

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ РЕСПУБЛИКИ БЕЛАРУСЬ

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

Кафедра оптики

**ФИЗИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ
БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ**

**Курс лекций
Часть 1**

Гомель 2002

УЧЕБНОЕ ИЗДАНИЕ

В авторской редакции

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

АЛЕШКЕВИЧ
Николай Александрович

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

Рекомендованы к изданию научно-методическим советом
Гомельского государственного университета имени Франциска
Скорины 27 ноября 2002 года, протокол № 3.

**ФИЗИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ
БИОЛОГИЧЕСКИХ ОБЪЕКТОВ**

Курс лекций
Часть 1

В первой части курса лекций изложены физико-биологические аспекты использования ионизирующих излучений в биологии и медицине, рассмотрены электрические явления в живых организмах и методики проведения электрофизиологических измерений. Особое внимание уделяется физическим и техническим основам существующих методов функциональной диагностики при радиологических и электрофизиологических исследованиях. Подробно описаны принципы компьютерной томографии и некоторые методы цифровой рентгенографии.

Курс лекций предназначен для студентов специализации “Медицинская электроника”. Может быть полезным студентам биологических факультетов университетов и студентам мединститутам.

Подписано в печать 10.12.2002 г. Формат 60x34 1/16. Бумага писчая №1. Печать офсетная. Гварнитура Times New Roman
Усл.п.л.5,4. Уч.- изд.л. 3,2. 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

© Н.А. Алешкевич
© Учреждение образования
“Гомельский государственный университет
имени Франциска Скорины”, 2002

Рекомендуемая литература

- 1 Абрамов А.И., Казанский Ю.А., Матусевич Е.С. Основы экспериментальных методов ядерной физики. - М., 1977.
- 2 Иванов И.И., Модестов В.К., Штуккенберг Ю.М., Романцев Е.Ф., Воробьев Е.И. Радиоактивные изотопы в медицине и биологии. - М., 1965.
- 3 Зкозлов В.Ф. Справочник по радиационной безопасности. 3-е изд., перераб. и доп. – Москва : «Энергоатомиздат», 1987.
- 4 Ганс Шрайбер. Рентгеновское излучение и радиоактивность //Под редакцией канд. физ.-мат. наук Рябцева С.И.
- 5 Максимов М.Т., Оджагов Г.О. Радиоактивные загрязнения и их измерение. – Москва: «Энергоатомиздат», 1989.
- 6 Дертингер Г., Юнг Х. Молекулярная радиобиология. - Москва : «атомиздат», 1973.
- 7 Бак З., Александер П. Основы радиобиологии. Пер. с англ.// Под ред. Я.М. Варшавского и др. - М., 1963.
- 8 Владимиров Ю.А., Рощупкин Д.И., Потапенко А.Я., Деев А.И. Биофизика. - Москва : «Медицина», 1983.
- 9 Справочник по функциональной диагностике // Под общей редакцией академика АМН СССР проф. И.А. Кассирского. - М.: «Медицина», 1970.
- 10 Бадалян Л.О., Скворцов И.А. Клиническая электромиография. - М.: «Медицина», 1986. - 268 с.
- 11 Гехт Б.М. Теоретическая и клиническая электромиография. - Л.: Наука, 1990.- 223 с.
- 12 Розенштраух Л.С. Невидимое стало зримым (успехи и проблемы лучевой диагностики).- М.: «Знание», 1987.- 64 с.
- 13 Помозгов А.И., Терновой С.К., Бабий Я.С., Лепихин Н.М. Томография грудной клетки - К.: «Здоровье»,1992.- 288 с.
- 14 Верещагин Н.В., БрагинаЛ.К., Вавилов С.Б., Левина Г.Я. Компьютерная томография мозга. -М.: «Медицина»,1986.-256 с.
- 15 Коновалов А.Н., Корниенко В.Н. Компьютерная томография в нейрохирургической клинике.-М.: «Медицина»,1988. - 346 с.
- 16 Физика визуализации изображений в медицине: В 2-х томах. Т.1:Пер. с англ // Под ред. С.Уэбба.-М.:Мир,1991.- 408 с.

СОДЕРЖАНИЕ

Лекция 1 основы медицинской радиологии.....	4
Лекция 2 взаимодействие ионизирующих излучений с веществом.....	9
Лекция 3 взаимодействие рентгеновского и γ -излучения с веществом.....	14
Лекция 4 биологическое действие ионизирующих излучений.....	20
Лекция 5 электрорентгенография и электрокимография.....	25
Лекция 6 изотопная диагностика и терапия.....	30
Лекция 7 томографическое исследование. компьютерная томография.....	37
Лекция 8 цифровые рентгенографические системы.....	45
Лекция 9 визуализация изображений в рентгенографических системах.....	51
Лекция 10 электрофизиологические методы исследования.....	55
Лекция 11 биофизические принципы исследования электрических полей в организме.....	62
Лекция 12 физические принципы формирования ЭКГ.....	69
Лекция 13 методы исследования функционального состояния сердца.....	72
Лекция 14 методы исследования функционального состояния сосудов.....	78
Лекция 15 изучение электрической активности мозга.....	82
Лекция 16 электромиография	90
Литература	98

Лекция 1 ОСНОВЫ МЕДИЦИНСКОЙ РАДИОЛОГИИ

- 1 Предмет и методы радиологии
- 2 Рентгеновское излучение и его свойства. Рентгенология
- 2 Контрастные методы исследования
- 3 Радиоактивное излучение

1 Предмет и методы радиологии

Медицинская радиология изучает возможности и методы использования ионизирующих излучений в медицине. Это комплекс биологических, медицинских, физических и технических знаний, ориентированных на применении источников излучения в диагностических, лечебных и исследовательских целях. Медицинская радиология занимается как распознаванием болезней т.е. диагностикой (рентгенологическое исследование, флюорография, радиоизотопная диагностика), так и их лечением (лучевая терапия). Теоретической базой медицинской радиологии является радиобиология, которая занимается изучением действия всех видов ионизирующего излучения на биологическую ткань, отдельные органы и живые организмы в целом.

О поражающем действии ионизирующих излучений стало известно уже в первые годы после открытия рентгеновского излучения. Беккерель по рассеянности носил в кармане препарат радия, что вызвало воспаление кожи. После открытия Рентгеновского излучения многие ученые рассматривали рентгеновские снимки кистей своих рук, удивляясь проникающей способностью излучения, после чего ими было замечено, что кожа терпит изменения (дряхлет, краснеет и т.д.).

Все живые организмы, в том числе и человек непрерывно подвергаются воздействию ионизирующих излучений, как минимум естественного фона, который на земле складывается из излучений, идущих к нашей планете из космического пространства, излучений радиоактивных элементов, содержащихся в почве, растениях, воде, а также находятся в самих организмах. Особое внимание ученых проблемы радиобиологии привлекли после атомной бомбардировки Хиросимы и Нагасаки, а в наши дни и на нашей территории они весьма актуальны в связи с Чернобыльской катастрофой.

Любые исследования в области радиобиологии связаны, в

Потенциал мышечного волокна представляет собой двухфазный спайк с позитивно-негативным быстрым отклонением, имеющим время подъема 75-200 мкс (в зависимости от расстояния между мышечным волокном и регистрирующим электродом и от скорости распространения возбуждения по мышечному волокну). Общая длительность потенциала менее 1 мс (от 0,265 до 0,8 мс). Форма потенциалов мышечного волокна постоянна, что и является одним из основных критериев их идентификации.

данной двигательной единице, занимаемую ею территорию, а также особенности распространения потенциала в объемном проводнике. При различных заболеваниях наступают изменения в характеристиках потоков двигательных единиц, что опять же используется в диагностических целях.

Электромиография отдельных мышечных волокон. Особые свойства электродов для исследования отдельных мышечных волокон представили возможность в клинических условиях получить новые данные о структуре двигательной единицы, характере ее перестройки при различных патологических процессах, а также открыли новые возможности тестирования состояния нервно-мышечной передачи и определения скорости проведения возбуждения по мышечным волокнам.

Данные электроды представляет собой стальную иглу диаметром 0,5-0,6 мм, в которой помещена одна или несколько тонких платиновых или серебряных проволочек диаметром 25 мкм. Отводящая поверхность проволочек расположена не на торцевой, а на боковой поверхности иглы, в отличие от концентрических игольчатых электродов, для лучшего контакта с мышечными волокнами. Уменьшение отводящей поверхности создает возможность избирательного отведения потенциалов отдельных мышечных волокон, входящих в состав определенных двигательных единиц. Дальнейшее уменьшение площади отведения электрода приводит к столь значительному увеличению входного сопротивления, что делает невозможным использование стандартной электромиографической аппаратуры. Электроды, выпускаемые в промышленных масштабах имеют одну или несколько (до 12) зон отведения.

Для усиления потенциалов мышечного волокна необходимы усилители с внешним входным сопротивлением порядка 250 МОм и достаточно низким уровнем шумов. При регистрации потенциалов мышечного волокна большое значение имеет правильное использование фильтров. Свойства мышечной ткани, как объемного проводника приводят к тому, что формирующийся потенциал скорее утрачивает свои быстрые компоненты, нежели медленные. Таким образом, из числа потенциалов данной двигательной единицы электрод отводит высокочастотные колебания потенциалов ближайшего к нему волокна и медленные компоненты потенциалов более отдаленных волокон. Поэтому необходимо ограничить нижнюю полосу пропускания частотой усилителя до 500 Гц, верхнюю – до 10 кГц. Разрешающая способность усилителя должна быть не более 10 мкс.

первую очередь, с проблемами биологии и медицины. Однако фундамент, на котором строятся данные исследования, заложен в исследовании физических закономерностей возникновения ионизирующих излучений и процессов их взаимодействия с веществом, что позволило изучать биологическое действие ионизирующих излучений и выяснять причины, вызывающие поражение биологических объектов.

Развитие радиобиологии можно разделить на два периода. Первый – период качественной радиобиологии, когда исследовалось изменение происходящее в живых организмах под действием ионизирующих излучений результатом которых явилось то, что было установлено, что кровеносные и репродуктивные ткани особенно чувствительности к действию ионизирующего излучения. Второй этап – количественной радиобиологии, для которого характерно применение достижений физики, химии, биологии и т. д. На этом этапе воздействие радиации изучается уже в зависимости от поглощающей дозы, типа ионизированного излучения, энергии излучения, а результаты обрабатываются с помощью математических и статистических методов.

2 Рентгеновское излучение и его свойства. Рентгенология

Рентгеновские лучи были открыты в ноябре 1895 г. Вильгельмом Кондором Рентгеном. Он опубликовал свое открытие в трех коротких работах в которых свойства новых лучей были описаны столь исчерпывающе и подробно, что прошло почти 20 лет прежде, чем были получены новые сведения. Рентген не сумел выяснить природу открытых им лучей. Он назвал их «X-лучами» установив, что они не отклоняются электронами и магнитными полями и не испытывают заметного преломления и дифракции. В то время достигла своей вершины Максвелловская теория света и предпринимались попытки отождествить рентгеновские лучи с электромагнитным излучением.

В 1912 г. Макс Лауэ блестяще резюмировал усилия физиков и кристаллографов указав, что кристалл должен представлять идеальную естественную дифракционную решетку для рентгеновских лучей. Были проведены соответствующие опыты и установлено что, рентгеновские лучи это электромагнитное излучение с длиной волны $\lambda \sim 10^{-8}$ см, кроме того, была подтверждена гипотеза о периодическом строении кристаллов.

Известно, что рентгеновские лучи возникают при соударе-

нии быстрых электронов с веществом. Примерно 99% электронов, сталкивающихся с веществом не вызывают рентгеновского излучения. Большинство из них испытывают скользящие соударения с частицами вещества, передают часть своей энергии, что ведет к увеличению средней кинетической энергии частиц мишени и – к повышению ее температур (99% энергии электрического пучка реагирует на нагревание мишени). Некоторые (из оставшихся 1%) теряют всю энергию при одном соударении. Они мгновенно замедляются и при торможении (согласно знаниям электродинамики) испускают квантовым электрическим излучением очень высокой энергии. Т.е. электрон рождает фотон (меньшая часть возникающего рентгеновского излучения).

Существует и другой вид взаимодействий приводящий к возникновению рентгеновского излучения. Бомбардирующий электрон может передать свою энергию связанным электронам атомов мишени. Налетающий электрон имеет достаточную энергию для вырывания электронов из внутренних оболочек и, в результате такого взаимодействия, образуются «дырки» которые заполняются электронами с высших оболочек (т.е. электрических периодов на уровень с меньшей энергией – испускается квантовое электромеханическое излучение (фотоны). Такие фотоны по энергии относятся к рентгеновской области. Этот механизм обуславливает появления значительной части рентгеновского излучения, создает лучи с определенной λ , характеризующие свойства материала мишени.

Известно, что рентгеновское излучение обладает рядом уникальных свойств:

- способность проникать сквозь непрозрачные тела и предметы в том числе через органы и ткани человеческого тела;
- наиболее интенсивно поглощают рентгеновское излучение ткани человеческого тела состоящие из химических элементов имеющих большой порядковый номер в период системы Менделеева. Поэтому костная ткань в составе которой 70% минеральных солей 20% органических веществ и 10% воды, даже при небольшой толщине задержит рентгеновское излучение больше чем состоящие из более легких элементов, мышцы, соединительная ткань, жировая клетчатка, кожа и т.д.;
- рентгеновское излучение, подобно лучам видимого света вызывает почернение фотографических пластин;
- способность вызывать люминесценцию некоторых веществ, нанесение которых на подложку дает возможность получить так называемый флюороскопический экран.

ной металлической поверхностью, которая вводится под кожу в зону двигательной точки мышцы. Референтным электродом служит металлическая пластина. Наиболее часто используется **концентрический игольчатый электрод**. Электрод расположенный внутри полой иглы выполняет роль активного электрода, а поверхность иглы – референтного. Следует отметить, что игольчатые электроды отводят колебания потенциалов ограниченной области мышцы, тем меньший, чем меньше площадь отведения электрода. Поскольку площадь отводящей поверхности существенно меняет почти все параметры регистраций ЭМГ в практической медицине, когда необходимо сравнить результаты, полученные в различных учреждениях, используются стандартные накопительные электроды, размер пластинок которых 6×12 мм.

Для оценки ЭМГ произвольного напряжения мышцы желательно более точно определить амплитуду ЭМГ, а так же частоту колебаний потенциалов. Неоценимую информацию о состоянии мышцы можно получить так же, определяя “общий вид” ЭМГ, что вошло в практику ЭМГ исследований под определением “паттерна ЭМГ”. Таким образом, частота, амплитуда колебаний и паттерн ЭМГ являются основными показателями биоэлектрической деятельности мышц, которые и используются для распознавания различных заболеваний мышечной системы.

5 Исследование потенциалов двигательных единиц и отдельных мышечных волокон

Данный метод является основным при исследовании активности отдельных двигательных единиц и спонтанной активности мышечных волокон. Так как величина входного сигнала составляет всего несколько мкВ, коэффициент усиления используемого электромиографа должен быть примерно равен 10^5 - 10^6 . Регистрация обычно осуществляется с помощью осциллографа при скорости развертки, удовлетворяющей условиям эксперимента. Качественная регистрация может осуществляться с помощью фотографирования. Внешний диаметр используемых концентрационных игольчатых электродов может быть от 0,3 до 1 мм. Обычно для исследования двигательных единиц скелетных мышц человека применяются электроды с диаметром иглы 0,45 – 0,65 мм. Выпускаются электроды длиной 20, 30, 40, 65, 95, 120 мм, что дает возможность исследовать практически любую мышцу человека.

Параметры потенциалов двигательной единицы (их амплитуда, форма, длительность) отражают количество, размер, взаимное расположение и плотность распространения мышечных волокон в

сигнала, стимуляторы необходимые для реализации всех видов стимуляции, используемых в электромагнитных исследованиях. Для отведения потенциалов мышц применяются специально изготовленные накожные и игольчатые электроды, сделанные из особых сплавов или нержавеющей стали. Особенности методических приемов определяются выбором объекта исследования, например глубиной залегания соответствующего нерва или мышцы и т. д. Наиболее известно исследование суммарной ЭМГ.

4 Регистрация суммарной ЭМГ произвольного усилия

Данная форма электромиографического исследования в течение ряда лет была доминирующей в клинической практике в связи с использованием несложного оборудования. Она сохранила свое ведущее значение и до сегодняшнего дня, и более того усовершенствуется с привлечением и весьма перспективных методик ее автоматизированного анализа с помощью ЭВМ. Основным преимуществом данного метода ЭМГ являются неинвазивность (не вторжение) процедуры в противоположность всем методам внутримышечного отведения потенциалов, и отсутствие необходимости стимуляции мышцы и нерва.

Как правило суммарная ЭМГ отводится с помощью **поверхностных накожных электродов**. Однако для ее отведения можно использовать и различные виды игольчатых электродов.

Накожные отведенные электроды – металлические пластины, выполненные из серебра или не окисляющихся сплавов. Накожные электроды могут быть так же сделаны в виде чашечек различной формы, в которые помещается электродная пластина. На область моторной (двигательной) точки накладывается “активный” электрод (для удобства подходящий к нему провод окрашивают в красный цвет). На сухожилие исследуемой мышцы накладывают “референтный” электрод (опорный, базовый). Наиболее удобное для регистрации положение электродов, когда активный электрод располагается над двигательной точкой, а референтный – у места прикрепления сухожилия к кости. Поиск двигательных точек облегчается наличием схем их расположения, а при отсутствии таковых двигательная точка может быть найдена методом стимуляции мышцы. Двигательная точка обычно располагается на наиболее выпуклой при ее сокращении части мышцы. При неудобстве или невозможности использования для отведения потенциалов поверхностных электродов используют игольчатые электроды.

Простейший **игольчатый электрод** – игла с неизолирован-

Перечисления свойства и лежат в основе рентгенологических исследований.

Рентгенология – раздел радиологии изучающий физические свойства и биологическое действие рентгеновского излучения и их использование в научных и практических целях. Медицинская рентгенология изучает возможности и механизмы применения рентгеновского излучения для исследования функций органов и систем организма, а также в целях профилактики, распознавания болезней (рентгеноскопия, рентгенография, томография, флюорография) и их лечения. Первый в России рентгеновский аппарат был сконструирован в 1896 г. изобретателем радио А.С. Поповым. Современные аппараты снабжены усилителями рентгеновского изображения и позволяет проводить исследования с помощью телевизионных устройств или компьютеров.

Фоторентгенология (флюорография) – способ рентгенологического обследования, основанный на фотографировании рентгеновского изображения с флюоресцентного (светящегося) экрана на фотографическую пленку.

3 Контрастные методы исследования

Первоначально рентгеновские аппараты успешно применялись для исследования областей тела, где имеются естественные контрасты тканей (грудная клетка, опорно-двигательная система). Недоступными для детального рентгеновского исследования были области тела, где плотности тканей приблизительно одинаковы например, органы брюшной полости. Для того, чтобы сделать возможным рентгенологическое исследование органов желудочно-кишечного тракта применяют их искусственное контрастирование. Проходя по пищеводу, желудку, кишечнику растворенный в воде сульфит бария (бариевая каша), смазывает их внутренние стенки, что дает возможность получать на экране или на пленке полное представление о характере возвышений, углублений и др. особенностях их слизистой оболочки. Это позволяет распознать ряд заболеваний этих органов.

4 Радиоактивное излучение

Радиоактивность – самопроизвольное превращение (распад) атомных ядер некоторых химических элементов, приводящий к изменению их атомного номера и массового числа. Распад ядер

сопровождается испусканием радиоактивного излучения трех видов:

- α -излучение – поток положительно заряженных частиц (ядер атомов гелия) движущихся со скоростью ~ 20000 км/с.
- β -излучение – поток электронов или позитронов.
- γ -излучение – коротковолновое электромагнитное излучение (γ - кванты).

Активностью называют меру количества радиоактивного вещества, выражаемая числом радиоактивных превращений в единицу времени

$$\frac{dN}{dt} = -\lambda N = -\lambda N_0 e^{-\lambda t}. \quad (1.1)$$

В системе СИ за единицу активности принято одно ядерное превращение (1 распад) в секунду. Эта единица получила название беккерель (Бк). внесистемной единицей активности является кюри (Ки). Кюри – это единица активности, равная активности нуклида в котором происходит $3,7 \cdot 10^{10}$ актов распада в одну секунду.

Единица активности Ки соответствует активности 1 г. радия (Ra).

$$1 \text{ Ки} = 3,7 \cdot 10^{10} \text{ расп/с} = 3,7 \cdot 10^{10} \text{ Бк.}$$

$$1 \text{ Бк} = 2,7 \cdot 10^{-11} \text{ Ки.}$$

Радиометрия ионизирующих излучений включает ряд вопросов, связанных с применением радиометрических и спектрометрических методов для решения различного рода задач в различных областях науки и техники и медицины. В медицинской радиологии рассматриваются также вопросы, относящихся к созданию специальной аппаратуры и методов по использованию радиоактивных излучений для диагностических и терапевтических целей.

Для правильного использования ионизирующих излучений необходимо знать особенности и механизмы взаимодействия ионизирующих излучений с веществом вообще и их воздействие на биологические объекты в особенности.

При взаимодействии радиоактивного излучения с веществом образуются ионы и другие заряженные частицы. Излучение, взаимодействие которого со средой вызывает образование электрических зарядов называется **ионизирующим**. Ионизирующее излучение представляет собой поток частиц, обладающих дискретным или непрерывным спектром энергии. Данные частицы могут иметь (α -частицы и электроны) или не иметь (γ - кванты, нейтроны) электрический заряд.

При прохождении через вещество заряженных частиц про-

сти концевых пластинок, начального положительного потенциала не отмечается и регистрирующий потенциал будет двухфазным. Сопоставление параллельно регистрируемых потенциалов мышечного волокна при внутреннем и внешнем расположении электродов показало, что начальное позитивное отклонение потенциала при внеклеточном отведении соответствует началу изменения конструкции ионов натрия и нарастанию перемещения его в клетку. Окончание изменения потенциала при вне и внутриклеточном отведении так же совпадает во времени. Поэтому общая длительность обоих потенциалов примерно одинакова и в наибольшей степени зависит от расстояния между мышечным волокном и отводящим электродом. При изучении ЭМГ и определении роли отдельных элементов мышцы (мышечного волокна и двигательной единицы) в формировании регистрируемых потенциалов следует знать, что скорость распространения возбуждения по мышце как физическому проводнику значительно превышает скорость распространения по мембранам мышечного волокна и аксонам периферических нервов, хотя ниже, чем в обычных солевых растворах. В этой связи различие во времени регистрации сигналов, генерируемых отдельными мышечными волокнами, более связано с разбросом времени прохождения возбуждения по ветвлениям аксонов, чем с распространением их потенциалов от мышечного волокна до электрода.

На формирование потенциалов, их форму, амплитуду, длительность наряду с характером распределения мышечных волокон и двигательных единиц в мышце существенное влияние оказывает время поступления импульса, активирующего мышечное волокно. Величина потенциала, генерируемого отдельным мышечным волокном, в значительной степени обусловлена диаметром волокна. Пиковая амплитуда потенциала падает в 10-20 раз при отдалении от электрода на расстояние 0,5 мм. К электроду поступает результирующий электрический потенциал, являющийся итогом алгебраического суммирования потенциалов мышечных волокон, расположенных в различных участках мышцы.

