвука в твердых средах, например в костной ткани, составляет примерно 4000 м/с. При распространении ультразвуковых волн возможны явления дифракции, интерференции и отражения.

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 ис-

точника амплитуда ультразвуковых колебаний становится меньше, так же как и энергия, которую они несут.

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. Интенсивность ультразвуковых колебаний в среде уменьшается по экспоненциальному закону. Этот процесс обусловлен внутренним трением, теплопроводностью поглощающей среды и ее структурой.

Под **глубиной проникновения ультразвука** понимают глубину, при которой интенсивность уменьшается на половину. Эта величина обратно пропорциональна поглощению: чем сильнее среда поглощает ультразвук, тем меньше расстояние, на котором интенсивность ультразвука ослабляется наполовину.

При распространении ультразвука в биологических средах наблюдаются такие явления как **рассеяние, преломление и отражение** ультразвуковых волн. 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 ненамного отличается от сопротивления воды, можно предполагать, что на границе раздела сред (эпидермис - дерма - фасция - мышца) будет наблюдаться преломление ультразвуковых лучей.

На явлении отражения основана **ультразвуковая диагностика**. Отражение происходит в приграничных областях кожи и жира, жира и мышц, мышц и костей. Если ультразвук при распространении наталкивается на препятствие, то происходит отражение, если препятствие мало, то ультразвук его как бы обтекает. Неоднородности организма 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 наталкива-

низких и высоких интенсивностей. Основная задача применения ультразвука низких интенсивностей (0,125 - 3,0 Вт/см²) - неповреждающий нагрев или какие-либо нетепловые эффекты, а также стимуляция и ускорение нормальных физиологических реакций при лечении повреждений. При более высоких интенсивностях (> 5 Вт/см²) основная цель - вызвать управляемое избирательное разрушение в тканях. Первое направление включает в себя большинство применений ультразвука в физиотерапии и некоторые виды терапии рака, второе - ультразвуковую хирургию.

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

- **Воспалительная фаза**, когда активность макрофагов (макрофаг крупная клетка участвующая в естественном противоопухолевом иммунитете) и лейкоцитов ведет к удалению клеточных фрагментов и патогенных частиц. Влияя непосредственно на мембраны воспаленных клеток, ультразвук ускоряет похождение этой фазы.
- Вторая фаза в заживлении ран - **пролиферация или фаза разрастания**. Клетки мигрируют в область поражения и начинают делиться. Интенсивность заживления начинает увеличиваться, и специальные клетки, миофибробласты (клетки соединительной ткани, выделяющие коллаген и синтезирующие межклеточное вещество) заставляют рану стягиваться. Ультразвук значительно ускоряет синтез **коллагена** (коллаген – белок образующий главные структуры межклеточного вещества соединительной ткани- коллагеновые волокна) фибробластами.
- 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.

Ультразвук применяется для лечения трофических язв, а также способствует приживлению пересаженных лоскутов кожи на

зативной регистрации максимальная интенсивность эхосигналов проявляется на экране белым цветом (эхопозитивные участки), а минимальная - черным (эхонегативные участки). При негативной регистрации наблюдается обратное положение. Выбор позитивной или негативной регистрации не имеет значения. Полученное изображение фиксируется на экране монитора.

Первая попытка изготовить фонограммы человеческого тела относится к 1942 году. Немецкий ученый Дуссиль "освещал" ультразвуковым пучком человеческое тело и затем измерял интенсивность пучка, прошедшего через тело (методика работы с рентгеновскими лучами Мюльхаузера). Вначале 50-х годов американские ученые Уилд и Хаури впервые и довольно успешно применили ультразвук в клинических условиях. Свои исследования они сосредоточили на мозге, так как диагностика с помощью рентгеновских лучей не только сложна, но и опасна. Применение ультразвука для диагноза при серьезных повреждениях головы позволяет хирургу точно определить места кровоизлияний.

Ультразвуковые зонды применяются для измерения размеров глаза и определения положения хрусталика, при определении местонахождения камней в желчном пузыре. Существуют зонды, которые помогают во время операций на сердце следить за работой митрального клапана, расположенного между желудочком и предсердием.

Особый интерес в диагностике вызывает использование эффекта Доплера. Суть эффекта заключается в изменении частоты звука вследствие относительного движения источника и приемника звука. Когда звук отражается от движущегося объекта, частота отраженного сигнала изменяется (происходит сдвиг частоты). При наложении первичных и отраженных сигналов возникают биения, которые прослушиваются с помощью наушников или громкоговорителя. На основе эффекта Доплера исследуется движение крови и биение сердца. Этот эффект широко применяется в акушерстве, так как звуки, идущие от матки легко регистрируются. На ранней стадии беременности звук проходит через мочевого пузыря. Когда матка наполняется жидкостью, она сама начинает проводить звук. Положение плаценты определяется по звукам протекающей через нее крови, а через 9 - 10 недель с момента образования плода прослушивается биение его сердца. С помощью ультразвуковых устройств определяют количество зародышей.