Специфика задач, решаемых при использовании разнообразных форм клинической электромиографии определяет все этапы производимого исследования: характер отведения потенциалов, качество усилителей, использование различных фильтров и т. д. Поэтому **электромиограф** обязательно имеет один или несколько усилителей, обеспечивающих увеличение отводимой от мышцы биоэлектрической активности, визуализатор регистрируемых процессов, громкоговоритель для прослушивания регистрируемого

В настоящее время установлено, что у большинства млекопитающих, в том числе и у человека, двигательные единицы по своим биологическим и физиологическим характеристикам значительно отличаются друг от друга (имеется примерно 6 типов и подтипов). Однако наиболее существенное различие можно провести между двумя типами двигательных единиц и их мышечными волокнами. Первый тип – медленные, преимущественно с окислительным типом обмена. Второй тип – быстрые, преимущественно с гликолитическим типом обмена. Медленные двигательные единицы развивают относительно небольшое усилие при их стимуляции, но очень устойчивы к утомлению. Быстрые двигательные единицы характеризуются меньшим временем сокращения и развивают относительно высокую силу, однако они быстро утомляемы.

Детальное изучение порядка вовлечения двигательной единицы при выполнении различных двигательных актов, стало возможным после разработки и внедрения игольчатых электродов, позволяющих зарегистрировать и идентифицировать потенциалы отдельных двигательных единиц.

На сегодняшний день исследованы и установлены общие закономерности деятельности двигательных единиц в процессе увеличения силы развиваемой мышцей. При слабом сокращении мышцы частота пульсаций относительно низкая, примерно 5-10 имп./с. Увеличение силы сокращения сопровождается увеличением частоты разрядов до 20-30 имп./с и вовлечением в активность все большего числа двигательных единиц. При различных заболеваниях частота импульсов изменяется.

2 Формирование и регистрация ЭМГ

Электрограмма отражающая электрическую активность мышечного волокна называется электромиограммой (ЭМГ). ЭМГ регистрируемая с помощью игольчатого электрода, введенного в мышцу, или электрода, помещенного на кожу над мышцей, является суммарным биоэлектрическим сигналом, складывающимся из совокупности биоэлектрических процессов, происходящих в мышце в данный момент, и распространяется по мышце как по физическому проводнику. При этом, как правило, в случае распространения волны возбуждения по мышечному волокну по направлению к электроду исследователь наблюдает на экране регистрирующего устройства позитивное отклонение потенциала, сменяющееся быстрым негативным скачком, а затем третьим вновь позитивным отклонением луча.

При регистрации в зоне генерации потенциала, т.е. в обла-

исходит передача ими своей энергии, расходуемой на возбуждение и ионизацию атомов и молекул. Для количественного определения переданной веществу энергии вводят понятие линейной передачи энергии S :

$$S = dE / dX, \quad (1.2)$$

где dE - энергия, теряемая заряженной частицей в среде при прохождении элемента пути dx . Заряженные частицы проходят разное расстояние в веществе в зависимости от их энергии и свойств мишени. Для количественного определения этого расстояния вводят понятие длины свободного пробега частицы. В мягкой биоткани пробег α -частиц составляет несколько десятков микрон, а электронов до 2 см.

Лекция 2 ВЗАИМОДЕЙСТВИЕ ИОНИЗИРУЮЩИХ ИЗЛУЧЕНИЙ С ВЕЩЕСТВОМ

- 1 Взаимодействие тяжелых заряженных частиц с веществом
- 2 Взаимодействие электронов с веществом. Ионизационные потери энергии
- 3 Радиационные потери энергии
- 4 Пробег электронов в веществе

1 Взаимодействие тяжелых заряженных частиц с веществом

К тяжелым заряженным частицам относятся α -частицы и протоны. При взаимодействии с веществом они теряют большую часть своей энергии в результате неупругих кулоновских столкновений с атомами вещества, вызывая их ионизацию и возбуждение. За счет данных процессов происходит непрерывный процесс замедления заряженных частиц, поскольку в каждом соударении теряется некоторая часть энергии и частица отклоняется на очень малый угол. Известно, что максимальное значение угла рассеяния для тяжелых заряженных частиц $\theta_{\text{макс}} \sim m/M$.

Для значительной области энергий частиц ее потери в результате упругого кулоновского рассеяния на ядрах, малы по сравнению с ионизационными, что связано с малой вероятностью рассеяния заряженных частиц на большие углы. Тяжелые заряжен-

ные частицы обладают большой ионизирующей и малой пропускной способностью.

Ионизационные потери энергии. На основе классической механики Бор оценил удельные потери энергии заряженными частицами в результате взаимодействия с электронами. Он получил следующее выражение для полной потери энергии на единицу пути в результате взаимодействия со всеми электронами:

$$-dE/dx|_{\text{ион}} \approx 2\pi \left[e^4 z^2 / (mv^2) \right] nZ \frac{\ln(2mv^2/\bar{I})}{2}. \quad (2.1)$$

С учетом квантомеханических и релятивистских эффектов Бете получил более точное выражение для средней энергии потерянной частицей на единицу пути:

$$-dE/dx|_{\text{ион}} = \left[4\pi e^4 z^2 / (mv^2) \right] nZ \left[\ln(2mv^2/\bar{I}) - \beta^2 - \ln(1 - \beta^2) \right], \quad (2.2)$$

где $\beta = v/c$. Величину dE/dx называют *тормозной способностью* вещества.

Данные расчет справедливы для частиц с высокими скоростями, поскольку при малых скоростях возможны захваты и потери электронов заряженными частицами. Этот процесс учитывался в выражении (2.2).

Упругое рассеяние заряженных частиц атомами. Кулоновское взаимодействие заряженных частиц с ядрами может привести к заметному изменению направления движения частицы и ее энергии. Вероятность кулоновского взаимодействия заряженных частиц с ядром описывается формулой Резерфорда. В предположении что масса заряженной частицы мала по сравнению с массой ядра:

$$d\sigma / d\Omega = z^2 Z^2 e^4 / [16E^2 \sin^4(\theta/2)], \quad (2.3)$$

где $d\sigma / d\Omega$ – сечение рассеяния на ядре с зарядом Z частицы с зарядом z и ... энергия E в направлении угла θ относительно своего первичного движения.

Чтобы вычислить среднюю потерю энергии на единицу пути заряженной частицы в результате упругих соударений необходимо сечение упругого рассеяния умножить на потерю энергии при одном столкновении ΔE и проинтегрировать по всем углам. В ре-

Мышцы

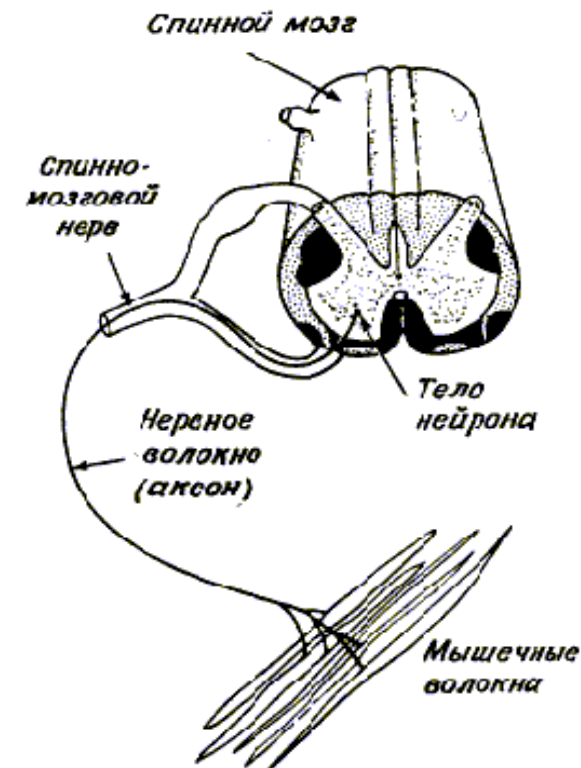


Рисунок 16.1 – Структура двигательной единицы.

Каждая двигательная единица управляется одним мотонейроном (двигательной нервной клеткой), расположенным в спинном мозге (мышечный нейрон для мышц тела), или стволе головного мозга (для мышц головы). Нервные волокна оканчиваются концевыми пластинками, которые обычно расположены в средней части мышечного волокна, что позволяет быстро активизировать все мышечное волокно.

Общая величина мышечного сокращения зависит от числа активированных двигательных единиц и частоты получаемых ими нервных импульсов. Импульсы распределяются во времени, за счет чего получается плавное движение.

ЛЕКЦИЯ 16 ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЯ

- 1 Двигательная единица. Типы двигательных единиц
- 2 Формирование и регистрация ЭМГ
- 3 Регистрация суммарной ЭМГ произвольного усилия
- 4 Исследование потенциалов двигательных единиц и отдельных мышечных волокон

1 Двигательная единица. Типы двигательных единиц

Мышечная система – это своеобразный биофизиологический ключ к познанию внешнего мира. Основопологающую роль электрической энергии в движении мышц обнаружил Гальвани. Мышцы представляют собой массу ткани, состоящую из миллионов отдельных мышечных волокон, соединенных вместе и работающих согласованно. (Различают гладкую и поперечно полосатую мышечные ткани). Из гладкой мышечной ткани образуются мышечные оболочки стенок внутренних органов, кровеносных и лимфатических сосудов, мышцы кожи. Сокращение гладкой мускулатуры не подчинены воле, поэтому их называют произвольными. Поперечнополосатая мышечная ткань образует мышцы, прикрепляющиеся в основном к частям скелета (поэтому их так же называют скелетными). Скелетные мышцы приводят в движение кости в суставах по законам рычагов. У человека насчитывается около 600 скелетных мышц.

Каждое мышечное волокно – это тонкая нить толщиной ~ 0,1 мм и до 300 мм длиной. При стимуляции электрическим потенциалом действия это волокно сокращается, иногда примерно до половины первоначальной длины. Мышечные волокна функционально связаны в двигательные единицы. Число волокон в каждой мышце зависит от ее типа и колеблется от 10 волокон (глазные мышцы) до 3000 в более грубых мышцах.

Классическое определение **двигательной единицы** – это мотонейрон и иннервируемые им мышечные волокна. Однако это определение скрывает многоуровневую организацию двигательной единицы. Двигательная единица – многофункциональное образование, состоящее из мышечного нейрона, его аксона, аппарата, осуществляющего передачу возбуждения с нервного волокна на мышечное (нервно-мышечный сигнал) и совокупности мышечных волокон, иннервируемых данным мышечным нейроном (рис. 16.1).

зультате получается:

$$\begin{aligned} (dE / dx)_{\text{упр}} = & \left[2\pi z^2 Z^2 e^4 nM / (M_A E) \right] \times \\ & \times \left\{ \ln \sin(\theta_{\min} / 2) + (M_A^2 - MM_A - M^2) / [2(M + M_A)^2] \right\} \end{aligned} \quad (2.4)$$

2 Взаимодействие электронов с веществом. Ионизационные потери энергии

Электроны с энергиями порядка 2 Мэв при взаимодействии с веществом теряют свою энергию в результате ионизации и возбуждения атомных электронов так же, как и тяжелые заряженные частицы. При этом, в отличие от тяжелых заряженных частиц, электрон в одном соударении, как правило, теряет значительную часть своей энергии и рассеивается на большие углы. Следствием этого является то, что флуктуации в длинах пробега электронов значительно больше и траектория электрона в среде является не прямолинейной в отличие от тяжелых заряженных частиц. Для электронов с более высокими энергиями характерны дополнительные потери энергии в результате электромагнитного излучения в электрическом поле ядер тормозящего вещества. Как следует из электродинамики, электрон, движущийся с ускорением, должен излучать электромагнитную энергию, величина которой пропорциональна квадрату ускорения. В кулоновском поле ядер ускорение пропорционально заряду ядра и обратно пропорционально массе частицы. Поэтому потери энергии в результате электромагнитного излучения (тормозного излучения) не существенны для тяжелых заряженных частиц, поскольку их масса много больше массы электрона.

При соударениях электронов друг с другом они могут терять значительную часть своей энергии (в среднем до 1/2). Но если считать, что первичный электрон всегда обладает большей энергией, чем электрон отдачи, то его потери в среднем составят 1/4. Расчеты потерь энергии на единице пути также были проведены Бете. В наиболее общей форме эти потери определяются следующей формулой:

$$\begin{aligned} -dE / dx = & 2\pi e^4 nZ \left\{ \ln(mv^2 / 2I^{-2} [E / (1 - \beta^2)]) - \right. \\ & \left. - \left(2\sqrt{1 - \beta^2} - 1 + \beta^2 \right) \ln 2 + 1 - \beta^2 + \frac{1}{8} \left(1 - \sqrt{1 - \beta^2} \right)^2 \right\} / (mv^2), \end{aligned} \quad (2.5)$$

где E - кинетическая энергия электрона; $\beta = v/c$.

Для медленных электронов

$$-dE/dx = 4\pi e^4 nZ \ln \left[(mv^2 / 2I) \sqrt{e/2} \right] / (mv^2), \quad (2.6)$$

где e - основание натурального логарифма.

Флуктуации потерь энергии электроном существенно больше, чем для тяжелых заряженных частиц, что связано с большим диапазоном энергий, которую электрон может потерять в одном соударении. Не меньшее значение имеют и многократные упругие соударения электронов с атомами, что приводит к увеличению пути части электронов в поглотителе. Но и в том случае, когда исключают влияние многократного рассеяния (в камере Вильсона, например, можно проследить пути отдельных электронов), разброс потерь энергии на определенном участке траектории весьма значителен.

3 Радиационные потери энергии

При ускоренном движении электроны испускают электромагнитное излучение, которое обычно называют *тормозным*. Тормозное излучение имеет непрерывный спектр, верхняя граница которого определяется энергией электронов. Если известно сечение испускания фотона с частотой ν при взаимодействии электрона с энергией E с атомами среды $\sigma(E, \nu)$, то радиационные потери энергии, отнесенные к единице пути, можно записать в следующем виде:

$$\left(-dE/dx\right)_{\text{рад}} = n \int_0^{v_{\text{max}}} h\nu \sigma(E, \nu) d\nu, \quad (2.7)$$

где n - число атомов в единице объема среды, а $v_{\text{max}} = E/h$. Вероятность испускания фотонов тормозного излучения в поле атомного ядра и в поле электронов пропорциональна величине v^{-1} , поэтому радиационные потери энергии пропорциональны энергии электронов.

Для описания радиационных потерь вводится некоторое эффективное сечение $\sigma_{\text{рад}}$, которое практически не зависит от энергии. Введенное среднее сечение радиационных потерь равно интегралу в уравнении (2.25), деленному на энергию электрона, т. е.

$$-\left(dE/dx\right)_{\text{рад}} = nE\sigma_{\text{рад}}. \quad (2.8)$$

физиологии приняла систему «10—20», позволяющую точно указывать расположение электродов.

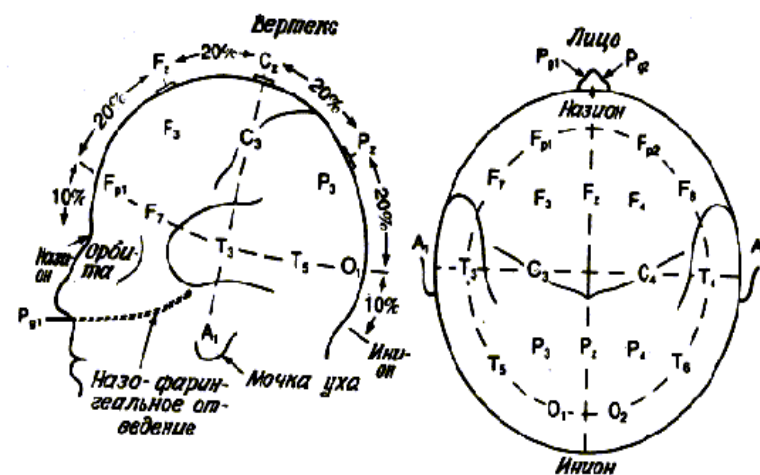


Рисунок 15.2 – Расположение электродов по системе «10-20»

В соответствии с этой системой у каждого испытуемого точно измеряют расстояние между назалионом (вдавление на переносице) и инионом (твердый костный бугорок на затылке), а также между правой и левой ушными ямками. Возможные точки расположения электродов разделены интервалами, составляющими 10 или 20% этих расстояний на черепе. Для того чтобы нам можно было указывать положение электродов в разных исследованиях, отметим здесь еще несколько моментов. Буквы перед цифрами означают соответствующую долю мозга: О — затылочная доля, F — лобная, P — теменная, T — височная, С — область центральной борозды. Нечетные номера мест отведения относятся к левому полушарию, четные — к правому. Буквой Z обозначается отведение от верхушки черепа. Это место, которое часто используют, называется также вертексом. Применение такой системы напоминает нам, что мы не регистрируем, как это думал Бергер, «ЭКГ головы». Разные отделы мозга реагируют по-разному.

наша нервная система основана на принципе перекрестной иннервации: левое полушарие мозга управляет правой половиной тела, а правое – левой. Поэтому можно ожидать, что при движениях например, правой руки изменения ЭЭГ будут более заметными в левом полушарии, и наоборот. Экспериментальные исследования подтверждают данную закономерность.

Таким образом, хотя механизмы генерирования ритмов ЭЭГ на клеточном уровне весьма сложны и не в полной мере изучены, известно, что ритмы, отводимые от разных участков черепа, обладают различной активностью и претерпевают определенную трансформацию при возникновении локальных изменений в структурах мозга. Это и обуславливает необходимость их изучения и использования в диагностических целях.

Расположение электродов

Поскольку активность, одновременно регистрируемая с разных точек головы, сильно различаться, весьма важным при электроэнцефалографическом исследовании является правильное расположение отводящих электродов.

Как при всякой регистрации электрической активности, для образования замкнутой цепи следует помещать на теле два электрода. При записи ЭЭГ используются два основных метода. При **биполярной записи** оба электрода располагают на скальпе. В таком случае каждый из них будет улавливать электрическую активность мозга, а полученная ЭЭГ будет отражать разность потенциалов между двумя электрическими сигналами. При **монополярной записи** один электрод помещают на скальпе, а другой — на «электрически нейтральной» точке (чаще всего на одной из ушных мочек). На первый взгляд предпочтительнее кажется монополярная регистрация, так как можно было бы думать, что при этом отводится активность только одной точки мозга. Однако биполярная запись дает нам информацию о более локальных явлениях. В настоящее время относительные достоинства моно- и биполярной записи все еще остаются предметом дискуссии.

Тем не менее существует общее соглашение относительно системы точного расположения электродов. В ранних работах положение электродов часто указывали, просто называя соответствующую долю мозга, например «правая затылочная». Чтобы избежать расхождений между разными лабораториями, Международная федерация обществ электроэнцефалографии и клинической нейрофизи-

Если энергии электронов удовлетворяют условию $E \gg 137 mc^2/Z^{1/2}$, то $\sigma_{\text{рад}}$ не зависит от энергии и составляет примерно $2 \cdot 10^{-27} Z^2 \cdot \ln(183/Z^{1/3})$.

При меньших энергиях электронов $\sigma_{\text{рад}}$ является функцией энергии:

$$\sigma_{\text{рад}} \approx 6 \cdot 10^{-28} Z^2 \left\{ 4 \ln \left[2E / (mc^2) \right] - 4/3 \right\}. \quad (2.9)$$

Сравним потери энергии электронами на ионизацию атомов среды и на излучение. Ионизационные потери энергии при $v \approx c$ пропорциональны Z и логарифму энергии, а потери на излучение растут линейно с энергией и пропорциональны Z^2 , поэтому при больших энергиях потери на излучение преобладают. Как правило, вводится критическая энергия электронов $E_{\text{кр}}$, при которой ионизационные потери энергии и потери на излучения приблизительно равны. Ниже этой энергии преобладают потери ионизационные, а выше - потери на излучение. Бете и Гайтлер дают приближенное соотношение между ионизационными и радиационными потерями энергии:

$$\frac{(dE/dx)_{\text{рад}}}{(dE/dx)_{\text{ион}}} \approx \frac{EZ}{1600mc^2}, \quad (2.10)$$

отсюда и значение критической энергии $E_{\text{кр}} = 800/Z$ Мэв. В тяжелых элементах, таких, как свинец, радиационные потери преобладают уже при энергиях электронов выше 10 Мэв.

Торможение электронов используют для получения интенсивных потоков γ -квантов и нейтронов. При пробеге, равном радиационной длине, электрон с энергией выше $E_{\text{кр}}$ испускает один фотон с энергией, сравнимой с его собственной энергией, и несколько квантов с гораздо меньшей энергией. Кванты с энергией выше 1,02 Мэв могут образовывать электрон-позитронные пары.

Угловое распределение тормозного излучения имеет ярко выраженную направленность. Так, при релятивистских энергиях электронов средний угол испускания квантов тормозного излучения равен mc^2/E , где E -энергия электрона, не зависящая от энергии квантов тормозного излучения.

4 Пробег электронов в веществе.

Теоретические расчеты длины пробега электронов в веществе затруднены по причине многократного рассеяния и потерь энергии. Многократное рассеяние электронов характеризуется

средним углом отклонения, как и для тяжелых заряженных частиц. Однако такое рассмотрение справедливо для материалов с малой толщиной, когда потери энергии электронами незначительны. При попадании быстрого электрона в вещество его рассеяние на большие углы в начале пути маловероятно. Однако, в результате ионизационных и радиационных потерь энергия электрона уменьшается и все большее значение приобретает рассеяние на большие углы. Средний угол отклонения электронов возрастает с увеличением пройденного пути в веществе. После большого числа актов рассеяния на большие углы перемещение электронов можно рассматривать как диффузию. В результате процесса многократного рассеяния число электронов, прошедших слой заданной толщины, уменьшается с ростом толщины этого слоя. Зависимость числа электронов, прошедших слой вещества заданной толщины, от толщины слоя называют **функцией ослабления**. Вместе с тем по функции ослабления моноэнергетических пучков электронов сложно определить длину пробега электронов данной энергии.

Поэтому вводят так называемую **экстраполированную длину пробега**, которую определяют по пересечению продолжения линейного участка функции ослабления с осью абсцисс. Оказалось, что экстраполированная длина пробега линейно связана с энергией электронов. Например, для алюминия

$$R[\text{г/см}^2] = 0,526E_{\beta} [\text{МэВ}]. \quad (2.11)$$

Ослабление в фольгах электронов β -распада ядер имеет приближенно экспоненциальный характер. Полученные экстраполированные длины пробега для β -частиц в функции граничной энергии близки к значениям определяемым по формуле (2.11). Так, для граничных энергий β -спектров выше 0,8 МэВ экстраполированные длины пробега в алюминии

$$R[\text{г/см}^2] = 0,542E_{\beta} - 0,133. \quad (2.12)$$

Лекция 3 ВЗАИМОДЕЙСТВИЕ РЕНТГЕНОВСКОГО И γ -ИЗЛУЧЕНИЯ С ВЕЩЕСТВОМ

- 1 Особенности взаимодействия высокоэнергетического квантового излучения с веществом
- 2 Фотоэффект
- 3 Комптоновское рассеяние
- 4 Образование электрон-позитронных пар

упорядоченной организацией, чтобы была возможна вся сложная деятельность человека. В этом отношении мы только начинаем понимать язык мозга.

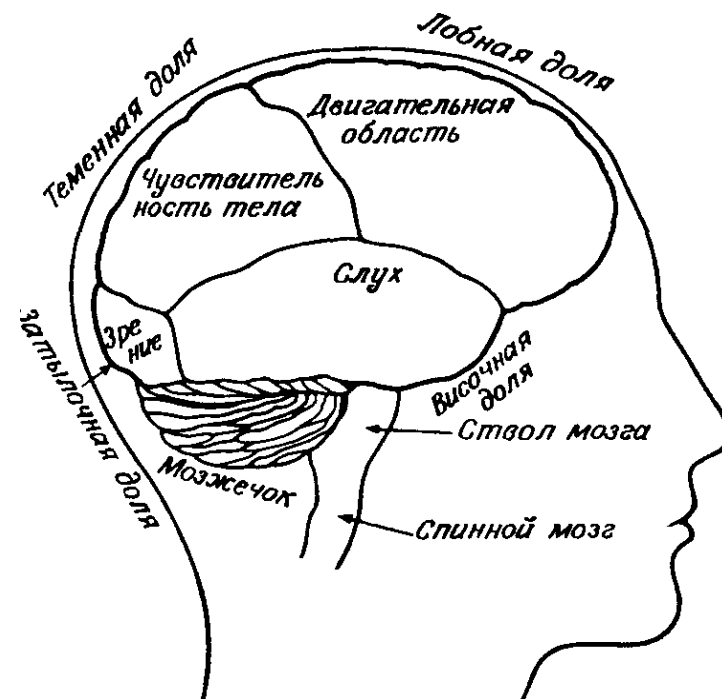


Рисунок 15.1 - Главные отделы мозга

Анатомически кору обычно подразделяют на четыре главных отдела, или доли, как это показано на рисунке 15.1. При этом считается, что затылочная кора участвует в обработке зрительных стимулов. Именно от нее психофизиологи чаще всего отводили ЭЭГ, так как альфа-ритм обычно имеет здесь наибольшую амплитуду. Височная кора больше связана со слуховой системой. Поэтому, если представляет интерес реакция ЭЭГ на серию тонов, то лучше будет, использовать височное, а не затылочное отведение. Соматосенсорная кора занимает небольшую область вокруг центральной борозды – углубления, разделяющего лобную и теменную доли. Именно сюда поступает осязательная информация от всего тела, и отсюда посылаются двигательные команды к мышцам.

Известно, левая и правая половины мозга несколько различаются. Хотя многое дублируется в обеих половинах мозга, в целом

Сравнительно высокая величина регистрируемой в опыте ЭЭГ заставляет предположить, что между активностями пирамидальных нейтронов существует положительная корреляция. Количественно это явление характеризуют коэффициентом корреляции R_n . Этот коэффициент равен нулю при отсутствии связи между активностями индивидуальных нейтронов и был бы равен 1, если бы изменения мембранного потенциала (дипольных моментов) клеток происходили совершенно синхронно. Наблюдаемое в действительности промежуточное значение R_n свидетельствует о том, что деятельность нейтронов синхронизирована лишь частично.

Расчеты, произведенные на основании всех этих положений, показали, что для ЭЭГ, отводимой от твердой мозговой оболочки,

$$\sigma = kh\sigma_n s \sqrt{R_n}, \quad (15.2)$$

где k – коэффициент, численно равный средней плотности пирамидных нейтронов в коре, s – удельное сопротивление коры, σ_n – среднее стандартное отклонение изменения во времени дипольного момента нейтронов, R_n – средний попарный коэффициент корреляции активности нейтронов. Таким образом, внешнее электронное поле головного мозга обнаруживаемое в виде ЭЭГ, можно рассматривать как результат сложения полей пирамидальных нейтронов коры головного мозга. Важное условие такого генеза ЭЭГ – одинаковая ориентация диполей нейтронов и наличие положительной корреляции в их градуальной электрической активности, при этом достаточен даже очень низкий уровень попарной корреляции.

5 Локализация функций

На сегодняшний день дискуссии ведутся не о том, существует ли локализация функций в человеческом мозге, а в том, насколько сильно она выражена. Один из наиболее авторитетных исследователей в этой области – советский нейрофизиолог А. Р. Лурия выдвинул представление о том, что мозг организован как система функциональных единиц, координирующих сложные психические процессы. Во внутренней организации каждой единицы может существовать значительная пластичность, однако сами единицы связаны с определенными участками коры. Другие исследователи продолжают придерживаться мнения о большей или о меньшей степени локализации.

Все, что мы знаем о поведении человека, говорит нам, что мозг — это не аморфное скопление клеток. Он должен обладать

1 Особенности взаимодействия высокоэнергетического квантового излучения с веществом

В отличие от тяжелых заряженных частиц и электронов взаимодействия высокоэнергетического квантового излучения с веществом имеет другую природу и сопровождается рядом физических эффектов и явлений рассмотренных ниже. Процесс замедления рентгеновских и γ -квантов в веществе нельзя считать непрерывным, как для тяжелых заряженных частиц, поскольку при взаимодействии с электронами и атомами среды γ -квант теряет или всю свою энергию (поглощение), или значительную часть своей энергии (рассеяние). В последнем случае в результате взаимодействия γ -квант существенно изменяет и направление своего движения. Поэтому достаточно одного взаимодействия, чтобы вывести γ -квант из первоначально параллельного пучка γ -квантов. Известно, что параллельный пучок γ -квантов при прохождении через слой материала толщиной t ослабляется по экспоненциальному закону:

$$N = N_0 \exp(-\mu t), \quad (3.1)$$

где N_0 —число γ -квантов, падающих на слой толщиной t ; N — число γ -квантов с той же энергией и с тем же направлением после слоя материала; μ — коэффициент пропорциональности, называемый **линейным коэффициентом ослабления**. Поскольку характер ослабления γ -излучения экспоненциальный, то имеется всегда малая, но не нулевая вероятность пройти γ -кванту без соударений очень большие толщины материалов. Поэтому пробеги γ -квантов между соударениями могут значительно отличаться от среднего пробега.

Из формулы (3.1) вытекает физический смысл коэффициента пропорциональности. Пучок γ -квантов ослабляется в e раз на пути $1/\mu$, который является средним свободным пробегом γ -кванта в веществе до соударения. Это легко получить, если принять во внимание, что $\exp(-\mu t)$ — вероятность γ -кванта пройти путь t без соударения. Тогда по определению средний путь будет равен

$$\int_0^{\infty} t \times \exp(-\mu t) / \int_0^{\infty} \exp(-\mu t) dt = 1 / \mu. \quad (3.2)$$

Обозначим полное сечение взаимодействия γ -квантов с одним атомом через σ , тогда

$$\mu = n \sigma, \quad (3.3)$$

где n — число атомов в 1 см^3 вещества.

В зависимости от механизмов, различают несколько типов взаимодействия электромагнитного излучения с электронами, атомами и ядрами среды. Для регистрации γ -квантов и особенно для изучения их ослабления в среде практическое значение имеют следующие три процесса: фотоэлектрическое поглощение (фотоэффект), рассеяние γ -квантов на свободных электронах (комptonовское рассеяние) и рождение γ -квантом в поле атома пары позитрон — электрон (образование пар). Полное сечение взаимодействия γ -квантов с атомами равно

$$\sigma = \sigma_{\phi} + \sigma_{\kappa} + \sigma_{\pi}, \quad (3.4)$$

где σ_{ϕ} - сечение фотоэффекта, σ_{κ} - сечения комptonовского рассеяния и σ_{π} - сечения образования электрон - позитронных пар.

2 Фотоэффект

Вся энергия падающего кванта $h\nu$ при фотоэффекте затрачивается на вырывание электрона из атома. Энергию электрона можно определить из следующего соотношения:

$$E_e = h\nu - B_e, \quad (3.5)$$

где B_e — энергия связи электрона. Из приведенного соотношения ясно, что фотоэффект возможен только в тех случаях, когда $h\nu > B_e$. Поэтому сечение фотоэффекта претерпевает резкие скачки при энергиях, равных энергиям ионизации K-, L-... оболочек.

Фотоэффект происходит главным образом на K-оболочке (около 80%). Для энергии фотонов $h\nu \approx mc^2$, но не близких к границе K-полосы поглощения, сечение фотоэффекта на K-оболочке получено в виде:

$$(\sigma_{\phi})_{\kappa} = \frac{8\pi}{3} \left(\frac{e^2}{mc^2} \right)^2 4\sqrt{2} \frac{(mc^2)^{7/2} Z^5}{(137)^4 (h\nu)^{7/2}} = \text{const} \frac{Z^5}{(h\nu)^{7/2}}. \quad (3.6)$$

В данном соотношении Z — заряд ядра атома; $(\sigma_{\phi})_{\kappa}$ — сечение фотоэффекта, $\text{см}^2/\text{атом}$. Известно, что полное сечение фотоэффекта $\sigma_{\phi} \approx 5 (\sigma_{\phi})_{\kappa} / 4$.

Из (3.6) видно, что сечение фотоэффекта очень быстро уменьшается с ростом энергии квантов и с уменьшением заряда ядра. Формула (3.6) неточно описывает поведение сечения в областях,

50-100 мкВ. Аналогичная характеристика (стандартное отклонение) используется для описания градуальной активности отдельных нейтронов (σ_n).

В настоящее время в исследованиях ЭЭГ для моделирования электронной активности коры головного мозга рассматривают поведение совокупности токовых электрических диполей отдельных нейтронов. На сегодняшний день существует несколько таких моделей, позволяющих объяснить отдельные особенности ЭЭГ.

Рассмотрим модель М.Н. Жадина, которая на примере генеза ЭЭГ при отведении с твердой мозговой оболочки позволяет выявить общие закономерности возникновения суммарного внешнего электрического поля коры.

Основные положения модели:

- внешнее поле головного мозга в некоторой точке регистрации – интегрированное поле, генерируемое токовыми диполями нейтронов коры;
- генез ЭЭГ обусловлен градуальной электрической активностью пирамидальных нейтронов;
- активность разных пирамидальных нейтронов в определенной степени взаимосвязана (скоррелирована);
- нейтроны распределены по коре равномерно и их дипольные моменты перпендикулярны к поверхности коры;
- кора плоская, имеет конечную толщину h , а ее остальные размеры бесконечны, т.е. со стороны черепа мозг ограничен плоской бесконечной токонепроводящей средой.

Обоснование первых двух положений рассмотрено выше. Остановимся на других положениях модели. Очень большое значение для генеза ЭЭГ имеет взаимосвязь электрической активности пирамидальных нейтронов. Если бы градуальное изменение мембранного потенциала, во времени, происходило в каждом нейтроне совершенно независимо от остальных клеток, переменная составляющая потенциала их суммарного внешнего электрического поля была бы небольшой, т.к. увеличение потенциала за счет усиления активности одного нейтрона в значительной мере компенсировалось бы хаотическим снижением активности других нейтронов.

бание мембранного потенциала – тормозные и возбуждающие постсинаптические потенциалы (ПСП). Тормозные ПСП пирамидных клеток генерируются в основном в теле нейтрона, а возбуждающие ПСП – преимущественно в дендритах. (Дендрит – один или несколько ветвящихся отростков, по которым нервные импульсы передаются к телу нейрона. Они и образуют синапсы). Кроме того, на теле нейтрона имеется определенное количество возбуждающих синапсов и, в соответствии с этим, тело пирамидных нейтронов (сома) способно генерировать так же и возбуждающие постсинаптические потенциалы (ПСП).

Важное значение для выяснения механизма генеза ЭЭГ имеет вопрос о том, какой тип электрической активности (потенциал действия или ПСП) дает наибольший вклад в потенциал внешнего поля головного мозга. Ясно, что для генеза ЭЭГ наиболее существенна та электрическая активность, при которой возникает диполь с большим дипольным моментом. Величину этого дипольного момента можно оценить по протяженности внеклеточного поля, например по расстоянию, на котором потенциал падает до очень малых значений или же в определенное число раз.

При изучении внешнего электрического поля мозга регистрируют и интерпретируют переменный сигнал ЭЭГ, а постоянную составляющую, как правило, не принимают во внимание. ЭЭГ фоновой активности мозга представляет собой весьма сложную зависимость разности потенциалов от времени и выглядит как совокупность случайных колебаний разности потенциалов. Для характеристики таких хаотических колебаний (“шумов”) используют параметры, известные из теории вероятности: среднюю величину и стандартное отклонение σ от средней величины. Чтобы найти σ , выделяют участок на ЭЭГ, который разбивают на небольшие равные интервалы времени, и в конце каждого интервала t_1, t_2, \dots, t_m определяют напряжение U_1, U_2, \dots, U_m . Стандартное отклонение рассчитывают по обычной формуле:

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^m (U_j - \bar{U})^2}{m-1}}, \quad (15.1)$$

в которой \bar{U} – среднеарифметическое значение разности потенциалов, m – число отсчетов U . При отведении ЭЭГ от твердой мозговой оболочки величина σ для фоновой активности составляет

близких к границе полосы поглощения. Однако она правильно передает качественную зависимость сечения фотоэффекта от энергии и заряда ядра.

Фотоэффект сопровождается характеристическим излучением атомов в результате переходов электронов на вакантные места в электронной оболочке атома. Характеристическое излучение не всегда сопровождает фотоэффект. Энергия может быть передана электронам внешней оболочки атома. В этом случае кроме фотоэлектронов с энергией E_e появляются электроны с другими значениями энергии.

Угловое распределение фотоэлектронов зависит от их энергии. При малых энергиях порядка десятков кэВ фотоэлектроны преимущественно испускаются в направлении, перпендикулярном пучку γ -квантов. С ростом энергии средний угол вылета фотоэлектронов уменьшается до $20\text{--}30^\circ$ при энергиях около $0,5 \text{ МэВ}$.

3 Комптоновское рассеяние

Когда значение энергии γ -кванта значительно больше энергии связи электрона, то можно рассматривать упругое столкновение γ -кванта со свободным электроном. Из законов сохранения энергии и импульса можно получить связь между энергией рассеянного γ -кванта $h\nu'$, энергией падающего кванта $h\nu$ и углом рассеяния θ (относительно первоначального направления γ -кванта), а также связь между энергией комптон-электрона E_e и его углом вылета φ . Данные соотношения имеют следующий вид:

$$\left. \begin{aligned} h\nu' &= h\nu / [1 + (1 - \cos\theta)\gamma] \\ E_e &= 2h\nu\gamma / [1 + 2\gamma + (1 + \gamma)^2 \operatorname{tg}^2\varphi] \\ \operatorname{tg}(\theta/2) &= \operatorname{ctg}\varphi / (1 + \gamma), \end{aligned} \right\} \quad (3.7)$$

где $\gamma = h\nu / (mc^2)$. Из приведенных соотношений, в частности, следует, что кванты, рассеянные на углы $\theta > 90^\circ$, всегда имеют энергию $h\nu' \leq mc^2/2$ независимо от начальной энергии.

Дифференциальное сечение комптоновского рассеяния, вычисленное по формуле Клейна — Нишины — Тамма, согласуется с экспериментальными данными. Эта формула с учетом (3.7) выглядит следующим образом:

$$\frac{d\sigma_K}{d\Omega} = \frac{r_0^2}{2} (hv'/hv)^2 \cdot \left[\frac{hv}{hv'} + \frac{hv'}{hv} - \sin^2 \theta \right] Z. \quad (3.8)$$

Это есть вероятность комптоновского рассеяния в направлении θ в единице телесного угла на Z электронах (т.е. на атоме с зарядом Z); $r_0 = e^2/(mc^2)$ — классический радиус электрона. При очень малых энергиях квантов ($hv < mc^2$) энергии рассеянных квантов равны энергиям падающих, а сечение

$$d\sigma_K / d\Omega = r_0^2 (1 + \cos^2 \theta) Z / 2, \quad (3.9)$$

Полное сечение комптоновского рассеяния получают, интегрируя (3.8) по всему телесному углу. Тогда

$$\sigma_K = \pi r_0^2 \left\{ 1 - 2(\gamma + 1)/\gamma^2 \right\} \ln(2\gamma + 1) + 1/2 + 4/\gamma - 1/2 \times (2\gamma + 1)^2 / Z / \gamma, \quad (3.10)$$

где $\gamma = hv/(mc^2)$.

4 Образование электрон-позитронных пар

Движущийся в электрическом поле электрона или ядра γ -квант может образовать пару электрон — позитрон. Такой процесс превращения γ -кванта в две частицы - процесс эндотермический и может происходить в том случае, если энергия γ -кванта в единицах массы превышает сумму масс покоя электрона и позитрона, т. е. энергетический порог такого превращения $1,02 \text{ Мэв}$. Запишем закон сохранения энергии в этом процессе с учетом энергии ядра (электрона) отдачи E_A :

$$hv = m_+ c^2 + m_- c^2 + E_A, \quad (3.11)$$

где $m_+ c^2$ и $m_- c^2$ — полные энергии позитрона и электрона. Если же предположить, что γ -кванты образуют пары в вакууме, закон сохранения энергии запишется в виде:

$$hv = m_+ c^2 + m_- c^2. \quad (3.12)$$

Очевидно, что суммарный импульс электрона и позитрона будет максимальным, если они оба движутся в направлении γ -кванта. Тогда

$$hv/c = p_+ + p_- = m_+ v_+ + m_- v_-. \quad (3.13)$$

Предыдущее и последнее выражения совместны лишь при

при воздействии на глаза света возникают характерные электрические явления. По прошествию более 50-ти лет подобные наблюдения были выполнены на человеке. Австрийский психиатр Хане Бергер (1929 г.) зарегистрировал электрические потенциалы с поверхности черепа и показал, что эти потенциалы действительно принадлежат мозгу и не обусловлены активностью мышц головы. Кроме того, он установил, что электрические характеристики этих сигналов зависят от состояния испытуемого. Наиболее заметными были синхронные волны относительно большой амплитуды (~50 мкВ) с частотой около 10 Гц. Бергер назвал их “альфа-волнами” и противопоставил высокочастотным “бета-волнам” которые появляются, когда человек переходит в более активное состояние.

Современники Бергера отнеслись к его сообщениям скептически и “мозговые волны” стали общепризнанным фактом только после того как Эдриан и Мэттьюз осуществили наглядную демонстрацию записи ЭЭГ на заседании Английского физиологического общества в 1935 г. К аппарату подсоединяли самого доктора Эдриана, и он показал, как при открытии глаз поднимается высокоамплитудный α -ритм.

В 1936 г. было обнаружено, что при опухолях мозга в окружающей их ткани обычно появляются аномально медленные волны, что позволяет использовать ЭЭГ для уточнения локализаций таких опухолей. Возможность регистрировать ЭЭГ у бодрствующих людей вселило в ученых большой оптимизм, казалось, открывается путь к пониманию взаимоотношений между “душой” и телом. Рассматривая характер ЭЭГ можно судить о том, что происходит в мозгу (читать мысли). Однако на практике оказалось все достаточно сложным. В мозгу человека больше 10 миллиардов нервных клеток, соединенных в плотную сеть взаимных связей. Мы подобны слепым, пытающимся понять, работу фабрики, прислушиваясь снаружи к ее шуму.

2 Многодипольный эквивалентный электрический генератор головного мозга и генез ЭЭГ

Большинство имеющихся экспериментальных данных говорят о том, что генез электроэнцефалограмм(ЭЭГ) определяется в основном электрической активностью коры больших полушарий головного мозга – активностью ее пирамидальных нейтронов. У пирамидальных нейтронов выделяют два типа электрической активности. Импульсный разряд (потенциал действия) с длительностью около 1 мс и более медленное (градуальное) коле-

Изменение кровонаполнения ткани изменяет емкость этого конденсатора, что и регистрируется специальными устройствами. Живые ткани обладают не только омическим, но и емкостным сопротивлением. Их суммарная величина носит название импеданса. Так как кровь лучший проводник, чем кожа, мышцы, то увеличение кровенаполнения обычно сопровождается уменьшением импеданса. Регистрация изменений электропроводимости лежит в основе импедансной плетизмографии. Метод имеет преимущество перед механической плетизмографией в виду своей простоты и доступности, т.к. измерение импеданса могут производиться на любых участках тела и в любых направлениях в зависимости от взаимного местоположения электродов и частоты применяемого тока.

Светопроницаемость живых тканей зависит от многих факторов, однако, на коротких отрезках времени ее изменения связаны в основном с количеством крови и степени ее насыщения кислородом. Если исключить влияние 2-го фактора, то при помощи фотоэлемента можно регистрировать только изменения светопроницаемости, связанные с изменениями кровенаполнения. Это положено в основу метода **фотоэлектрической плетизмографии**. Исследованием периферических кровеносных сосудов занимается капилляроскопия и капиллярография, изучающие состояние капилляров путем их непосредственного наблюдения. Капиллярную сеть можно исследовать с помощью отечественных капилляроскопов типа М-70, микроскопов типа МБС-1 и т.д. Все вышерассмотренные методы применимы для исследования сосудов большого круга кровообращения.

Лекция 15 ИЗУЧЕНИЕ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ МОЗГА

- 1 Развитие электроэнцефалографии (ЭЭГ)
- 2 Многодипольный эквивалентный электрический генератор головного мозга и генез ЭЭГ
- 3 Локализация функций. Расположение электродов при регистрации ЭЭГ

1 Развитие электроэнцефалографии (ЭЭГ)

Английский хирург Ричард Кэйтон в 1875 г. впервые показал, что у животного можно зарегистрировать электрическую активность мозга. Он занимался изучением вопросов локализации функций и заметил, что на поверхности сенсорной коры кролика

$v_+ = v_- = c$, а это значит, что рождение γ -квантом пары электрон — позитрон в вакууме возможно лишь при $h\nu \rightarrow \infty$.

Оценим энергию ядра отдачи при рождении пары. Максимальная энергия отдачи будет в том случае, если электрон и позитрон вылетают относительно направления γ -кванта под углами 90° и угол между их направлениями движения 180° . При этом импульс ядра отдачи равен импульсу γ -кванта, т. е.

$$h\nu/c = Mv, \quad (3.14)$$

где M — масса ядра; v — его скорость, а энергия ядра отдачи

$$E_A = (h\nu)^2 / (2Mc^2). \quad (3.15)$$

При образовании пары в поле электрона при тех же условиях его энергия отдачи может быть значительно больше

$$\left(E_e = mc^2 \left[\sqrt{1 + (h\nu)^2 / (m^2 c^4)} - 1 \right] \right). \quad (3.16)$$

Это обстоятельство позволяет выделять при экспериментальных исследованиях случаи рождения пары электрон — позитрон в поле электрона. В таких случаях в трековых приборах (например, в камере Вильсона) видны характерные триплеты (три трека, начало которых находится в одной точке).

Сечение образования пар на электронах и ядрах атома пропорционально Z^2 и довольно сложным образом зависит от энергии.

Энергия γ -кванта распределяется почти равновероятно между электроном и позитроном. Однако с ростом энергии γ -квантов преобладающим становится асимметричное распределение энергии. Следует отметить, что спектры электронов и позитронов несколько отличаются, если принять во внимание, что при удалении от ядра, в поле которого образовалась пара, электроны испытывают торможение, а позитроны — ускорение. Этот эффект тем больше, чем выше атомный номер ядра и меньше энергия γ -кванта.

Таким образом, рассмотренные выше основные процессы взаимодействия рентгеновских и γ -излучения с атомами и электронами вещества приводят к изменению направления движения квантов, к изменению их энергии, образованию электронов и позитронов с непрерывным спектром энергий, которые, в свою очередь, создают тормозное и аннигиляционное излучение. Поэтому в целом картина прохождения γ -квантов в веществе оказывается весьма сложной и может значительно отличаться от простого экспоненциального закона, который справедлив лишь для γ -квантов, не претерпевших ни одного соударения.

Лекция 4 БИОЛОГИЧЕСКОЕ ДЕЙСТВИЕ ИОНИЗИРУЮЩИХ ИЗЛУЧЕНИЙ

- 1 Воздействие ионизирующих излучений на клетку
- 2 Воздействие на биологическую ткань
- 3 Воздействие на организм в целом

1 Воздействие ионизирующих излучений на клетку

Наиболее чувствительными к воздействию ионизирующих излучений являются ткани с интенсивным делением: эпителиальная ткань, кровь. Наиболее радиорезистентными являются ткани, утратившие способность к делению: мышечная, нервная, костная и хрящевая ткани.

В клетке радиация может вызвать два вида изменений:

- трансформация клеточных структур;
- мутационные изменения генетического материала (генные мутации и хромосомные aberrации).