3 Ультразвук в терапии

Ультразвук, применяемый в медицине делится на ультразвук

еся на органы, 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. Отражение ультразвуковых волн наблюдается на границе мышца - надкостница - кость, на поверхности полых органов.

3 Способы введения ультразвуковой энергии

Существует несколько способов введения **ультразвуковой энергии** в исследуемую 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 сопротивление) которого близок к импедансу кожи.

При лечении частей тела неудобных конфигураций, например, колен или локтей, облучение можно проводить при погружении тела в ванну с водой. Также могут использоваться акустически прозрачные мешки с водой. Мешок может принимать форму облучаемой части тела, а акустический контакт с кожей осуществляется через слой контактного вещества.

Обычно в качестве контактных веществ используются легко стерилизуемые жидкости с подходящим акустическим импедансом, такие как минеральное или парафиновое масла. Используются и тиксотропные вещества (типа гелей). Их удобно использовать, поскольку в обычном состоянии они достаточно вязки, но под действием ультразвука разжижаются. 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.

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 образование стоячих волн и "горячих точек", которые могут привести к локальным повреждениям.

Лекция 24 ПРИМЕНЕНИЕ УЛЬТРАЗВУКА В БИОЛОГИИ И МЕДИЦИНЕ

- 1 Применение ультразвука в биологии
- 2 Применение ультразвука для диагностики
- 3 Ультразвук в терапии
- 4 Применение ультразвука в хирургии
- 5 Применение ультразвуковых колебаний в стоматологии

1 Применение ультразвука в биологии

Способности ультразвука разрывать оболочки клеток и с его помощью производить различные манипуляции на внутриклеточном уровне нашли широкое применение в биологических исследованиях.

Ультразвук используется:

- для отделения клеток от различных ферментов;
- для разрушения таких внутриклеточных структур, как митохондрии и хлоропласты с целью изучения взаимосвязи между их структурой и функциями (аналитическая цитология);
- для вызова мутационных изменений клетки.

Как показали исследования, ультразвук даже малой интенсивности может повредить молекулу ДНК. Искусственное целенаправленное создание мутаций играет большую роль в селекции растений. Главное преимущество ультразвука перед другими мутагенами (рентгеновские лучи, ультрафиолетовые лучи) заключается в том, что с ним чрезвычайно легко и безопасно работать.

2 Применение ультразвука для диагностики

Как уже отмечалось, ультразвуковые колебания при распространении подчиняются законам геометрической оптики. В однородной среде они распространяются прямолинейно и с постоянной скоростью. На границе различных сред с неодинаковой акустической плотностью (где происходит скачкообразное изменение скорости распространения) часть лучей отражается, а часть преломляется, продолжая прямолинейное распространение. Чем выше градиент перепада акустической плотности граничных сред, тем большая часть ультразвуковых колебаний отражается. Так как на границе перехода ультразвука из воздуха на кожу происходит от-

ражение 99,99 % колебаний, то при ультразвуковом сканировании большого необходимо смазывание поверхности кожи водным желе, которое выполняет роль переходной среды. Кроме того, отражение зависит от угла падения луча (наибольшее при перпендикулярном направлении) и частоты ультразвуковых колебаний (при более высокой частоте большая часть отражается).

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.

Как правило, генератором ультразвуковых волн является пьезодатчик, который одновременно играет роль приемника отраженных эхосигналов - **трансдюсора**. Генератор работает в импульсном режиме, посылая около 1000 импульсов в секунду. В промежутках между генерированием ультразвуковых волн пьезодатчик фиксирует отраженные сигналы. Он состоит из нескольких сотен мелких пьезокристаллов, работающих в одинаковом режиме. В датчик вмонтирована фокусирующая линза, что дает возможность создать фокус на определенной глубине.

На практике используются два основных типа ультразвукового сканирования: линейное (параллельное) и секторное. Соответственно датчики или трансдюсоры ультразвуковых аппаратов называются линейные и секторные. Выбор датчика для каждого исследования проводится с учетом глубины и характера положения органа. Преимуществом линейного датчика является полное соответствие исследуемого органа положению самого трансдюсора на поверхности тела. Недостатком линейных датчиков является сложность обеспечения во всех случаях равномерного прилегания поверхности трансдюсора к коже пациента, что приводит к искажениям получаемого изображения по краям.

Секторный датчик имеет значительное несоответствие между размерами трансдюсора 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 и т.д.

Отраженные эхо сигналы поступают в усилитель и специальные системы преобразования, после чего появляются на экране телевизионного монитора в виде изображения срезов тела, имеющие различные оттенки черно-белого цвета. Оптимальным является наличие не менее 64 градиентов цвета черно-белой шкалы. При по-