Соответственно выделяют два вида радиационной гибели клеток: интерфазная (до вступления клеток в митоз) и митотическая. В первом случае предполагают, что отмирание клеток наступает в результате окисления липидов клетки и образования радиотоксинов, которые вызывают иммунные реакции, склеивание клеток и их разрушение, а также торможение клеточного деления и повреждения хромосомного аппарата. Во втором случае наступает либо гибель потомков мутантных клеток вследствие их нежизнеспособности, либо невозможности расхождения хромосом в анафазу вследствие изменений структуры ДНК клеток.

Однако мутации могут быть не смертельными для клетки, в этом случае пораженные клетки увеличивают риск появления ракового заболевания. Наиболее частыми являются лейкозы, возникающие только спустя 2 года после облучения и позже. Через 6-7 лет вероятность заболеть лейкозом наиболее велика, а спустя 25 лет риск заболеть лейкозом практически равен нулю. Другие виды рака могут развиваться только через 10 лет после облучения.

2 Воздействие на биологическую ткань

При воздействии ионизирующего излучения на сложные ве-

4 Плетизмография

Плетизмография – регистрация изменений объема органа или части тела, связанных с изменением кровенаполнения их сосудов. Существующие способы оценки изменения кровенаполнения связаны или с прямой регистрацией изменений объема – механическая плетизмография, или с регистрацией импеданса диэлектрических свойств (электроплетизмография), или светопроницаемости тканей (фотоэлектроплетизмография).

Механическая плетизмография. Принцип метода основан на свойстве жидкостей и газов сохранять постоянство объема при постоянных давлении и температуре. Основными частями механического плетизмографа являются: сосуд (рецептор), в котором герметизируется исследуемая часть тела; среда, передающая колебания объема (вода или воздух) и регистрирующее устройство с соответствующим датчиком и системой усиления. В зависимости от трансмиссионной среды механические плетизмографы делятся на три вида – водные, водно-воздушные и воздушные. Практическая несжимаемость жидкости, позволяющая без искажения передавать колебания объема к регистратору объема или колебания давления к упругой мембране манометра – основное достоинство водной трансмиссии. Приборы с такой трансмиссией имеют основной недостаток – давление на сосуды, оказываемое столбом жидкости в вертикальной манометрической трубке. Другой недостаток водно-передаточных систем – их низкая чувствительность и инерционность, обусловленные массой воды и ее вязкостью.

Передача колебаний объема в водно-воздушных плетизмографах осуществляется последовательно от исследуемого органа к воде, от воды к воздуху в трубке, соединенной с манометром. Недостатки плетизмографов с воздушной передачей:

- большой коэффициент теплового расширения газов;
- сжимаемость воздуха;
- необходимость в тщательном соблюдении постоянства температурного режима в системе.

Электроплетизмография. При использовании токов ультравысоких частот проявляются диэлектрические свойства тканей. Ткань вместе с окружающим ее воздухом играет роль диэлектрической прослойки между электродами, образуя конденсатор, влияя на величину его емкости своей диэлектрической постоянной.

регистрация колебаний артериальных стенок, возникающих при распространении по сосудам волны повышения давления. Запись артериального пульса позволяет рассчитывать ряд физиологических показателей, таких как скорость распространения пульсовой волны по сосудам, модуль объемной упругости и эластическое сопротивление артериальной системы. Ценные сведения для диагностики дает исследование формы пульсовой волны.

Современные сфигмографы состоят из преобразователя механических колебаний сосудистой стенки в электрические сигналы усилителя и регистрирующего устройства. В качестве преобразователей применяются тензометрические, емкостные, индуктивные и пьезокристалльные датчики. В качестве усилителя и регистратора может быть использован обычный электрокардиограф.

3 Реография

Реография – метод исследования кровообращения, основанный на графической регистрации изменения электрического сопротивления живых тканей во время прохождения через них электрического тока. Увеличение кровонаполнения сосудов во время систолы приводит к уменьшению электрического сопротивления исследуемых отделов тела (органов). Реография отражает изменения кровонаполнения исследуемой области тела (органа) в течении сердечного цикла и скорость движения крови в сосудах. В зависимости от расположения электродов различают грудную, реографию верхних и нижних конечностей.

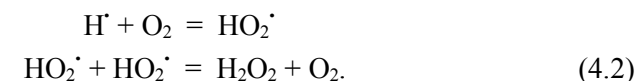
Для регистрации реограмм используют приборы, которые называют реографами, основной частью которых является мост переменного тока. К одной из диагоналей моста подключается генератор переменного тока ($V \sim 50$ кВ), а в другую усилитель и регистрирующее устройство. Пациент подключается в одно из плечей моста, а в противоположном плече установлен регулятор баланса (переменное сопротивление и переменная емкость). Изменяемая часть сопротивления исследуемого органа (области тела человека) вследствие изменения кровонаполнения во время сердечного сокращения составляет около 0,05-0,1% от общего сопротивления. Одновременно с основной реограммой регистрируется и первая производная дифференциальная реограмма, характеризующая угол наклона восходящей части кривой, которая дает возможность судить об изменении скорости кровенаполнения сосудов в разные фазы систолы.

щества, молекулы которых состоят из большого числа различных атомов, вследствие ионизации и возбуждения происходит их диссоциация в результате разрыва химических связей. Это так называемое **прямое действие** ионизирующего излучения. Более существенную роль в формировании биологических последствий играет механизм косвенного действия.

Под **косвенным действием** излучения понимают радиационно-химические изменения в веществе (биологических тканях), обусловленные продуктами радиолиза воды. Известно, что биологические ткани на 60-70% состоят из воды. В результате ионизации молекул воды образуются свободные радикалы $H\cdot$ и $OH\cdot$ по следующей схеме:



В присутствии кислорода образуется так же свободный радикал гидроперекиси $HO_2\cdot$ и перекись водорода H_2O_2 , являющиеся сильными окислителями.



Полученные в результате радиолиза воды свободные радикалы и окислители обладают высокой химической активностью и вступают в химические реакции с молекулами белка ферментов и других структурных элементов биологической ткани.

В результате нарушаются обменные процессы, подавляется активность ферментных систем, замедляется и прекращается рост тканей, возникают новые химические соединения, не свойственные организму – токсины. Это приводит к нарушению биохимических процессов в организме, нарушению жизнедеятельности отдельных функций или систем и организма в целом.

Индукцированные свободными радикалами химические реакции развиваются с большим выходом и вовлекают в этот процесс многие сотни и тысячи молекул, не затронутых излучением. В этом состоит специфика действия ионизирующего излучения на биологические объекты, заключающаяся в том, что производящий им эффект обусловлен не столько количеством поглощенной энергии в облучаемом объекте, сколько той формой, в которой эта энергия передается. Ни какой другой вид энергии (тепловой, электрической и др.), поглощенной биологическим объектом в том же количестве, не приводит к таким изменениям, какие вызывает ионизирующее

излучение.

Следует также принимать во внимание наличие модифицирующих факторов – сенсibilизаторов (веществ, увеличивающих эффект излучения) и радиопротекторов. Повышенное содержание кислорода в клетках во время облучения усиливает действие излучения, что объясняется усилением взаимодействия кислорода со свободными радикалами клетки и делает их недоступными для репарации. Однако присутствие кислорода в среде после облучения способствует репарации повреждений. Сниженное содержание кислорода во время облучения способствует уменьшению его пагубного воздействия на организм. Известно много радиопротекторов, но они проявляют свое действие только в момент облучения и в ближайшие сроки после него.

3 Воздействие на организм в целом

Радиочувствительность организма зависит от многих факторов. Чем больше степень организации животного, чем более дифференцированы его ткани, тем больше оно чувствительно к радиации. Например, среднелетальная доза ($ЛД_{50}$), отражающая дозу внешнего излучения, накопленную за короткий промежуток времени, при которой погибают 50% облученных особей, для человека равна 4,5 Гр, для обезьяны – 5,2 Гр, для черепахи – 15 Гр, для дрозофилы – 800 Гр, для простейших – 1000 Гр и более [4]. Известны также некоторые виды бактерий, которые выживают при дозах более 10000 Гр (найлены в пруде-охладителе Чернобыльской АЭС). Для оценки радиочувствительности используется также величина, называемая минимальной абсолютно смертельной дозой ($ЛД_{100}$): это та минимальная доза, при которой умирают все особи.

Радиация вызывает различного рода неблагоприятные изменения в организме человека. К ближайшим последствиям относят острую лучевую болезнь (ОЛБ) и хроническую лучевую болезнь (ХЛБ), к отдаленным - злокачественные опухоли, лучевую катаракту, снижение продолжительности жизни, атеросклероз и другие явления, являющиеся признаками старения организма. ОЛБ возникает при дозах более 2 Гр, полученных одномоментно или в течение нескольких дней, ХЛБ – при облучении малыми дозами 0,1 - 0,5 сГр/сут после накопления суммарной дозы 0,7 - 1 Гр, т.е. через 140 - 1000 дней [62].

Дозы до 1 Гр характеризуются отсутствием признаков лучевой болезни, отмечаются лишь преходящие реакции со стороны

по двум очень близким между собой формулам Вецлера-Богера

$$E_0 = \frac{4,24 \cdot Ca}{Q \cdot T_{fem}} \quad (14.3)$$

и

$$E_0 = \frac{24 \cdot Ca}{Q \cdot S}, \quad (14.4)$$

где C_a – скорость распространения пульсовой волны, Q – поперечное сечение аорты, определяемое по таблицам Тома, Суттера или Фрухта, T_{fem} – период основного колебания артериальной системы, определяемый по кривой бедренного пульса, S – длительность фазы изгнания, определяемая по сфигмограмме сонной артерии.

2 Ангиография

Контрастное рентгенологическое исследование сосудов – **ангиография** применяется для изучения сосудистого русла при различных патологических процессах, в частности при нарушении проходимости сосудов, вызванной атеросклерозом, тромбозом или артритом, для определения точной локализации и распространенности патологического процесса. Введение в сосудистое русло контрастных веществ, не проникаемых для рентгеновских лучей, позволяет получить изображение различных отделов сосудистой системы и судить о функциональных и анатомических изменениях в пределах исследуемого участка. Контрастные вещества, применяемые для ангиографии должны отвечать следующим требованиям:

- иметь хорошую рентгеноконтрастность,
- не оказывать вредного влияния на клеточный и химический состав крови,
- не повреждать сосудистую стенку и другие ткани.

Используемое в настоящее время контрастное вещество содержит 3-х и 4-х атомные органические соединения йода (дийодон, трийодтраст, угографин и др.). С помощью различных изотопов определяется и скорость кровотока.

2 Сфигмография.

Сфигмография обеспечивает получение разнообразной информации о функциональном состоянии артериальных сосудов большого круга кровообращения. В ее основе лежит графическая

Лекция 14 МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ СОСУДОВ

- 1 Характеристики состояния сосудистой системы
- 2 Ангиография
- 3 Сфигмография
- 4 Реография
- 5 Плетизмография

1 Характеристики состояния сосудистой системы

Основными параметрами характеризующими состояние сосудистого русла являются:

- скорость распространения пульсовой волны;
- модуль объемной упругости;
- модуль эластичности.

Скорость распространения пульсовой волны является реальным показателем упруго-вязкого состояния артерий. Для расчета скорости распространения пульсовой волны используют несколько методик.

Классическая методика предусматривает синхронную регистрацию сфигмограмм сонной и бедренной артерий. Скорость распространения пульсовой волны рассчитывается по формуле:

$$C_a = \frac{L}{\Delta t}, \quad (14.1)$$

где L – длина аорты, Δt – время распространения пульсовой волны от сонной артерии до бедренной.

Количественный анализ упругости артериальных сосудов осуществляется с помощью двух показателей. Один из них – модуль объемной упругости сосудов, рассчитывается по формуле:

$$K = SCa^2, \quad (14.2)$$

где S – плотность крови, Ca – скорость распространения пульсовой волны. Нормальное значение модуля объемной упругости колеблется от 150000 до 200000 дин\см².

Другим показателем упругости артериальной системы является коэффициент эластичности по Франку (эластическое сопротивление артериальной системы). Этот показатель рассчитывается

отдельных систем, при 1 - 2,5 Гр примерно половина людей заболевают ОЛБ. При дозах до 3 Гр выздоравливают без медицинской помощи все заболевшие, свыше 3 Гр – заболевают все, без медицинской помощи выздороветь не могут. 6 Гр – минимальная абсолютно смертельная доза], приводящая к смерти из-за поражений костного мозга (из 100 стволовых клеток умирают 99), хотя в литературе отмечены отдельные случаи выживания при дозах от 6 до 10 Гр, характеризующиеся выраженным повреждением кишечника. При 10 - 20 Гр смерть наступает через 8-16 дней от поражения слизистой желудочно-кишечного тракта, при 20 - 80 Гр развивается сосудистая форма поражения, смерть наступает через 4-7 дней при мозговой и менингеальной симптоматике. При дозах более 80 Гр летальный исход наступает через 1-3 дня от поражений ЦНС (церебральный синдром), сопровождающихся коллапсом и судорогами.

Известно пагубное влияние радиации на детородную функцию. Однократное облучение семенников в дозах 0,1 - 0,2 Гр приводит к временной стерильности с последующим полным восстановлением, дозы от 2 Гр и выше приводят к почти полной стерильности, восстановление функции наступает только через несколько лет. Семенники значительно лучше выдерживают разовое облучение, чем пролонгированное. Однократное облучение в дозе более 3 Гр приводит к необратимой стерильности яичников, меньшие дозы не вызывают никаких изменений. Большие дозы, растянутые во времени, также не влияют на детородную функцию женщины [52].

Реакции на облучение со стороны сердечно-сосудистой системы характеризуются изменениями наружного слоя сосудистой стенки. Наблюдаются изменения миокарда после локального облучения в дозах 5 - 10 Гр, миокардиофиброз (от 4,5 Гр) – нарушение микроциркуляции вследствие облитерации (слипания стенок) капилляров, эритема.

Тяжелые поражения центральной нервной системы при дозах от 10 Гр проявляются в отдаленные сроки после облучения. При дозах 0,1 - 1 Гр изменяются биотоки мозга, условно-рефлекторная деятельность, облучение мозга детей приводит к слабоумию. При местном облучении участка тела в области периферического нерва возникают парезы конечностей, что связывают с повреждением окружающих нерв сосудов и нарушением его питания. Воздействию узкого пучка излучения непосредственно на нерв не вызывает изменений его структуры и функций.

Действие излучения на зрение выражается в конъюнктивитах (от 5 Гр) и катаракте, возникающей при дозах более 6 Гр. Мак-

симально переносимая кожей доза местного рентгеновского излучения – 10 Гр, при больших интенсивностях возникают дерматиты и язвы. Облучение обеих почек в дозах более 30 Гр за 5 недель может вызвать необратимый хронический нефрит.

Действие излучения на скелет выражается в замедлении заживления переломов. Малые дозы облучения (10 Гр за несколько недель) хрящевой ткани детей могут остановить рост костей.

На сегодняшний день существует три гипотезы насчет влияния излучения на организм в зависимости от дозы. Первая предполагает, что степень поражения находится в прямой зависимости от дозы излучения, радиация вредна в сколь угодно малых дозах. Это оправдывается тем, что один нейтрон способен вызвать генную мутацию. Вторая предполагает наличие порога, ниже которого воздействие радиации бесполезно для организма.

Третья гипотеза основывается на предположении об усиливающем эффекте малых доз облучения. В пользу этой гипотезы говорят исследования некоторых ученых, обнаруживших усиливающее действие радиации на организм животных (до 25 Р), ускорение прорастания семян и роста растений (до 500 Р) [39], увеличение продолжительности жизни мышей и крыс в условиях крайне низкого хронического облучения. Для тканей и органов человека эта доза приблизительно равна 2 Р. Они рассматривают радиацию как фактор, стимулирующий защитно-приспособительные реакции организма. Однако в отдаленном периоде постлучевого восстановления наблюдается срыв компенсаторных возможностей и ухудшение состояния организма. Возможно, лишь небольшое превышение доз над естественным радиоактивным фоном положительно влияет на организм.

Последствия облучения зависят не только от дозы, но и от вида облучения – общее оно или местное, внешнее или от инкорпорированных радионуклидов; от временного фактора (однократное, повторное, пролонгированное, хроническое); от равномерности облучения, величины облучаемого объема и локализации облученного участка, от соотношения радиопротекторов и сенсibilизаторов в организме. Значительное снижение воздействия излучений на организм наблюдается при экранировании участков костного мозга.

Обобщая, можно выделить следующие особенности действия ионизационного излучения на организм:

- Высокая эффективность поглощенной энергии. Малые количества поглощенной энергии излучения могут вызвать глубокие биологические изменения;

кровообращения. Получил название от предположенного Н.Н. Савицким универсального фоторегистрирующего прибора “механокардиографа”, позволяющего изучать физиологические функции организма, характеризующиеся изменением давления крови в различных участках тела.

При помощи механокардиографа можно объективно регистрировать все величины артериального давления и проводить одновременную запись нескольких сфигмограмм, в частности пульсовых кривых сонной, бедренной и лучевой артерии. Последнее необходимо для определения длительности отдельных фаз сердечного цикла и скорости распространения пульсовой волны по сосудам. Соединение осцилографического определения артериального давления с регистрацией скорости распространения пульсовой волны, позволяет использовать так называемый физический способ определения ударного и минутного объема крови с последующим расчетом суммарного периферического сопротивления кровотока со стороны прекапиллярного русла. Кривые артериального давления и пульса записываются с помощью дифференциальных и пульсовых зеркальных моментов, в которых усиление артериальных осцилляций достигается путем преобразования их в угловые смещения зеркальца, отражающего световой луч, что значительно уменьшает инертность (по сравнению с самописцем) и исключает помехи от трения возникающие при регистрации на самописце.

6 Фонокардиография

Фонокардиография – метод графической регистрации тонов и шумов сердца и их диагностической интерпретации. Фонокардиограф состоит из микрофона, усилителя, системы частотных фильтров и регистрирующего устройства. Микрофон, располагающийся в различных точках области сердца, воспринимает звуковые колебания и превращает их в электрические, которые усиливаются и передаются на систему частотных фильтров, выделяющих из всех сердечных звуков ту или иную группу частот. Затем сигнал посылают на различные каналы регистрации, что позволяет избирательно регистрировать низкие, средние и высокие частоты. Обычно фонокардиограмма записывается при задержке дыхания на выдохе. В настоящее время разработаны приборы, которые позволяют дозировать степень давления на микрофон, что позволяет точно измерить амплитуду тонов и шумов.

фии в физиологических и клинических исследованиях показало, что методика позволяет количественно оценить функциональное состояние миокарда, учитывать эффективность лечебных мероприятий и имеет диагностическое значение при ряде форм сердечной патологии.

Динамокардиограф в общем случае состоит из трех частей: воспринимающего устройства, электрического усилителя и регистрирующей системы (осциллограф или компьютер). Воспринимаемое устройство осуществляет регистрацию сил, действующих со стороны грудной клетки человека. Оно имеет вид плоской коробки и состоит из двух жестких металлических плит, между которыми расположены упругие элементы (стальные кольца, балки или шарниры) с наклеенными на них при помощи органической смолы проволочными - тензometрами из константана. Изменение линейных размеров упругих элементов под влиянием сил, действующих на них со стороны грудной клетки, совершаются в зоне так называемых обратимых (упругих) деформаций. В этом случае изменение линейных размеров прямопропорционально действующим на них силам (закон Гука). Отсюда следует, что воспринимающее устройство динамокардиографа точно определяет усилие, действующее на него со стороны грудной клетки.

Исследуемого располагают на балисто-динамокардиографическом столе лежа на спине. Воспринимающее устройство помещается под грудной клеткой. Нагрузка, действующая на воспринимающее устройство, периодически меняются по величине и месту приложения и складывается из трех компонентов:

- Постоянная составляющая – вес грудной клетки человека;
- переменная составляющая – механический эффект дыхательных движений;
- переменная составляющая – механические процессы сопровождающиеся сердечным сокращением.

Для анализа сократительной деятельности имеет значение лишь третий компонент нагрузки, который вырезается из всех составляющих, записывается регистрирующим устройством и используется для диагностических целей.

5 Механокардиография

Механокардиография – один из наиболее совершенных методов исследования и оценки функционального состояния системы

- наличие скрытого (инкубационного) периода проявления действий ионизирующего излучения (период мнимого благополучия);
- действия от малых доз могут суммироваться или накапливаться. Этот эффект называется кумуляцией;
- излучение воздействует не только на данный живой организм, но и на его потомство. Это так называемый генетический эффект;
- различные органы живого организма имеют свою чувствительность к облучению;
- облучение зависит от частоты. Одноразовое облучение в большой дозе вызывает более глубокие последствия, чем фракционированное;
- каждый организм индивидуален в реакциях на облучение.

Лекция 5 ЭЛЕКТРОРЕНТГЕНОГРАФИЯ И ЭЛЕКТРОКИМОГРАФИЯ

- 1 Физические основы электрорентгенографии
- 2 Параметры качества изображения
- 3 Принципы электрокимографического исследования

1 Физические основы электрорентгенографии

Большие перспективы открылись перед рентгенодиагностикой в связи с внедрением в практику метода электрорентгенографии или ксерорентгенографии, существенно отличающейся от традиционной рентгенографии. С помощью этого метода рентгенологические изображения исследуемого объекта получают электрофотографическим путем. Сущность электрорентгенографического процесса состоит в следующем: полупроводниковому слою сообщают заряд, который благодаря высокому сопротивлению в течение 15 – 20 мин. сохраняется в темноте. Во время экспонирования под воздействием излучения рентгеновского сопротивления полупроводниковому слою уменьшается и он теряет заряд, причем в более облученных местах больше, чем в менее облученных. Таким образом, на пластине создается скрытое электростатическое изображение, которое затем проявляют облаком заряженного порошка, оседающего на пластине пропорционально оставшемуся на ней заряду. Порошковое изображение с пластины переносят на обыкновенную писчую бумагу.

Процесс получения электрорадиограммы состоит из следующих этапов: 1) зарядки пластины, 2) экспонирование пластины, 3) проявление скрытого изображения, 4) подзарядка проявленного изображения, 5) перенос порошкового изображения с пластины на бумагу, 6) закрепление изображения на бумаге, 7) очистка пластины от оставшегося порошка.

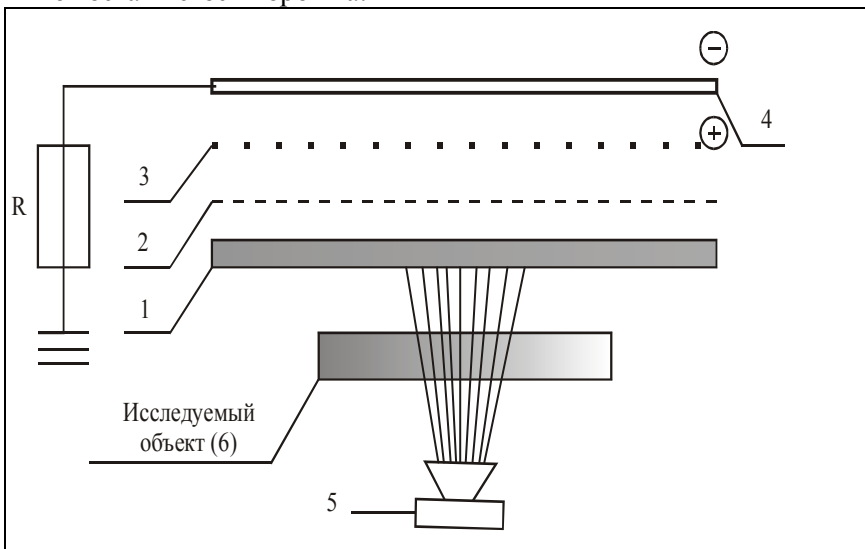


Рисунок 5.1 - Схема электрорентгенографического обследования (1 – селеновая пластина, 2 – управляющая сетка, 3 – вольфрамовая проволока, 4 – экран, 5 – источник радиоактивного излучения, 6 – исследуемый объект).

Зарядку пластины проводят коронным разрядом (рис. 5.1). Над пластиной, обращенной слоем вверх, размещается сетка, перекрывающая всю площадь пластины. Над сеткой расположен электрод, представляющий собой ряд тонких вольфрамовых проволок, на которые от генератора подается высокий положительный потенциал. Над электродом находится экран, заземленный через сопротивление. Процесс сенсibilизации (зарядки) пластины осуществляется по всей поверхности одновременно. Положительные ионы, генерируемые в коронном разряде, под влиянием электрического поля перемещаются к управляющей сетке, часть из них проникает через ее отверстия и осаждается на селеновом слое. Скорость зарядки зависит от напряжения на каранируемом электроде, которое обычно задается в пределах 8 – 10 кВ. Осаждение заряда на пластину продлится до тех пор, пока потенциал слоя становится равным потенциалу сетки.

тельном расстоянии от обследуемого при помощи теле или радиопередатчика. Эти методы позволяют следить за деятельностью сердца при пробах с физическими нагрузками, в движении, у спортсменов, у космонавтов и т.д. Кроме регистрации ЭКГ существует и ряд других методов исследования состояния сердца рассмотренных ниже.

3 Баллистокардиография

Баллистокардиография – метод регистрации баллистического эффекта – перемещений тела человека в пределах 10 – 60 мк, вызванных работой сердца и движением крови по сосудам. Принцип баллистокардиографии заключается в том, что очень слабые перемещения тела человека, вызванные сердечной деятельностью, записываются механическим путем или преобразуются с помощью датчиков различной конструкции (электромагнитные, фотоэлектрические, пьезоэлектрические и др.) в электрические импульсы, что позволяет их регистрировать на электрокардиографе, энцефалографе и т.п. При этом одновременно может быть произведена запись ЭКГ, что значительно расширяет возможности трактовки и сопоставления БКГ и увеличивает ее диагностическую ценность. В зависимости от принципа регистрации различают два метода регистрации БКГ – **прямой** и **косвенный** методы. При прямой регистрации датчик устанавливается непосредственно на теле обследуемого (например, катушка индуктивности, пьезодатчики и др.) и регистрирует соответствующие перемещения. При косвенном методе регистрируются движения стола, на котором лежит испытуемый или платформы, на которой он стоит или сидит. Верхняя часть стола соединена с его рамкой плоскими стальными пружинами, которые возвращают стол в его исходное положение. Движения стола трансформируются специальными датчиками в электрические импульсы, регистрируемые на электрокардиографе. БКГ здорового человека отличается большим однообразием общей конфигурации, что и позволяет использовать данный метод для диагностических целей.

4 Динамокардиография

Динамокардиография является одним из методов изучения сократительной функции миокарда. С ее помощью осуществляется моментно-силовой анализ механических процессов, сопровождающих сердечное сокращение. Регистрируемые кривые являются отражением перемещений центра тяжести грудной клетки и ударных компонентов кинематики сердца. Применение динамокардиогра-

ном узле. Оттуда импульсы по пучкам мышц и волокнам Пуркинье быстро передаются на желудочки, которые резко сокращаются. На (рис. 13.2) приведена запись ЭКГ одного нормального сокращения сердца.

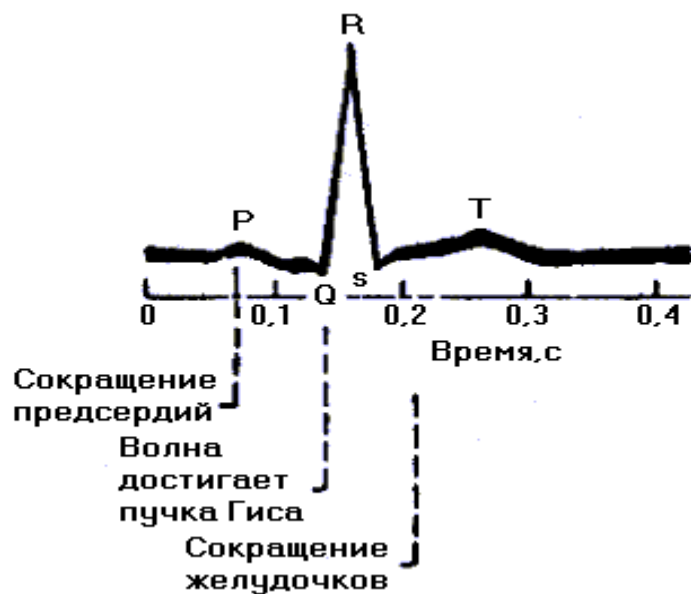


Рисунок 13.2 - ЭКГ однократного сокращения сердца.

Диагностические установки для регистрации ЭКГ используют различное количество отведений. Каждая пара электродов регистрирует разность потенциалов между двумя сторонами сердца, и разные пары дают более полную информацию о положении сердца в грудной клетке и о механизмах его сокращений. Интервал S-T и зубец T – соответствует систоле (когда артериальное давление достигает максимального значения, а интервал T-P и зубец P – диастоле. При различного рода заболеваниях сердца наблюдаются отклонения от нормальной формы ЭКГ, что позволяет использовать ее для целей диагностики.

Важнейшими особенностями совершенствования современной электрокардиографической аппаратуры является расширение ее функциональных возможностей, существенное уменьшение размеров и использование компьютерных технологий для мониторинга деятельности сердечно-сосудистой системы и расчета ее параметров. Современные технические достижения позволяют конструировать аппараты, способные регистрировать ЭКГ на значи-

По окончании зарядки пластину, учитывая ее чувствительность к световой энергии в широкой полосе спектра, закрывают светонепроницаемой шторкой.

Экспонирование производится, в основном, так же как и в случае применения рентгенографических пленок, с той только особенностью, что не следует допускать прогиба шторки, поскольку ее прикосновение к заряженному селеновому слою ведет к стеканию заряда в области соприкосновения.

Устройство проявления состоит из камеры проявления, вентилятора и двух двигателей. Распылитель вращается под действием реактивной силы, которая возникает в результате выброса порошка из трубок дозатора разбрасывает его во все стороны, создавая в камере проявления равномерное пылевое облако заряженных частиц. Зарядка частиц проявляющего состава (тонера) происходит за счет трибоэлектрического эффекта. Материал частей с которыми соприкасается порошок проявителя при своем движении, подобран таким образом, что бы частицы порошка преобразовывали “-” заряд. Затем изображение переносится на бумагу и закрепляется, а пластина очищается от остатков порошка.

Селеновые пластины типа ПЭР 2-3П и ПЭР 2-4П имеют чувствительность к рентгеновскому излучению порядка $250-400 \text{ P}^{-1}$. В отечественных гамма терапевтических аппаратах. Отечественные экспериментальные и клинические γ -терапевтические аппараты (“Луч-1” и АГАТ-С, РОКУС-М, АГАТ-Р) заряжены источником γ -излучения нуклидом ^{60}Co . Средняя энергия γ -излучения ^{60}Co – 1,25 МэВ, время полураспада 5,3 года. Источник ^{60}Co представляет собой цилиндр (таблетку) высотой 25 мм и диаметром 20 мм. Положение источника таково, что основание обращено в сторону диафрагмы и больного. Размеры поля γ -излучения регулируют диафрагмой.

2 Параметры качества изображения

Качество электрорентгенографического и электрогаммаграфического изображения зависит от технических условий производства снимков. Одним из факторов, значительно влияющих на контрастность и резкость контуров гаммаграфического изображения, является диаметр источника излучения. Активный диаметр отечественных аппаратов = 20 мм. Это значительно больше фокуса современных рентгенографических аппаратов, величина которых изменяется от 2×2 мм до $0,3 \times 0,3$ мм.

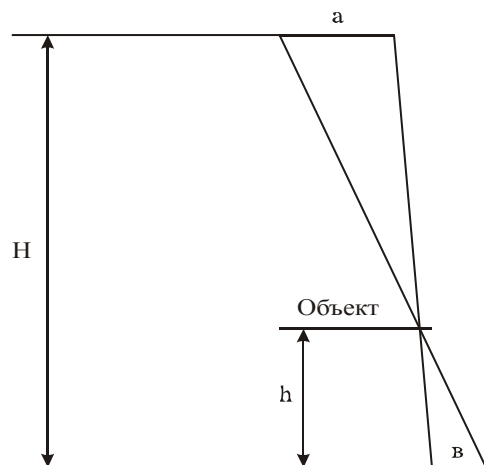


Рисунок 5.2 - К расчету геометрической резкости изображения.

Из-за большого диаметра (а) (рис.5.2) получается достаточно большая полутень (b), величина которой зависит от расстояния источник-пластина (H) и объект-пластина (h). Величина (b)

$$b = \frac{ah}{H - h} \quad (4.3)$$

Геометрическая резкость уменьшается соответственно при увеличении расстояния между источником и пластиной H. При фотографировании подвижных объектов значительное влияние оказывает динамическая погрешность.

Для оценки радиографической чувствительности существующих селеновых пластин используется 2 основных параметра:

- 1) Контрастная чувствительность,
- 2) Геометрическая чувствительность.

Контрастная чувствительность θ характеризуется выявляемостью дефекта в направлении пучка ионизирующего излучения и выражается формулой

$$\theta = \frac{\Delta h}{h} \cdot 100\% \quad (4.4)$$

где Δh -- толщина минимального выявленного дефекта в направлении пучка ионизирующего излучения, а h -- толщина объекта в направлении пучка излучения.

Геометрическую чувствительность η характеризуют минимально выявляемым дефектом в направлении перпендикулярном

- **артериальное давление** - давление крови обусловленное сопротивлением ее движению в периферических сосудах;
- **кровоток** - локальные показатели распределения крови.

За ритмичность сокращений сердца ответственны синоатриальный и атриовентрикулярный узлы, связанные с центральной нервной системой.

2 Сердечный ритм и ЭКГ

Важным шагом в исследовании функций сердца было открытие Эйхховеном в 1903 г. электрической активности сердца – электрокардиограммы (ЭКГ). ЭКГ – кривая, полученная при регистрации электрических напряжений возникающих в мышце работающего сердца. Регистрация производится при помощи электрокардиографа. Для записи ЭКГ токи сердца (токи действия) распространяющиеся по всему телу, отводятся от его поверхности электродами, которые накладываются на различные участки тела (грудную клетку, руки, ноги) и соединяются с электрокардиографом. рассмотрим пути прохождения возбуждения при сокращении здорового сердца (рис.13.1).

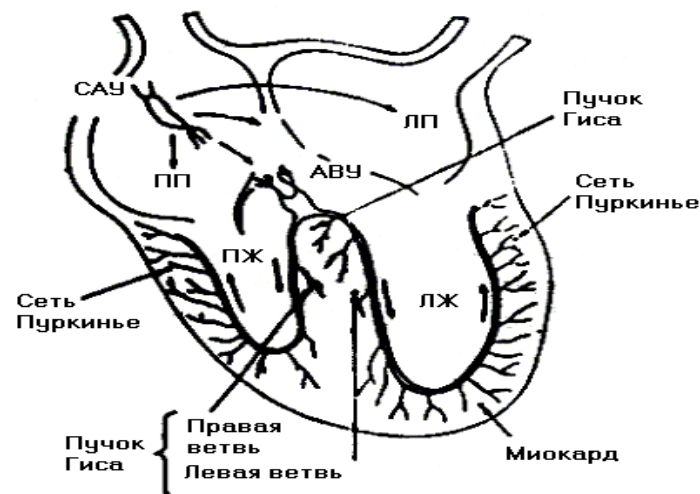


Рисунок 13.1 – Распространение импульса возбуждения по сердечной мышце.

Импульс, возникающий в синоатриальном узле, распространяется по предсердиям и вызывает разряд в атриовентрикуляр-

поля, непосредственно измеряемого на поверхности тела. Т.о., в теории многодипольного эквивалентного электрического генератора сердца удается рассчитывать механизм их генеза на уровне электрической активности клеток миокарда.

На основе описанной модели были рассчитаны электрограммы желудочков, содержащих очаги ишемического поражения. Было показано, что известные из экспериментов электрокардиографические признаки инфаркта миокарда и др. ишемических поражений хорошо воспроизводятся на модели. При этом выяснилось, что наблюдаемые при инфаркте желудочков изменения электрограмм могут происходить в результате снижения потенциала покоя мышечных клеток, увеличения времени деполяризации при генерации потенциалов действия, уменьшения амплитуды и длительности потенциалов действия и некоторых других сдвигов в электрической активности клеток.

Лекция 13 МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ СЕРДЦА

- 1 Показатели работы сердечно-сосудистой системы
- 2 Сердечный ритм и ЭКГ
- 3 Баллистокардиография
- 4 Динамокардиография
- 5 Механокардиография
- 6 Фонокардиография

1 Показатели работы сердечно-сосудистой системы

Средний сердечный цикл делится на две главные части: **систола**, т.е. сокращение сердечной мышцы, и **диастола** – ее расслабление. Основными показателями работы сердечно-сосудистой системы являются:

- **ритм сердца** – частота сердечных сокращений;
- **сила сокращений** - сила с которой сердце качает кровь;
- **систолический объем сердца** - это количество крови, выбрасываемой сердцем в легочную артерию за одну систолу;
- **минутный объем сердца** - количество крови, перекачиваемой сердцем за одну минуту;

направлению пучка ионизационного излучения. Она выражается формулой

$$\eta = \frac{\Delta r}{h} \cdot 100\%, \quad (4.5),$$

где Δr -- протяженность наименьшего выявленного дефекта в направлении перпендикулярном направлению просвечивания.

3 Принципы электрокимографического исследования

Электрокимография – рентгенологический метод исследования, позволяющий регистрировать и детально изучать движения любого участка сердца и больших сосудов, а также пульсацию сосудов легких и их вентиляцию. Электрокимографическое исследование проводится при обычном рентгеновском просвечивании с помощью электрокимографа, основными элементами которого являются фотоумножитель (чувствительный фотоэлемент) и электронный усилитель. В качестве последнего может быть использован обычный электрокардиограф. Сущность метода электрокимографии при исследовании сердца представлена на схеме (рис 5.3).

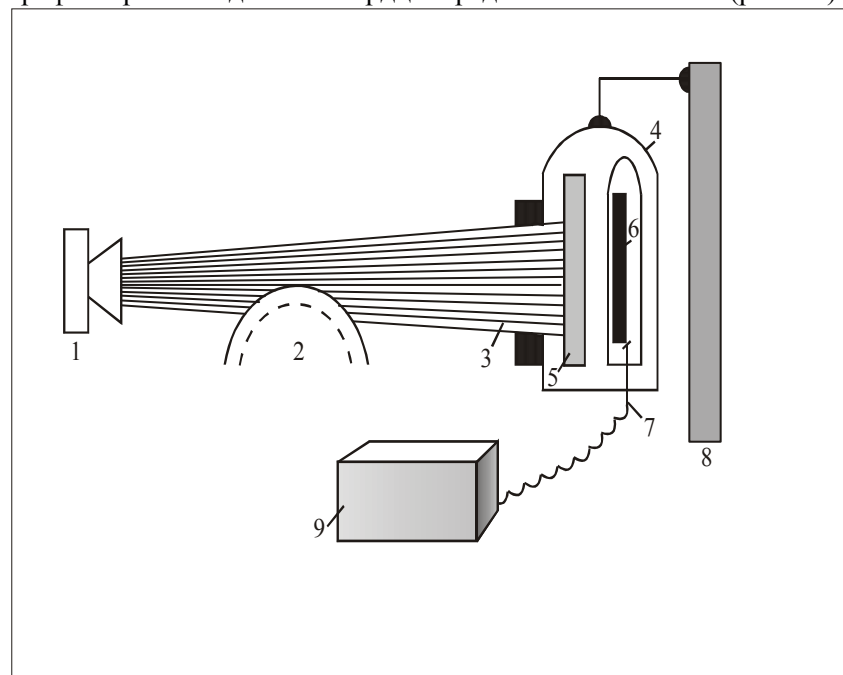


Рисунок 5.3 - Схема, демонстрирующая сущность метода электрокимографии

На схеме условно обозначена рентгеновская трубка (1) обычного рентгеновского аппарата – источник рентгеновского излучения; 8 – флюоресцирующий экран для рентгеновского просвечивания. К экрану (8) между ним и исследуемым прикрепляется специальная металлическая камера, непроницаемая для рентгеновских лучей. За щелью (3) внутри камеры помещен фотоумножитель (6). Перед ним по ходу рентгеновских лучей расположен малый флюоресцирующий экран (5), на который попадают рентгеновские лучи через щель в камере (3). Цифрой 2 условно обозначено сердце исследуемого в систоле (пунктирная линия) и в диастоле (сплошная линия). При пульсации сердца освещенность малого флюоресцирующего экрана (5) меняется, увеличиваясь в систоле и уменьшаясь в диастоле. Колебания свечения малого флюоресцирующего экрана приводят к изменению в освещенности фотоумножителя. Изменения освещенности фотоумножителя вызывают колебания вырабатываемого им тока. Ток, возникающий в фотоумножителе, передается в усилитель (9) и регистрируется на движущейся бумажной ленте в виде кривой – электрокинограммы.

Колебания тока фотоумножителя соответствует изменениям в положении края сердца относительно узкой щели, расположенной перед ним. Кривая, регистрируемая при помещении фотоумножителя на тени сердца или легочных полей, называется **денсограммой**. Общая интегральная доза рентгеновских лучей, получаемая организмом обследуемого в течение одного электрокинографического исследования, в виду геометрии установки на много меньше интегральной дозы, создаваемой в организме при однократной рентгеноскопии грудной клетки.

Лекция 6 ИЗОТОПНАЯ ДИАГНОСТИКА И ТЕРАПИЯ

- 1 Изотопы. Метод изотопных индикаторов
- 2 Применение радиоактивного натрия в медицине
- 3 Применение радиоактивного йода для диагностики и лечения
- 4 Применение радиоактивного фосфора
- 5 Лучевая терапия

1 Изотопы. Метод изотопных индикаторов

Изотопы – это разновидности данного химического элемента. Их название происходит от греческого *isost* – одинаковый, и

- миокард представляет собой электрический синцитий, в котором ток может протекать из клетки в клетку через клеточные контакты с высокой проводимостью и тем самым создавать электрические диполи.

Дипольный момент \vec{D} такого диполя, возникающего в данном участке миокарда, находят из характеристик электрического поля внутри клеток синцития.

Процедура моделирования включала следующие этапы. Вначале желудочки равномерно разбивали на элементарные объемы. Затем рассчитывался дипольный момент каждого элементарного объема. Этот расчет производился для последовательных моментов времени через интервалы 10 мс, исходя из экспериментальных данных о форме потенциала действия мышечных клеток желудочков и о распространении возбуждения по миокарду. В результате электрическая активность желудочков была представлена в виде совокупности около 4000 токовых диполей с моментами, изменяющимися во времени в ходе кардиоцикла.

Поскольку расчет внешнего суммарного поля такого числа диполей трудоемок и сложен, элементарные объемы при дальнейших расчетах объединяли в 23 более обширных блока. Для каждого блока определяли дипольный момент как сумму моментов составляющих элементарных объемов; такой суммарный дипольный момент помещали в центр блока. Наконец, для указанных 23 диполей из анатомических данных находили расстояния до точек отведения ЭКГ на поверхности тела. Рассматривалась поверхность тела от шеи до пояса. Эту поверхность представляли в виде 1426 треугольных элементарных участков непроводящей среды, чтобы учесть влияние ограничения на дипольные потенциалы. Разность потенциалов м/д данными участками поверхности тела рассчитывали как результат сложения внешних полей диполей с помощью ЭВМ. Анализировались эквипотенциальные линии (линии с одинаковым потенциалом) на поверхности тела в разные моменты кардиоцикла и электрограммы желудочков для ряда отведений точки регистрации потенциалов указаны на рис.2. Точки R, L и F, эквивалентные точкам отведения по Эйнтховену (правая рука, левая рука и левая нога) в практической электрокардиографии, располагались на торсе. Расположение других точек отведения было обычным, как принято в электрокардиографии. Были рассчитаны электрограммы желудочков для 12 стандартных отведений. Оказалось, что рассчитанные электрограммы желудочков, а также эквипотенциальные линии на поверхности тела близки к тем же параметрам внесердечного

точного описания внешнего электрического поля сердца необходимо учитывать другие члены этого мультипольного разложения. Второй член этого разложения называется **квадрупольным потенциалом**, следующий член, пропорциональный $1/r^4$, - **октупольным потенциалом**. Эти члены существенны только при малых значениях r , поскольку они гораздо более резко падают с увеличением расстояния, чем дипольный потенциал. Квадрупольный и последующие члены мультипольного разложения потенциала имеют более сложную зависимость от α по сравнению с первым дипольным членом.

Квадрупольный, октупольный и др. члены рассматриваемого мультипольного разложения потенциала можно получить в виде потенциала внешнего электрического поля более сложных, чем диполь, электрических генераторов, таких как точечный квадруполь, октуполь и т.д

Физико-математическая модель, описывающая потенциал внешнего электрического поля сердца мультипольным разложением типа выражения (11.10) в котором каждый член соответствует потенциалу точечного мультиполя, называется **мультипольным эквивалентным электрическим генератором сердца**. На практике оказывается достаточно принимать в расчет только дипольный и квадрупольный члены данного разложения.

2 Многодипольные электрические генераторы сердца и генез электрокардиограмм (ЭКГ)

На протяжении многих лет разрабатывались модели электрической активности сердца с целью рассчитать ЭКГ человека с учетом морфологических и физиологических параметров миокарда. Такие модели описывают электрические свойства сердца совокупностью большого числа таковых диполей и поэтому называются **многодипольными эквивалентными электрическими генераторами**. При исследовании этих моделей исходят из того, что источниками тока в миокарде являются мембраны возбудимых клеток сердечной мышцы.

К примеру модель Миллера и Гезелоувитца, на которой они проанализировали генез желудочковых компонентов ЭКГ, основывается на следующих основных положениях:

- в отношении генеза ЭКГ сердце представляет собой систему токовых электрических диполей;
- окружающая сердце проводящая среда считается однородной;

topos – место, т.е. в дословном переводе “из одного места”. Мы уже знаем, что изотопы одного элемента отличаются от другого массовым числом, или числом нейтронов в ядре. Это отличие является характерным только для стабильных изотопов.

Радиоактивные изотопы имеют и ряд других отличительных признаков т. к. вид излучения, энергия испускаемого излучения и время жизни в радиоактивном состоянии, т.е. период полураспада.

С точки зрения химического строения они имеют близкие химические свойства, имеют одинаковое строение электронных оболочек. Стабильные изотопы были обнаружены в 1913 г. английскими физиками Дж. Томпсоном и Ф. Астоном. К настоящему времени известно около 280 стабильных изотопов и около 2000 радиоактивных изотопов, из них примерно 100 природных, а остальные получены искусственно.

Изотопные индикаторы (меченные атомы) имеют отличный от природного изотопный состав, используются в качестве “метки” при исследовании различных процессов, в том числе и в живом организме. Метод изотопной индикации был предложен радиохимиком Д. Хевским и немецким химиком Ф. Панстом в 1913 г. В качестве радиоактивной (изотопной) “метки” в медицине чаще используют изотопы, которые могут быть легко обнаружены, количественно измерены, которые имеют малый период полураспада и легко выводятся из организма.

Для количественного анализа используется метод изотопного разбавления, при котором к анализируемой пробе добавляют порцию меченного вещества и по степени его разбавления судят о содержании анализируемого вещества в пробе.

Метод изотопных индикаторов занимает в арсенале других биохимических и биофизических методов исследования особое место благодаря возможности следить за постепенным ходом превращений различных биологически важных веществ (аминокислот, сахаров, фосфолипидов и т. д.) вплоть до образования конечных продуктов обмена, как в здоровом, так и в больном организме. Органические и неорганические соединения, меченные радиоактивными изотопами ведут себя в организме животных, растений и человека так же, как и соответствующие им нерадиоактивные вещества. Что и позволяет широко использовать данный метод.

Метод изотопной индикации обладает преимуществом по сравнению со всеми другими методами исследования в силу своей чрезвычайно высокой чувствительности. При помощи счетчиков высокого разрешения удается обнаружить ничтожно малые количе-

ства радиоактивных веществ примерно 10^{-17} г. Для сравнения спектроскопические методы исследования позволяют определить наличие элемента в количестве до 10^{-10} г.

Что же легло в основу радиоизотопной диагностики и по каким направлениям она развивалась?

Первое направление. Работы по получению фармакологических радиоактивных препаратов и постоянно продолжающийся поиск новых меченых соединений. На этом этапе основные усилия были направлены на расширение ассортимента радиоактивных препаратов с параллельным исследованием возможностей снижения лучевой нагрузки на организм облучаемого. Результатом этих поисков явилось получение таких изотопов и их соединений, как I^{132} , Tc^{99m} , Sr^{87m} . Применение этих изотопов позволило уменьшить облучение исследуемого органа и организма в 10-100 раз. Это дало возможность проводить исследования многократно и тем самым получать результаты в динамике.

Второе направление. Разработка специальной медицинской радиодиагностической аппаратуры. Принципы, которые были положены в основу этого направления научных исследований – универсализация радиодиагностической аппаратуры и повышение ее чувствительности. Результатом этого явилось создание ряда установок (УРУ-64), “Ксенон”, “Комета” для изучения функций органов и систем организма, изучения региональной функции кровотока и вентиляции легких, для топической диагностики поверхностно расположенных опухолей, а так же новообразований локализованных в труднодоступных полостях организма. Диагностическая сцинтилляционная установка ДСУ-61 предназначенная для исследования функций щитовидной железы, гамма-томограф ГТ-2 и УГТ-2 использующихся для визуализации внутренних органов.

Научно-практическая работа с применением радиоактивных изотопов ведется в трех основных направлениях:

- для обнаружения и лечения злокачественных новообразований;
- определение функционального состояния органов и тканей;
- изучение деятельности сердечно-сосудистой системы.

При работе с радиоактивными индикаторами большое значение имеет выбор дозы. Она должна удовлетворять 2 требованиям. **Во-первых**, она не должна превышать предельно допустимую дозу, что бы вводимое количество не привело к патологии, и, следова-

возбуждения по предсердию. Петля QRS – отражает распространение возбуждения в желудочках. Петля Т – угасание возбуждения (восстановление) желудочков.

В векторной электрокардиографии регистрируют два вида кривых, характеризующих вектор дипольного момента эквивалентного диполя сердца:

- **пространственная векторная электрокардиограмма**, представляющая собой траекторию конца вектора сердца в трехмерном пространстве в течении кардиоцикла;
- **плоская векторная электрокардиограмма** – кривая, описываемая в течении кардиоцикла концом проекции вектора дипольного момента эквивалентного диполя на какую либо плоскость.

Плоские ВКГ получают в проекциях на горизонтальную, фронтальную и сагиттальные плоскости. При различных заболеваниях сердца форма плоских электрокардиограмм резко трансформируется, что и лежит в основе их использования для диагностических целей. При инфаркте переднего участка (стенки) левого желудочка, например, в петле QRS в проекции на горизонтальную плоскость, отсутствует нижняя часть. Для исследования ВКГ человека разработано несколько систем отведения потенциалов, отличающихся по числу и расположению отводящих электродов на поверхности тела.

Лекция 12 ФИЗИЧЕСКИЕ ПРИНЦИПЫ ФОРМИРОВАНИЯ ЭКГ

- 1 Мультипольный эквивалентный электрический генератор сердца
- 2 Многодипольные электрические генераторы сердца и генез ЭКГ

1 Мультипольный эквивалентный электрический генератор сердца

При исследовании зависимости потенциалов от расстояния на небольшом удалении от сердца, обнаруживается, что регистрируемые величины при небольших α уменьшаются с ростом r значительно резче, чем это должно происходить в соответствии с уравнением (11.13). Это объясняется тем, что в теории для небольших α и r потенциалы элементарных конечных диполей сердца заведомо занижены при упрощении выражения (11.10). Для более

ца на протяжении кардиоцикла. Этот вектор называется **электрическим вектором** сердца или просто **вектором сердца**. Его изменение основано на том, что измеряется электрическое поле на поверхности тела, создаваемое сердцем, потенциал которого, определяется уравнениями типа (11.13) – (11.15). Измеряя потенциалы φ_0 на поверхности тела и определяя соответствующим образом γ и α , легко определить электрический вектор \vec{D}_0 сердца. По данным таких измерений максимальное значение модуля вектора сердца составляет около $2 \cdot 10^{-5}$ А · м. На рис. 11.3 приведены схемы типичных ВКГ состоящие, как правило, из трех петель.

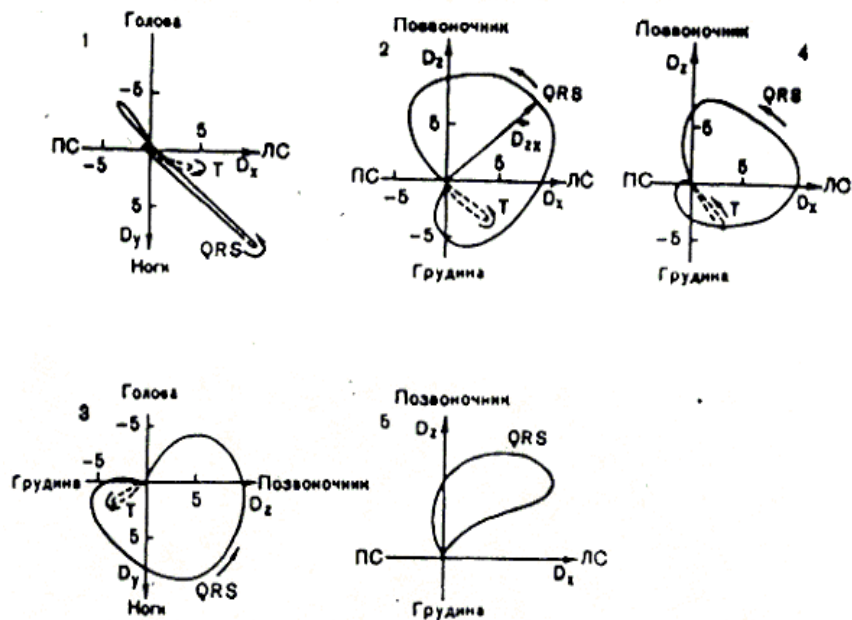


Рисунок 11.2 - Плоские ВЭКГ здорового человека (1-4) и при переднем инфаркте миокарда (5):

1,3 – проекции на фронтальную и левую сагитальную плоскости; 2,4,5 – проекции на горизонтальную плоскость; 1-3 - один и тот же обследуемый; 4 – другой обследуемый; D_x, D_y, D_z – проекции вектора сердца (BC) на координатные оси в единицах 10^{-6} А·м (1 - 4) или в относительных единицах (5); \vec{D}_{zx} - проекция BC на плоскость zx. ПС и ЛС – правая и левая сторона обследуемого. Кривые стрелки показывают направление перемещения конца проекции BC в периоды QRS-комплекса или Т-волны

Петля Р регистрирует динамику ЭДС при распространении

тельно к нарушению нормального обмена веществ. **Во-вторых**, она должна быть достаточна для ее регистрации детекторами излучения. Для каждого изотопа дозы рассчитаны индивидуально и табулированы.

2 Применение радиоактивного натрия в медицине

Природный Na состоит из одного изотопа Na^{23} . Известно 4 радиоактивных изотопа: Na^{21} ($T=23c$), Na^{22} ($T=2,6$ года), Na^{24} ($T=15$ часов) и Na^{25} ($T=58c$). В клинических целях наиболее широко применяется Na^{24} в следствии сравнительно малого периода полураспада. Он обладает простым спектральным β -излучения и каждый акт распада сопровождается последним испусканием двух квантов γ -излучения. Максимальная энергия β -частиц $E_{max}=1,39$ МэВ а средняя $E_{cp}=0,54$ МэВ. β -излучение полностью поглощается слоем алюминия $d=2,2mm$. γ -Кванты обладают энергиями 1,34 и 2,8 МэВ. Активность образцов соединенных Na^{24} может таким образом измеряться как по β так и по γ -излучению.

Наиболее часто Na^{24} применяется для определения скорости кровотока при различных заболеваниях. Основным преимуществами метода является его объективность и точность. Наиболее широко он применяется для изучения периферического кровообращения при различных нарушениях деятельности сердечно-сосудистой системы.

Принцип метода изучения скорости кровотока заключается в определении “волны радиоактивности” в отдельных участках малого и большого круга кровообращения после введения в организм радиоактивного Na. При этом в локтевую вену вводится стерилизованный раствор радиоактивного Na в количестве 0,2-0,3мл. Для измерения скорости кровотока применяются специальные клинические радиометры. При заболеваниях сердечно-сосудистой системы скорость кровотока уменьшается что позволяет использовать данный параметр для диагностики некоторых заболеваний.

Радиоактивный Na так же используют для изучения проницаемости тканей, причем двумя различными методами. В первом производится внутривенное введение раствора радиоактивного Na в дозе ≈ 10 мкКюри с последующим определением его в тканях. Второй метод основан на измерении скорости исчезновения радиоактивного Na после его внутримышечной инъекции. Физиологический раствор соединений радиоактивного Na в количестве 20 мкКюри вводится в икроножную мышцу. Счетная трубка находит-

ся в 5 см от места введения. Определяющим моментом является скорость исчезновения радиоактивного Na.

3 Применение радиоактивного йода для диагностики и лечения

Природный йод состоит из одного изотопа I^{127} . Радиоактивных изотопов йода известно около 20, однако наиболее важен из них I^{131} с периодом полураспада $T=8,05$ дня. Йод с массовым числом 131 испускает 4 группы β -частиц с энергиями 0,815, 0,608, 0,335 и 0,250 Мэв и γ -кванты с различной энергией от 0,080 до 0,72 Мэв.

Испускаемые I^{131} β -частицы полностью поглощаются слоем алюминия в $0,21 \text{ г/см}^2$.

Иногда в изотопной диагностике применяется и радиоактивный изотоп I^{125} , $T=60$ дней.

В основном радиоактивные изотопы йода применяются для изучения функционального состояния щитовидной железы.

Щитовидная железа продуцирует йодосодержащие гормоны (химические вещества, обладающие чрезвычайно высокой функциональной активностью и вырабатываемые железами внутренней секреции (эндокринными железами), называемые тиреоидными. Клетки этой железы обладают характерной способностью избирательно накапливать йод. Гормоны щитовидной железы оказывают разностороннее действие на организм. Они регулируют созревание тканей и органов, тем самым определяя их функциональную активность, рост и обмен веществ. Отсутствие, недостаток, а так же избыток этих гормонов приводит к различным заболеваниям. При пониженной функции щитовидной железы развивается гипотиреоз (замедленный процесс обмена веществ, слабость, сонливость, безучастность к окружающему) Избыточное выделение гормона вызывает гипертиреоз (зоб). Синдромы – учащенный пульс, потливость и т. далее.

Функциональное состояние щитовидной железы характеризуется тремя следующими основными процессами:

- способность щитовидной железы извлекать йод из циркулирующей крови;
- способность щитовидной железы к осуществлению синтеза полноценных йодосодержащих гормонов;
- выделением этих гормонов в кровь.

Установлено, что содержание йода в щитовидной железе колеблется от 5 до 10 мг. Весь йод в щитовидной железе обновляется

потенциала; D_0 - модуль вектора \vec{D}_0 .

Теоретические расчеты осложняется тем, что сердце функционирует в среде, ограниченной поверхностью организма. Учесть влияние этой границы ввиду ее геометрической сложности трудно. Часто поверхность организма рассматривают как поверхность простого геометрического тела, например (приближение), шара, в центре которого располагают отрицательный полюс эквивалентного диполя сердца. Специальные расчеты показывают, что тогда

$$\varphi_0 = \frac{\rho D_0 \cos \alpha}{4\pi r_{c_2}} + \frac{\rho D_0 \cos \alpha}{2\pi r_{c_3}}, \quad (11.14)$$

где r_c – радиус шара. При измерении потенциала на поверхности такого шара когда $r = r_c$,

$$\varphi_0 = \frac{3\rho D_0 \cos \alpha}{4\pi r_{c_2}}. \quad (11.15)$$

Из уравнений (11.13) и (11.14) видно, что приводит к увеличению дипольного потенциала, но характер его зависимости от r и α сохраняется прежним.

Однако если точка регистрации находится на большом расстоянии от поверхности ($r_c \gg r$), то в уравнении (11.14) вторым членом в правой части можно пренебречь и ограничивающая поверхность уже мало сказывается на величине дипольного потенциала. Модель, в которой электрическая активность миокарда заменяется действием одного эквивалентного точечного диполя и потенциалы внешнего поля описываются выражениями (11.13) или (11.14) – (11.15), называют **дипольным эквивалентным электрическим генератором сердца**.

На практике рассчитать теоретически абсолютное значение φ_0 не представляется возможным, поскольку в данной модели конкретная природа диполя, а, следовательно, и величина дипольного момента D_0 неизвестны. Справедливость уравнения (11.13) подтверждается тем, что измеряемые на поверхности тела потенциалы в фиксированный момент кардицикла оказываются приблизительно пропорциональными $\cos \alpha$ и обратно пропорциональными r^2 .

5 Векторная электрокардиография

В основе векторной электрокардиографии (ВКГ) лежит измерение вектора дипольного момента эквивалентного диполя серд-

4 Дипольный эквивалентный электрический генератор сердца

В возбужденном миокарде всегда имеется множество элементарных диполей, потенциал электрического поля каждого из которых в неограниченной среде подчиняется уравнению (11.10). При изучении потенциалов на значительном удалении от сердца, когда выполняется условие $r \gg l$, первый член правой части данного намного превосходит остальные. Поэтому в первом приближении вторым и последующими членами можно пренебречь. Это заведомо справедливо в случае точечных диполей, у которых $l \rightarrow 0$. Первый член в правой части уравнения (11.10) называется **дипольным потенциалом** (потенциалом точечного диполя).

Потенциал любого j -того элементарного диполя пропорционален $D_j \cos \alpha_j$, т.е. проекции вектора дипольного момента на прямую, соединяющую начало диполя и точку измерения потенциала.

Потенциал (ϕ_0) электрического поля сердца складывается из дипольных потенциалов элементарных диполей. Поскольку в каждый момент кардиоцикла возбуждается сравнительно небольшой участок миокарда, расстояние от всех диполей до точки измерения потенциала примерно равны друг другу и ϕ_0 приближенно описывается выражением:

$$\phi_0 = \frac{S}{4\pi r^2} \sum_{j=1}^n D_j \cos \alpha_j, \quad (11.11)$$

в котором r - одинаковое для всех диполей расстояние до точки измерения потенциала, n - количество диполей. Сумму проекций в этом выражении можно рассматривать как проекцию вектора дипольного момента (\vec{D}_0) одного такого диполя, у которого

$$\vec{D}_0 = \sum_{j=1}^n \vec{D}_j. \quad (11.12)$$

Этот диполь называют **эквивалентным диполем сердца**. Таким образом, потенциал внешнего электрического поля сердца можно представить в виде дипольного потенциала одного эквивалентного диполя:

$$\phi_0 = \rho D_0 \cos \alpha / 4\pi r^2, \quad (11.13)$$

где α - угол между вектором \vec{D}_0 и направлением регистрации

в течении 30-50 суток.

Все вышеназванные функции щитовидной железы можно исследовать с помощью введения радиоактивного I^{131} . Например пациент выпивает стакан воды, содержащей определенную дозу I^{131} и через 2 часа его обследуют с помощью сцинтилляционного зонда. С помощью счетчика уже через 5 минут после введения радиоактивного I^{131} можно обнаружить его присутствие в тканях щитовидной железы. Прямое измерение радиоактивности щитовидной железы у человека осуществляется с помощью специальных кристаллических или торцовых счетчиков, приложенных непосредственно к передней поверхности шеи или на определенном расстоянии от нее.

Система обработки результатов. Сравнивают результат с уровнем радиоактивности полной дозы йода введенной в организм, и указывают результат измерения в %. У здоровых людей в щитовидной железе через 2-3 часа оказывается 15-20% принятой дозы. При гиперфункции до 80%, а при гипофункции около 5%.

Более точными и более многофункциональными в плане диагностики щитовидной железы является метод исследования с помощью сцинтиллографов – устройств, составляющих карту распределения радиоизотопа в определенном органе пациента (например в щитовидной железе). С его помощью можно распознать злокачественную опухоль. Пораженная опухолью ткань накапливает йод менее интенсивно, чем здоровая. В соответствии с этим все опухоли разделяются на “горячие” чаще всего это очаги гиперфункции щитовидной железы (зоб), которые не опасны, и “холодные”, которые могут быть очагами злокачественных новообразований.

Аппарат напоминает подвижный столик, над которым подвешен сцинтилляционный счетчик. Регистрирующее устройство производит запись распределенного изотопа в ткани. Полученное изображение называется сцинтиграммой. (В тот момент, когда γ -квант излучения ударяется о кристалл сцинтиллятора, прибор посылает электрический импульс, который самописец отображает ударом пера о бумажную карточку.) Горячие опухоли отображаются скоплением точек, а “холодных” их отсутствием. Для еще более точных исследований применяется изотопный томограф. Принцип действия аналогичен рентгеновскому томографу, с той разницей, что рентгеновский источник заменен излучением радиоактивных изотопов, находящихся внутри исследуемого органа.

При сцинтилографии мозга обычно используются различные соединения, меченные радиоактивным изотопом, который называ-

ется технеций Tc^{99m} . Он имеет только радиоактивные изотопы, и получен искусственным путем на основе радиоактивного изотопа молибдена $99 T_{1/2}=6$ часов. Использование Tc позволяет значительно снизить облучение. Еще одно его достоинство – отсутствие сродства по отношению к биологической ткани. Щитовидная железа и другие органы отвергают атомы технеция поэтому он быстро выводится из организма.

4 Применение радиоактивного фосфора

Радиоактивный фосфор P^{32} при своем распаде испускает β -частицы с $E_{max} = 1,701$ МэВ. $\bar{E}_{cp} = 0,57$ МэВ, $T_{1/2} = 14,3$ суток. При расчете доз, как правило, берут среднее значение энергии β -частиц. В мягких тканях β -частицы могут проникать на 0,7-0,8 см. Радиоактивный P^{32} является одним из наиболее часто применяемых в биологических лабораториях элементов. Это объясняется с одной стороны широким участием фосфатных соединений в обменных реакциях, а с другой – сравнительной легкостью получения и удобством использования P в качестве индикатора.

Обычно P^{32} поставляется в виде водного раствора фосфата натрия $Na_2HP^{32}O_4$.

Радиоактивный фосфор применяется в основном для лечения эритремии и лейкозов, опухолевых заболеваний и кровеносной системы.

5 Лучевая терапия

Лучевая терапия – применение ионизирующих излучений в лечебных целях (чаще они используются при лечении злокачественных опухолей). Лучевая терапия основана на способности ионизирующих излучений вызывать гибель клеток облучаемых тканей. Ткани опухоли отмирают быстрее, чем окружающие ее нормальные ткани, которые благодаря поддержке организма способны быстрее и полноценнее восстанавливать свою жизнеспособность после облучения. Кроме того, современные технические возможности позволяют сосредоточить максимум дозы ионизирующего излучения в патологическом очаге при минимальном облучении здоровых тканей и наконец благодаря достижениям радиобиологии представилась возможность управления лучевыми реакциями с помощью различных физических факторов или химических агентов, избирательного усиливших противоопухолевое действие ионизи-

дим:

$$r_1 = \sqrt{r^2 + l^2 - 2rl \cos \alpha} . \quad (11.7)$$

Тогда потенциал

$$\varphi = \rho l / 4\pi r \sqrt{1 + H} - \rho l / 4\pi r , \quad (11.8)$$

где обозначили через H выражение

$$H = (l^2 - 2rl \cos \alpha) / r^2 . \quad (11.9)$$

После разложения функции $1/\sqrt{1+H}$ на многочлен по степеням H , представляющий собой бесконечную сумму убывающих членов получаем:

$$\varphi = \frac{\rho l l \cos \alpha}{4\pi r^2} + \frac{\rho l l^2 (3 \cos^2 \alpha - 1)}{8\pi r^3} + G , \quad (11.10)$$

где G обозначает сумму членов, которые пропорциональны l^3/r^4 , l^4/r^5 и т. д.

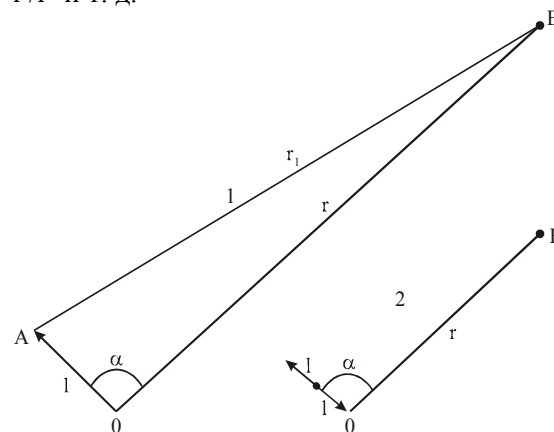


Рисунок. 11.1 Схема к выводу формул потенциала электрического поля, создаваемого конечным диполем (1) или точечным квадруполем (2).

Таким образом, потенциал конечного диполя описывается бесконечной суммой убывающих членов (убывающим рядом), зависящих от расстояния как $1/r^n$, где $n=2, 3, 4, \dots$. Такое представление именуется **мультипольным разложением**.

$$\vec{D} = \vec{I} \vec{l}, \quad (11.3)$$

где I – ток в диполе (равный суммарному току во внешней среде), \vec{l} – вектор расстояния между полюсами. Направление вектора дипольного момента принимается от отрицательного полюса к положительному (совпадает с направлением тока внутри диполя).

2 Потенциал электрического поля токового униполя

Для любой точки, находящейся на произвольном расстоянии r от положительного униполя, по закону Ома в дифференциальной форме

$$d\varphi_y = -J\rho dr, \quad (11.4)$$

где φ_y – потенциал; J – плотность тока; ρ – удельное сопротивление среды. Через сферу с радиусом r и площадью поверхности $4\pi r^2$ протекает суммарный ток, равный выходящему из униполя току I . Поэтому $J = I/4\pi r^2$. Чтобы найти выражение для φ_y , проинтегрируем уравнение (11.4) в пределах расстояния от r до ∞ и потенциала от φ_y до нуля (принимая $\varphi_y=0$ при $r \rightarrow \infty$). В результате получаем

$$\varphi_y = \rho I / 4\pi r. \quad (11.5)$$

Потенциал поля отрицательного униполя равен $-\varphi_y$.

3 Потенциал электрического поля конечного диполя

Рассмотрим, как определяется потенциал электрического поля создаваемого конечным диполем. Для этого поместим конечный диполь отрицательным полюсом в начало координат 0 (рис.11.1). Потенциал φ в точке регистрации В равен сумме потенциалов униполей:

$$\varphi = \rho I/4\pi r_1 - \rho I/4\pi r, \quad (11.6)$$

где r_1 и r – расстояние между положительным полюсом А и точкой В и между отрицательным полюсом и точкой В. Обычно величина I диполя и, следовательно, r_1 не известны. Поэтому φ удобнее представлять в виде зависимости от r , дипольного момента и угла (α) между направлением регистрации потенциала и направлением вектора дипольного момента. По теореме косинусов из рис. 11.1 нахо-

ряющего излучения или ослабляющих поражение нормальных тканей.

Лучевая терапия применяется как самостоятельный метод лечения или в сочетании с другими методами, например с оперативным вмешательством. В этом случае облучение может быть проведено как до операции, так и после нее. В предоперационный период опухоль облучают с целью затормозить ее рост и подавить активность опухолевой ткани, что существенно улучшает результат оперативного вмешательства. Лучевая терапия в послеоперационный период направлена на разрешение мельчайших остатков опухолей ткани, предотвращения переноса опухолевых клеток в другие органы.

В зависимости от расположения источника ионизирующего излучения по отношению к пациенту различают 2 вида лучевой терапии – внешняя и внутренняя. Основной вид лучевой терапии – внешнее облучение, при котором источник располагается вне организма и осуществляется различными способами с помощью разнообразных технических устройств. В эту группу входят все методики дистанционного облучения – короткодистанционные и дальнедистанционные γ - терапия и рентгенотерапия, протонная, нейтронная и электронная терапия, а также аппликационная терапия, используется главным образом для лечения кожи и слизистых оболочек.

При внутреннем облучении источник вводится внутрь организма больного хирургическим путем или посредством приема внутрь с целью последующего избирательного накопления радиоактивного изотопа в пораженном органе. Так в частности проводят лучевую терапию опухолей щитовидной железы и других внутренних органов.

Лекция 7 ТОМОГРАФИЧЕСКОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ. КОМПЬЮТЕРНАЯ ТОМОГРАФИЯ

- 1 Общие принципы томографии
- 2 Компьютерная томография
- 3 Физические и технические основы томографии
- 4 Получение компьютерных томограмм

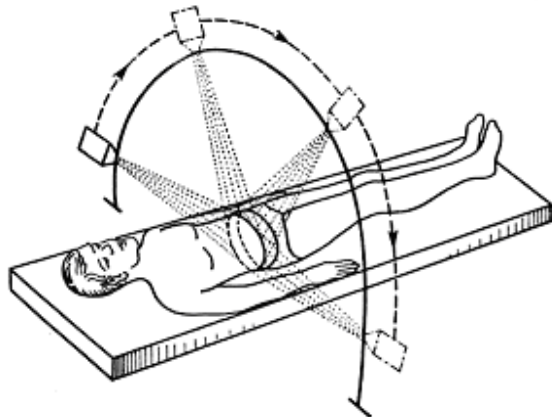
1 Общие принципы томографии

При рентгеноскопии и рентгенографии наблюдается суммарное изображение всей толщи исследуемого объекта, через который

прошел пучок излучения. Наиболее четко очерчиваются те детали, которые ближе к экрану. Если в каком-то органе есть болезненно изменившийся участок), то на рентгенограмме этот участок может затеряться в сумме теней. Чтобы сделать его отчетливо различимым применяют специальный метод радиологического исследования – **томографию**.

Томография – метод который позволяет получить послойное изображение исследуемого органа. Такого рода послойные снимки – томограммы делают с помощью специального аппарата томографа. В настоящее время в практику внедрена **компьютерная томография**, основанная на стыке рентгеновской и компьютерной техники.

Традиционный рентгеновский снимок это оттенки серого и черного. Для каждой степени почернения можно вычислить коэффициент поглощения рентгеновских лучей; представить его в численном виде и ввести в компьютер. Один снимок даст несколько сотен коэффициентов, но не даст представления о пространственной структуре объекта. Естественно, что следующим шагом на пути развития рентгенологических исследований были попытки облучить тот же самый объект с нескольких сторон с нескольких десятков точек лежащих в одной плоскости. Оказалось, что передвигая аппарат по дуге над пациентом и делая несколько десятков последующих снимков, можно получить необходимый объем данных, которые компьютер трансформирует в четкий образ исследуемого объекта. При томографическом исследовании пациента помещают в кольцевое отверстие, вокруг которого перемещается источник рентгеновского излучения и детектор (рис. 7.1)



ни и органы как источники электрического поля представляют в виде эквивалентного электрического генератора, под которым подразумевается модельная физическая система, которая должна удовлетворять двум основным требованиям:

- расчетные потенциалы электрического поля эквивалентного генератора в разных точках организма должны быть равны реальным, регистрируемым потенциалам;
- при варьировании параметров эквивалентного генератора должны происходить такие же изменения его поля, как и в реальных электрограммах при соответствующем изменении в функционировании органа.

При этом, почти во всех существующих моделях электрическую активность органов и тканей сводят к действию определенной совокупности токовых электрических генераторов, находящихся в объемной электропроводящей среде. Токовый генератор имеет высокое внутреннее сопротивление R , во много раз превосходящее сопротивление внешней нагрузки (среды) R_0 . По закону Ома для полной электронной цепи

$$I = I_0 = E / (R + R_0), \quad (11.1)$$

где I и I_0 – сила тока в генераторе и суммарного тока в среде; E – э.д.с. генератора. Поскольку $R \gg R_0$, то

$$I \approx E / R. \quad (11.2)$$

Из этого соотношения следует, что сила тока в генераторе и суммарного тока во внешней среде не зависит от сопротивления внешней среды. Для токовых генераторов выполняется правило суперпозиции электрических полей: потенциал поля совокупности генераторов равен алгебраической сумме потенциалов полей, создаваемых отдельными генераторами.

Пространственная структура электрического поля, создаваемого во внешней среде генератором, определяется положением его полюсов. Для расчета потенциалов этого поля генератор представляют в виде токового электрического диполя – системы из положительного полюса (источка электрического тока) и отрицательного полюса (стока), расположенных на небольшом расстоянии друг от друга. Важнейший параметр токового электрического диполя – электрический дипольный момент. Это векторная величина, определяемая соотношением

противлению). Относительная диэлектрическая проницаемость биологических материалов для постоянного электрического поля при температурах около 20°C составляет от нескольких единиц (для вещества клеточных мембран) до 90°C (для вещества мозга). Биологические материалы, составляющие тело, чрезвычайно сильно различаются по значению удельной электрической проводимости. Минимальную удельную проводимость около 10^{-7} см/м, имеет костная ткань, максимальную, около 1,5 см/м, сыворотка крови и спинномозговая жидкость. Значительно различаются удельные проводимости внутриклеточного вещества у клеток разных типов, например, для разных отделов сердца они составляют от 0,05 до 0,95 см/м.

Если макроскопические участки ткани, состоящие из большого числа довольно плотно упакованных клеток, рассматриваются с позиции электродинамики как непрерывная, или континуальная, среда, то для ткани вводят характеристики, полученные в результате усреднения действительных характеристик электромагнитного поля и среды по объему, большому в сравнении с отдельной клеткой, но малому в сравнении с участками ткани, состояние которых изучается в данной конкретной задаче (локальное усреднение).

Важно отметить, что скелетные мышцы и миокард обладают значительной анизотропией – удельная электрическая проводимость в направлении осей клеток в несколько раз превышает удельную электрическую проводимость поперек осей. То же самое можно сказать об участках белого вещества мозга с упорядоченным (параллельным) расположением волокон.

Лекция 11 БИОФИЗИЧЕСКИЕ ПРИНЦИПЫ ИССЛЕДОВАНИЯ ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ПОЛЕЙ В ОРГАНИЗМЕ

- 1 Эквивалентный электрический генератор
- 2 Потенциал электрического поля токового униполюса
- 3 Потенциал электрического поля конечного диполя
- 4 Дипольный эквивалентный электрический генератор сердца
- 5 Векторная электрокардиография

1 Эквивалентный электрический генератор

При изучении механизма возникновения электрограмм тка-

Рисунок 7.1 - Схема классического томографического обследования.

Исследуемая область представляет собой пластину, которая облучается с нескольких сторон. Просветив один слой, рамка передвигается над пациентом и проявляет соседний. Изображение на мониторе называется томограммой. Такова идея классической (рентгеновской) томографии.

2 Компьютерная томография

Рентгеновская томография с последующей обработкой получаемой информации на ЭВМ произвела переворот в области получения изображения в медицине. Первое сообщение о новом методе относится к 1972 году. Аппарат, изготовленный и опробованный группой инженеров английской фирмы "EMI", получил название ЭМИ-сканера. Его применяли только для исследования головного мозга. В данном аппарате использовался кристаллический детектор с фотоэлектронным умножителем. Источником была трубка, жестко связанная с детектором, которая делала сначала поступательное, а затем вращательное движение при постоянном включенном рентгеновском излучении. На получение томограммы с помощью такого устройства уходило около 20 минут.

Вторым этапом в становлении нового метода исследования был выпуск к 1974 г. компьютерных томографов, содержащих несколько детекторов. После поступательного движения, которое производилось быстрее, чем у аппаратов I поколения, трубка с детекторами делала поворот на $3-10^{\circ}$, что способствовало ускорению исследования, уменьшению лучевой нагрузки на пациента и улучшению качества изображения. Однако время получения одной томограммы (20-60 с) значительно ограничивало применение таких томографов для исследования всего тела ввиду неизбежных артефактов, появляющихся из-за произвольных и непроизвольных движений. Аксиальные компьютерные рентгеновские томографы данной генерации нашли широкое применение для исследования головного мозга в неврологических и нейрохирургических клиниках.

Получение качественного изображения среза тела человека на любом уровне стало возможным после разработки в 1976-1977 гг. компьютерных томографов III поколения. Принципиальное отличие их заключалось в том, что было исключено поступательное движение системы трубка-детекторы, увеличен диаметр зоны исследования до 50-70 см и первичная матрица компьютера. Это

привело к тому, что одну томограмму стало возможным получить за 3-5 секунд с поворотом системы трубка-детекторы на 360°. Качество изображения значительно улучшилось и стало возможным обследование внутренних органов.

С 1979 г. некоторые ведущие фирмы начали выпускать компьютерные томографы **IV поколения**. Детекторы (1100-1200 шт.) в этих аппаратах расположены по кольцу и не вращаются. Двигается только рентгеновская трубка, что позволяет уменьшить время получения томограммы до 1-1,5 с при повороте трубки на 360°. В 1986 г. произошел качественный скачок в аппаратостроении для рентгеновской компьютерной томографии. Фирмой **"Иматрон"** выпущен компьютерный томограф **V поколения**, работающий в реальном масштабе времени. С этого времени, учитывая заинтересованность клиник в приобретении компьютерных томографов, определилось направление по выпуску "дешевых" компактных систем для поликлиник и больниц (M250, "Медитек"; 2000Т, "Шимадзу"; СТ МАХ, "Дженерал Электрик" и др.). Обладая некоторыми ограничениями, связанными с числом детекторов или временем и объемом собираемой информации, эти аппараты позволяют выполнять 75-95% (в зависимости от вида органа) исследований, доступных "большим" компьютерным томографам.

3 Физические и технические основы томографии

При регистрации классической **однослойной** рентгенограммы все три компонента - пленка, объект и рентгеновская трубка находятся в покое. Получить послойное изображение исследуемого объекта (томографический эффект) можно при следующих комбинациях:

- неподвижный объект и движущийся источник (рентгеновская трубка) и приемник (рентгенографическая пленка, селеновая пластина, кристаллический детектор и т.п.) излучения;
- неподвижный источник излучения и движущийся объект и приемник излучения;
- неподвижный приемник излучения и движущийся объект и источник излучения.

Наиболее распространены томографы с синхронным перемещением трубки и пленки в противоположных направлениях при неподвижном объекте исследования. Рассмотрим принцип образо-

вания между клетками – синаптическом (например, в нервной ткани) передача возбуждения на соседнюю клетку происходит благодаря тому, что возбужденная клетка в области контакта с соседней клеткой – в синапсе – воздействует определенными химическими веществами (медиаторами) на мембрану соседней клетки, вызывая избирательное изменение ее проницаемости для разных ионов. Это порождает изменение ионных потоков через мембрану, ее деполяризацию и развитие потенциала действия. Наряду с таким возбуждающим синаптическим воздействием возможно и тормозящее, то есть приводящее к смещению трансмембранного потенциала в отрицательном направлении – гиперполяризации. В ткани органов чувств специальные рецепторные клетки могут возбуждаться и генерировать потенциалом действия под влиянием таких физических стимулов, как давление, свет и др.

Следует заметить, что при определенных условиях в ткани могут существовать сравнительно устойчивые локальные изменения трансмембранного потенциала, не приводящие к возникновению потенциала действия. Они вызваны патологическими изменениями или повреждением мембраны клеток на отдельных участках ткани. При этом между участками ткани с различными значениями трансмембранного потенциала протекают очень медленно изменяющиеся, или квазипостоянные, токи.

Мембранные токи, растекающиеся по окружающей среде от возбужденных клеток, а также квазипостоянные токи создают электрическое и магнитное поля, которые могут быть зарегистрированы в области тела и вне его. Хотя первичным генератором этих полей являются мембранные концентрационные потоки ионов, для математического описания биоэлектрического генератора обычно удобнее использовать трансмембранный потенциал как функцию точки в пространстве и времени. Трансмембранный потенциал представляет собой довольно устойчивую характеристику, тесно связанную с электрофизиологическим состоянием ткани и поддающуюся экспериментальному измерению.

Тело характеризуется значительной неоднородностью пассивных электрических характеристик на всех структурных уровнях на клеточном (микроскопическом) и тканевом (макроскопическом), а так же на уровнях отдельных органов и тела в целом, причем некоторые ткани обладают явно выраженной анизотропией. Основными, пассивными, электрическими характеристиками вещества являются диэлектрическая и магнитная проницаемости, удельная электрическая проводимость (величина, обратная удельному со-

потенциала покоя, может освобождаться в виде специфических электрических сигналов (потенциала действия). Под **потенциалом действия** понимают быстрое колебание потенциала покоя, сопровождающееся, как правило, перезарядкой мембраны.

Трансмембранный потенциал мембраны изменяется и непосредственным электрическим воздействием. Нарастание мембранного потенциала до критического уровня приводит к генерации потенциала действия. Минимальное значение тока, необходимого для достижения критического потенциала, называют *пороговым током*. Следует подчеркнуть, что не существует абсолютных значений величины порогового тока и критического уровня потенциала, поскольку эти параметры зависят от электрических характеристик мембраны и ионного состава окружающей внешней среды, а также от параметров стимула.

Амплитуда потенциала действия может достигать нескольких десятков милливольт. При развитии потенциала действия через мембрану начинает течь ток, в отличие от состояния покоя, когда суммарный электрический ток по нормали к мембране в каждой ее точке равен нулю, потенциал действия сопровождается импульсом мембранного тока.

Экспериментально было показано, что амплитуда потенциала действия практически не зависит от силы стимула, если он превышает пороговую величину. Поэтому принято говорить, что потенциал действия подчиняется закону "все или ничего".

5 Электрические явления в биологических тканях

Как потенциал действия, так и мембранный ток существуют не в отдельной точке, а на определенном участке мембраны. Вследствие того, что возникает разность потенциалов между этим участком и окружающими проводящими областями, начинают течь токи, которые деполяризуют соседние области мембраны, а это приводит к распространению импульса возбуждения (потенциала действия) по клетке. Мембранные токи, соответствующие потенциалу действия, осуществляют электрическую стимуляцию соседних участков мембраны. Если клетки ткани связаны между собой по типу электрического синхронизма (как, например, в миокарде), то есть между их внутриклеточными областями имеются контакты с малым сопротивлением, то стимулирующее действие мембранного тока распространяется и на соседние клетки, приводя к непрерывному процессу охвата возбуждением всей ткани. При другом типе соеди-

вания послойного изображения (рис.7.2)

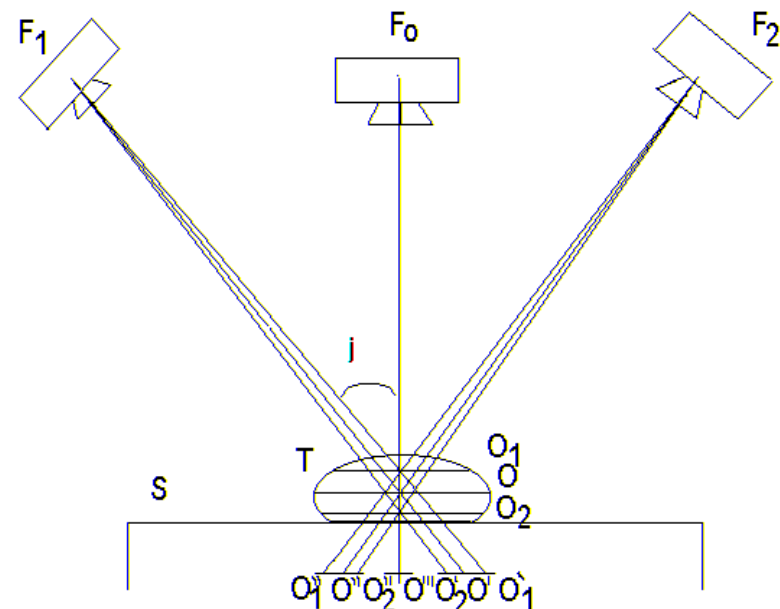


Рисунок 7.2 – Принцип формирования томографического изображения

На рисунке F_0, F_1, F_2 – нулевое, исходное и конечное положение фокуса рентгеновской трубки; j - $1/2$ угла поворота трубки; S - поверхность стола; T - объект исследования; O - точка выделяемого слоя; O_1, O_2 - точки, находящиеся выше и ниже выделяемого слоя; O', O'' - проекции точки O на пленку при исходном и конечном положениях фокуса рентгеновской трубки; O_1', O_1'' - проекции точки O_1 на пленку при тех же положениях фокуса трубки; O_2', O_2'' - проекции точки O_2 при тех же положениях фокуса трубки; O''' - проекции всех точек на пленку при нулевом положении рентгеновской трубки.

Рентгеновский излучатель и касетодержатель с приемником излучения (рентгеновская пленка, селеновая пластина) соединяют жестко с помощью металлического рычага. Ось вращения рычага (перемещения трубки и пленки) находится над уровнем стола и ее можно произвольно перемещать. При перемещении трубки из положения F_1 в положение F_2 , проекция точки O , которая соответствует оси вращения рычага, будет постоянно находиться в одном и том же месте пленки и ее изображение будет четким. Проекция точек O_1 и O_2 , находящиеся вне выделяемого слоя, с

перемещением трубки и пленки меняют свое положение на пленке и, следовательно, их изображение будет нечетким, размазанным. Известно, что геометрическим местом точек, проекции которых при движении системы неподвижны относительно пленки, является плоскость, параллельная плоскости пленки и проходящая через ось окончания системы. На томограмме, таким образом, будут четкими изображения всех точек, находящихся в плоскости на уровне оси вращения системы, то есть в выделяемом томографическом слое.

Перемещение трубки и пленки в случае, изображенном на рисунке, происходит по траектории прямая-прямая, то есть по параллельным прямолинейным направляющим. Такие томографы, имеющие самую простую конструкцию, получили наибольшее распространение. В томографах с траекториями дуга-дуга, дуга-прямая геометрическим местом точек, проекции которых при движении системы неподвижны относительно пленки, является плоскость, параллельная плоскости пленки и проходящая через ось вращения системы. При этом выделяется слой также плоской формы. Из-за более сложной конструкции эти томографы получили меньшее распространение.

Описанные выше аппараты относятся к линейным томографам, так как проекции траекторий движения системы трубка-пленка на выделяемую плоскость имеют вид прямой линии, а тени размазывания имеют прямолинейную форму. В томографах с нелинейным размазыванием перемещение системы трубка - пленка происходит по криволинейным траекториям - кругу, эллипсу, спирали. При этом отношение расстояний фокус трубки - центр вращения и центр вращения - пленка сохраняется постоянным. И в этих случаях геометрическим местом точек, проекции которых при движении системы неподвижны относительно пленки, является плоскость, параллельная плоскости пленки и проходящая через ось вращения системы. Размазывание изображения точек объекта, лежащих вне выделяемой плоскости, происходит по соответствующим кривым траекториям движения системы. Размазываемые изображения повторяют на пленке траекторию перемещения фокуса рентгеновской трубки.

При **многослойной** продольной томографии в один прием, когда происходит одно перемещение трубки и пленки в противоположных направлениях, получают несколько томограмм благодаря расположению в одной кассете нескольких пленок, расположенных на некотором расстоянии друг от друга. Проекция изобра-

считывается по формуле Нернста и например для ионов калия она равна:

$$E_R = \frac{RT}{ZF} \ln \frac{K_0}{K_i}, \quad (10.1)$$

где E_R — равновесный потенциал, R — газовая постоянная, T — абсолютная температура, Z — валентность иона, F — постоянная Фарадея, K_0 и K_i — концентрации ионов калия вне и внутри клетки соответственно. Величина потенциала покоя неодинакова у различных типов клеток и колеблется обычно от 70 до 95 мВ.

Разность концентраций ионов вне и внутри клетки и высокая проницаемость клеточной мембраны обеспечивают диффузионный ток ионов из клетки наружу и в обратном направлении. Диффузионный ток ионов существует до тех пор, пока стремление их двигаться по концентрационному градиенту не уравнивается разностью потенциалов на мембране, т.е. равновесным потенциалом. Эти потоки ионов, возникающие под влиянием неэлектрических сил, образуют так называемые сторонние токи, которые при описании электрофизиологических процессов в терминах электродинамики являются первичным биоэлектрическим генератором, порождающим биоэлектрические и биомагнитные поля.

4 Потенциал действия

Важной особенностью возбудимых мембран является их способность избирательно изменять свою проницаемость для разных ионов под влиянием различных воздействий, или стимулов (физических, химических и др.). При этом происходит соответствующее изменение трансмембранного потенциала.

Изменение трансмембранного потенциала, до уровня превышающего определенное пороговое значение, приводит к соответствующим изменениям мембранных проницаемостей (обычно быстрому возрастанию проницаемости для ионов натрия). В результате возникает импульс возбуждения — быстрое изменение трансмембранного потенциала в положительном направлении, т.е. в сторону деполяризации клетки, после чего в результате сложных процессов изменения и восстановления ионных проницаемостей восстанавливается потенциал покоя. Такое импульсное изменение трансмембранного потенциала называют трансмембранным потенциалом действия (или просто потенциалом действия). Другими словами, энергия, накопленная на клеточной мембране в форме

см/м², а емкость на единицу площади – от $0,8 \cdot 10^4$ до $25 \cdot 10^4$ мкФ/м². Для нервных клеток эти величины находятся в пределах от 2 до 400 см/м² и от $0,55 \cdot 10^4$ до $1,1 \cdot 10^4$ мкФ/м² (эти данные получены в экспериментах на животных).

3 Потенциал покоя

Ионы Na⁺, K⁺, Ca²⁺, Cl⁻ проникают внутрь клетки и выходят наружу через специальные, заполненные жидкостью каналы. Размер каналов довольно мал (диаметр 0,5—0,7 нм). Расчеты показывают, что суммарная площадь каналов занимает незначительную часть поверхности клеточной мембраны.

Мембрана имеет разные проницаемости для ионов разных типов, обычно присутствующих и внутри клетки, и вне ее. При этом концентрации ионов во внутриклеточном веществе и во внеклеточной жидкости сильно различаются. Особенно это относится к ионам натрия, калия, хлора и органических анионов. Например, в стационарных условиях в мышцах и нервах млекопитающих концентрация ионов калия в 10 раз выше внутри клетки, чем снаружи, а концентрация ионов натрия и хлора наоборот, существенно выше снаружи. Поскольку мембраны живых клеток в той или иной степени проницаемы для всех ионов, совершенно очевидно, что без специальных механизмов невозможно поддерживать постоянную разность концентрации ионов (ионную асимметрию). В клеточных мембранах существуют специальные системы активного транспорта, работающие с затратой энергии и перемещающие ионы против градиента концентраций. Необходимая энергия для работы систем переносчиков обеспечивается АТФ, а их функционирование создает и поддерживает ионную асимметрию.

Поскольку в состоянии покоя возбудимой ткани клеточная мембрана обладает наиболее высокой проницаемостью для ионов калия, они начинают вытекать из клетки, но при этом на мембране образуется разность потенциалов, препятствующая их вытеканию, и устанавливается равновесие. Эта равновесная разность между потенциалами внутренней и наружной поверхностей мембраны – трансмембранный потенциал покоя, или равновесный потенциал.

Равновесный потенциал (для соответствующего иона) — разность потенциалов между внутренней средой клетки и внеклеточной жидкостью, при которой вход и выход иона уравновешен (химическая разность потенциалов равна электрической).

Трансмембранная диффузионная разность потенциалов рас-

жения первого слоя, находящегося на оси вращения системы (избранной высоте слоя), получается на верхней пленке. Геометрически доказано, что на последующих пленках получают свое изображение нижележащие параллельные к оси движения системы слои, расстояния между которыми примерно равны расстояниям между пленками. Основным недостатком продольной томографии является то, что расплывчатые изображения выше- и нижележащих плоскостей с нежелательной информацией уменьшают естественную контрастность. Вследствие этого восприятие в выделяемом слое тканей с невысокой контрастностью ухудшается.

В этом отношении определенными преимуществами обладает **аксиальная** компьютерная рентгеновская томография, при которой строго коллимированный пучок рентгеновского излучения проходит только через исследуемую плоскость и регистрация рассеянного излучения сведена к минимуму. Это значительно улучшает визуализацию тканей, особенно мало контрастных. Снижение регистрации рассеянного излучения осуществляется коллиматорами, один из которых расположен на выходе рентгеновского пучка из трубки, другой - перед сборкой детекторов.

Часто детекторы фиксируют несколько рентгеновских пучков одинаковой интенсивности в то время, как они прошли через совершенно различные среды. Это наблюдается, например, при прохождении через однородный объект достаточной протяженности и неоднородный объект с такой же суммарной плотностью. При продольной томографии разницу между плотностью отдельных участков определить невозможно, поскольку "тени" участков накладываются друг на друга.

Данная проблема решается с помощью компьютерной обработки результатов томографического исследования. При вращении рентгеновской трубки вокруг тела пациента детекторы регистрируют 1,5 - 6 млн. сигналов из различных точек (проекций) и, что особенно важно, каждая точка многократно проецируется на различные окружающие точки. При регистрации ослабленного рентгеновского излучения на каждом детекторе возбуждается ток, соответствующий величине излучения, попадающего на детектор. В системе сбора данных ток от каждого детектора (500-2400 шт.) преобразуется в цифровой сигнал и после усиления подается в ЭВМ для обработки и хранения. Только после этого начинается собственно процесс восстановления изображения.

Восстановление изображения среза по сумме собранных проекций является чрезвычайно сложным процессом, и конечный ре-

зультат представляет собой некую матрицу с относительными числами, соответствующую уровню поглощения каждой точки в отдельности. В компьютерных томографах применяются матрицы первичного изображения 256×256, 320×320, 512×512 и 1024×1024 элементов. Качество изображения растёт при увеличении числа детекторов, увеличении количества регистрируемых проекций за один оборот трубки и при увеличении первичной матрицы. Однако, увеличение количества регистрируемых проекций ведет к повышению лучевой нагрузки на обследуемого, а применение большей первичной матрицы - к увеличению времени обработки среза или необходимости устанавливать дополнительные специальные процессоры для обработки видеоизображения.

4 Получение компьютерных томограмм.

Рассмотрим, например методику получения компьютерной томограммы (среза) головы на каком-либо выбранном уровне. Данная процедура предполагает выполнение ряда операций:

- формирование требуемой ширины рентгеновского луча (коллимирование);
- сканирование головы пучком рентгеновского излучения, осуществляемого движением (вращательным и поступательным) вокруг неподвижной головы пациента устройства "излучатель - детекторы";
- измерение излучения и определение его ослабления с последующим преобразованием результатов в цифровую форму;
- машинный (компьютерный) синтез томограммы по совокупности данных измерения, относящихся к выбранному слою;
- построение изображения исследуемого слоя на экране видеомонитора (дисплея).

В системах компьютерных томографов сканирование и получение изображения происходят следующим образом. Рентгеновская трубка в режиме излучения "обходит" голову по дуге 240°, останавливаясь через каждые 3° этой дуги и делая продольное перемещение. На одной оси с рентгеновским излучателем закреплены детекторы - кристаллы йодистого натрия, преобразующие ионизирующее излучение в световое. Последнее попадает на фотоэлектронные умножители, превращающие эту видимую часть в электрические сигналы. Электрические сигналы подвергаются

ханизмы распространения биоэлектрических импульсов по однородной и неоднородной возбудимым структурам;

- **регуляторная функция** клеточной мембраны заключается в тонкой регуляции внутриклеточного содержимого и внутриклеточных реакций;
- **преобразование** внешних стимулов неэлектрической природы в электрические сигналы (в рецепторах);
- **высвобождение** нейромедиаторов в синаптических окончаниях.

Современными методами электронной микроскопии была определена толщина клеточных мембран (6—12 нм). Химический анализ показал, что мембраны в основном состоят из липидов и белков, количество которых неодинаково у разных типов клеток.

2 Электрические характеристики мембран

Наиболее важными электрическими характеристиками мембран являются их проводимость и емкость.

Проводимость (g) — величина, обратная электрическому сопротивлению и равная отношению величины общего трансмембранного тока для данного иона к величине, обусловившей его трансмембранную разность потенциалов.

Проводимость мембраны является мерой ее ионной проницаемости. Увеличение проводимости свидетельствует об увеличении количества ионов, проходящих через мембрану.

Емкостные свойства в основном определяются фосфолипидным бислоем, который непроницаем для гидратированных ионов хотя и достаточно тонок (около 5 нм). Он обеспечивает эффективное разделение и накопление зарядов. Емкостные свойства клеточных мембран определяют временные характеристики электрических процессов, протекающих на них.

Скорость диффузии, для заряженных ионов в условиях постоянного поля мембраны, определяется подвижностью ионов, толщиной мембраны, распределением ионов в мембране. Для неэлектролитов проницаемость мембраны не влияет на ее проводимость, поскольку неэлектролиты не несут зарядов, т. е. не могут переносить электрический ток.

Клеточные мембраны, обычно имеющие относительно большую площадь поверхности и малую толщину, удобно характеризовать электрической проводимостью на единицу площади и емкостью на единицу площади. В частности, для клеток миокарда проводимость на единицу площади мембраны составляет от 0,7 до 80

Детальный анализ результатов опытов Гальвани, проведенный А. Вольта, позволил сделать другое заключение: электрический ток возникает не в живых клетках, а в области контакта металлов с электролитом, поскольку тканевые жидкости представляют собой раствор солей. В результате своих исследований А. Вольта создал устройство, получившее название «вольтов столб» — набор последовательно чередующихся цинковых и серебряных пластинок, разделенных бумагой, смоченной соевым раствором. В доказательство справедливости своей точки зрения Гальвани предложил другой опыт: набрасывать на мышцу дистальный отрезок нерва, который иннервирует эту мышцу, при этом мышца также сокращалась (второй опыт Гальвани, или опыт без металла). Отсутствие металлических проводников при проведении опыта позволило Гальвани подтвердить свою точку зрения и развить представления о «животном электричестве», т. е. электрических явлениях, возникающих в живых клетках. Окончательное доказательство существования электрических явлений в живых тканях было получено в *опыте «вторичного тетануса»* Маттеуччи, в котором один нервно-мышечный препарат возбуждался током, а биотоки сокращающейся мышцы раздражал нерв второго нервно-мышечного препарата.

В конце XIX века стало очевидно, что электрические явления, которые возникают в возбудимых тканях, обусловлены электрическими свойствами клеточных мембран.

Только в 50-е годы XX ст., после разработки методов электронной микроскопии и техники изготовления ультратонких срезов клеток, удалось выяснить основные черты строения различных клеточных и внутриклеточных мембран.

Согласно современным представлениям, биологические мембраны образуют наружную оболочку всех животных клеток и формируют многочисленные внутриклеточные органеллы. Наиболее характерным структурным признаком является то, что мембраны всегда образуют замкнутые пространства, и такая микроструктурная организация мембран позволяет им выполнять важнейшие функции:

- **барьерная функция** выражается в том, что мембрана при помощи соответствующих механизмов участвует в создании концентрационных градиентов, препятствуя свободной диффузии. При этом мембрана принимает участие в механизмах электрогенеза. К ним относятся механизмы создания потенциала покоя, генерация потенциала действия, ме-

усилению, а затем преобразуются в цифровой код и вводятся в компьютер. Рентгеновский луч, пройдя через среду поглощения, ослабляется пропорционально плотности тканей, встречающихся на его пути, и несет информацию о степени его ослабления в каждом положении сканирования. Интенсивность излучения во всех проекциях сравнивается с величиной сигнала, поступающего с контрольного детектора, регистрирующего исходную энергию излучения сразу же на выходе луча из рентгеновской трубки. Формирование показателей поглощения для каждой точки исследуемого слоя происходит после вычисления отношения величины сигнала на выходе рентгеновского излучателя к значению его после прохождения объекта исследования (коэффициенты поглощения). Программа обработки выполняет математическую трансформацию коэффициентов поглощения и пространственное их распределение на квадратной многоклеточной матрице, а полученные изображения передаются для визуальной оценки на экран дисплея.

За одно сканирование получают два соприкасающихся между собой среза толщиной 10 мм каждый. На экране дисплея высоким значениям плотности (например, кости) соответствует светлые участки, низким - темные. Важным условием получения качественной томограммы является неподвижное положение пациента. Незначительные движения во время исследования приводят к возникновению артефактов - наводок: полос темного цвета от образований с низким коэффициентом поглощения (воздух) и белых полос от структур с высоким коэффициентом поглощения (кость, металлические хирургические клипсы), что также снижает диагностические возможности. Для получения более четкого изображения патологически измененных участков в головном мозге применяют эффект усиления контрастности, которых достигается внутривенным введением рентгеноконтрастного вещества.

Лекция 8 ЦИФРОВЫЕ РЕНТГЕНОГРАФИЧЕСКИЕ СИСТЕМЫ

- 1 Принципы цифровой рентгенографии
- 2 Преимущества цифровых рентгенографических систем

1 Принципы цифровой рентгенографии

Преобразование традиционной рентгенограммы в цифровой массив с последующей возможностью обработки рентгенограмм

методами вычислительной техники стало распространенным процессом. Такие аналоговые системы зачастую имеют очень жесткие ограничения на экспозицию из-за малого динамического диапазона рентгеновской пленки. В отличие от аналоговых прямые цифровые рентгенографические системы позволяют получать диагностические изображения без промежуточных носителей, при любом необходимом уровне дозы, причем это изображение можно обрабатывать и отображать самыми различными способами.

На рис.8.1 приведена схема типичной цифровой рентгенографической системы. Рентгеновская трубка и приемник изображения сопряжены с компьютером и управляются им, а получаемое изображение запоминается, обрабатывается (в цифровой форме) и отображается на телеэкране, составляющем часть пульта управления (или устройства вывода данных) оператора-рентгенолога.

Цифровое изображение можно записать на магнитном носителе, оптическом диске или же на специальном записывающем устройстве, способном постоянно вести регистрацию изображения на пленку в аналоговой форме.

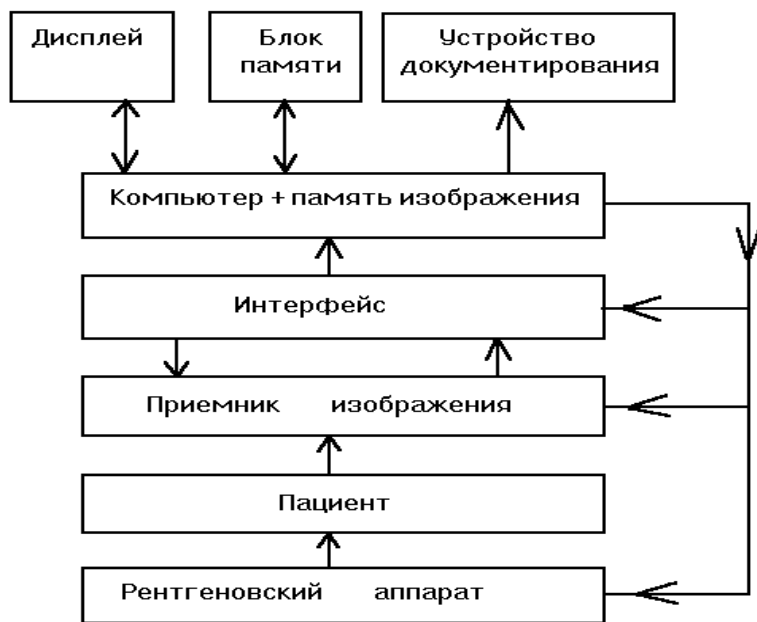


Рисунок 8.1 - Составные элементы цифровой системы получения рентгеновских изображений

тектора является высокий коэффициент отношения сигнал/шум.

Лекция 10 ЭЛЕКТРОФИЗИОЛОГИЧЕСКИЕ МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

- 1 Электрические явления в клетках
- 2 Электрические характеристики мембран
- 3 Потенциал покоя
- 4 Потенциал действия
- 5 Электрические явления в биологических тканях

1 Электрические явления в клетках

Биоэлектрические и биоманнитные поля являются результатом жизнедеятельности биологических тканей и органов. К таким тканям относятся прежде всего возбудимая мышечная и нервная ткани, к органам – сердце, мозг, органы чувств и др., состоящие в основном из этих тканей. В свою очередь любая ткань представляет собой совокупность клеток. Поэтому изучение электрических явлений происходящих в биологических тканях и органах следует начинать с микроуровня т.е. с клетки.

Основной единицей любой живой ткани является **клетка**. Внутреннее пространство каждой клетки, заполненное внутриклеточным веществом, отделено от окружающей клетку среды мембраной, которая обладает особыми свойствами.

Одним из свойств живых клеток является раздражимость, т.е. их способность реагировать изменением обмена веществ в ответ на действие раздражителей. Возбудимость — свойство клеток отвечать на раздражение возбуждением. К возбудимым относят нервные, мышечные и некоторые секреторные клетки. Возбуждение — ответ ткани на ее раздражение, проявляющийся в специфической для нее функции (проведение возбуждения нервной тканью, сокращение мышцы, секреция железы) и неспецифических реакциях (генерация потенциала действия, метаболические изменения).

Одним из важных свойств живых клеток является их электрическая возбудимость, т.е. способность возбуждаться в ответ на действие электрического тока. Если к нервно-мышечному препарату лягушки приложить две соединенные между собой пластинки из различных металлов, например медь—цинк, таким образом, чтобы одна пластинка касалась мышцы, а другая — нерва, то мышца будет сокращаться (первый опыт Гальвани).

пользуемых в настоящее время для обычной рентгенографии комбинаций экран-пленка. Все же особым преимуществом ЦДР является передача малоконтрастных деталей, тогда как передача очень мелких деталей остается прерогативой рентгенографии на рентгеновской пленке.

3 Цифровая селеновая рентгенография

Селеновые детекторы представляют собой новейшую систему цифровой рентгенографии (рис. 9.3). Основной частью такого устройства служит детектор в виде барабана, покрытого слоем аморфного селена. Селеновая рентгенография в настоящее время используется только в системах рентгенографии грудной клетки.

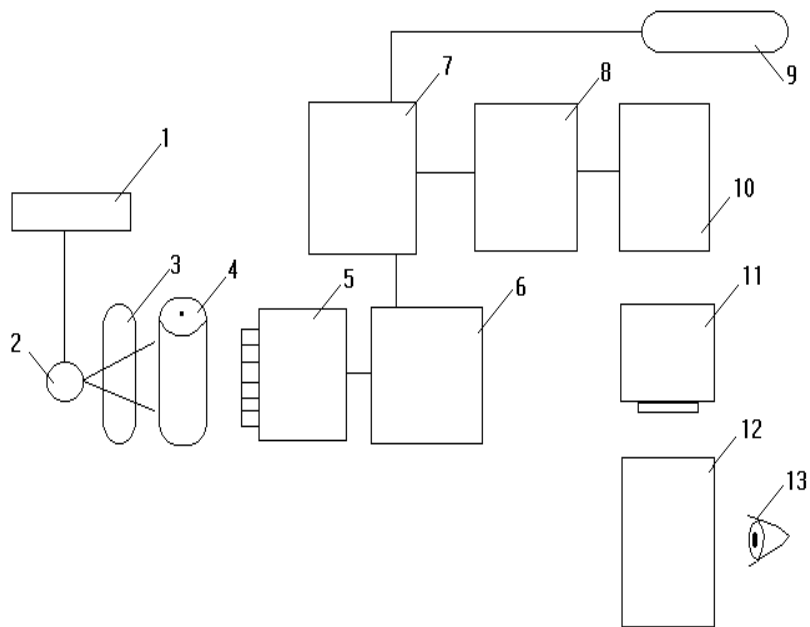


Рисунок 9.3 - Цифровая селеновая рентгенография:

1-генератор; 2-рентгеновская трубка; 3-пациент; 4-селеновый барабан; 5-сканирующие электроды+усилитель; 6-аналого-цифровой преобразователь; 7-накопитель изображений; 8-видеопроцессор; 9-сеть; 10-цифро-аналоговый преобразователь; 11-монитор; 12-снимок; 13-рентгенолог.

Характерная для снимков грудной клетки высокая контрастность между легочными полями и областью средостения при цифровой обработке сглаживается, не уменьшая при этом контрастности деталей изображения. Другим преимуществом селенового де-

В цифровой рентгенологии находят применение два класса приемников изображения:

- приемники с непосредственным формированием изображения;
- приемники с частичной регистрацией изображения, в которых полное изображение формируется путем сканирования либо рентгеновским пучком, либо приемным устройством.

В рентгенографических системах с приемниками первого класса используются, как правило, люминофоры с памятью и устройства с вынужденной люминесценцией, которая затем регистрируется. Эти системы могут непосредственно формировать цифровые изображения без промежуточной регистрации и хранения. Время считывания изображения с пластины с вынужденной люминесценцией или ионографической камеры значительно больше, хотя последнее выгодно отличается лучшим разрешением и динамическим диапазоном.

В других цифровых рентгенографических системах, записанное на фотопленке изображение преобразовывается в цифровую форму с помощью сканирующего микроденситометра. В цифровую форму можно преобразовать и ксерорентгенограмму также с помощью сканирующего денситометра, работающего в отраженном свете, или путем непосредственного считывания зарядового изображения с селеновой пластины.

В обеих разновидностях упомянутых рентгенографических систем применяется метод сканирования с построчной регистрацией изображения, которое воспроизводится в целом на дисплее компьютера (сканирующая проекционная рентгенография).

Системы получения изображения со сканированием рентгеновским пучком и приемником имеют важное преимущество, состоящее в том, что в них хорошо подавляется рассеяние. В этих системах один коллиматор располагается перед пациентом с целью ограничения первичного рентгеновского пучка до размеров, необходимых для работы приемника, а другой - за пациентом, чтобы уменьшить рассеяние. На рис.8.2 изображена линейная сканирующая система для получения цифрового изображения грудной клетки. Приемником в системе является полоска из оксисульфида гадолия, считывание информации с которой ведется линейной матрицей из 1024 фотодиодов. Проекционные рентгенограммы синтезируются также сканерами компьютерной томографии и выполняют вспомогательную роль при выделении соответствующего

сечения.

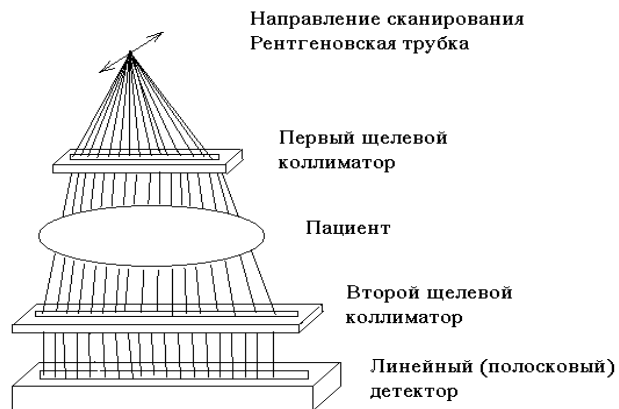


Рисунок 8.2 - Система линейного сканирования для цифровой рентгенографии грудной клетки.

Главным недостатком сканирующих систем является то, что большая часть полезной выходной мощности рентгеновской трубки теряется и что необходимы большие времена экспозиции ~10 с.

Для обеспечения быстрого доступа к информации, полученной за длительный период времени применяются системы хранения и передачи информации (рис.8.3).

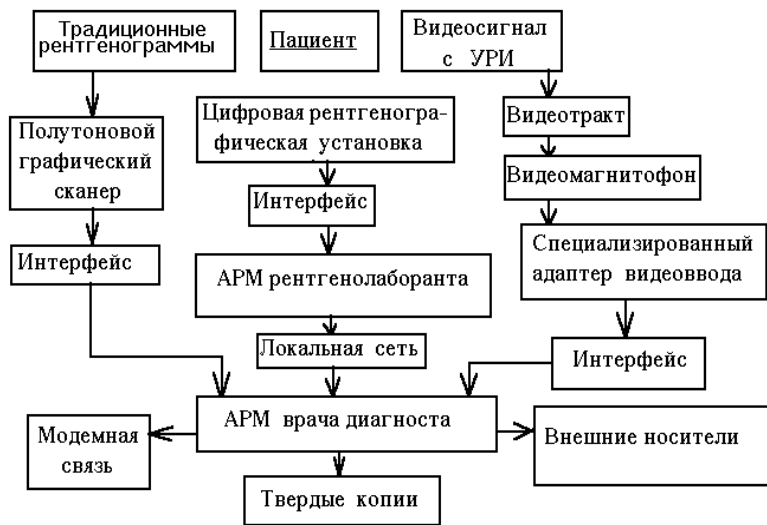


Рисунок 8.3 - Принципиальная схема взаимодействия элементов системы

контуров и контрастности элементов изображения оно лазерным принтером печатается на пленке или воспроизводится на телевизионном мониторе рабочей консоли. Люминесцентные пластины-накопители выпускаются в стандартных формах рентгеновской пленки, помещаются вместо обычных комплектов "пленка-усиливающий экран" в кассету и применяются в обычных рентгеновских аппаратах.

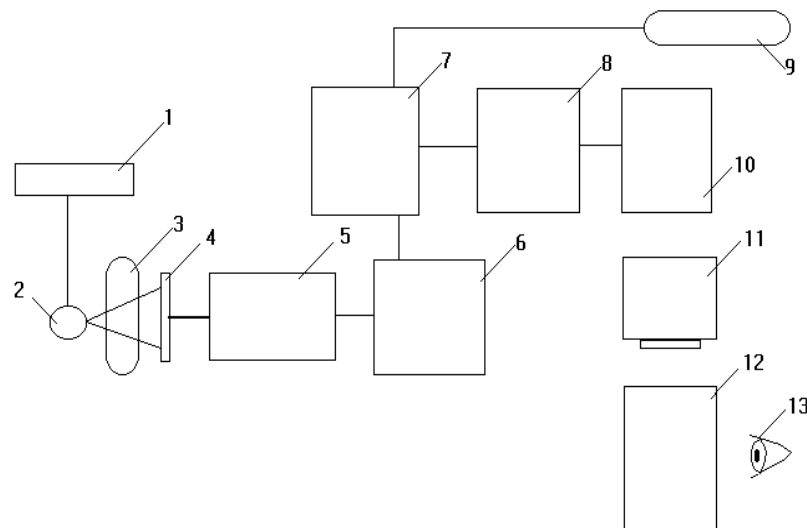


Рисунок 9.2 - Цифровая люминесцентная рентгенография: 1-генератор; 2-рентгеновская трубка; 3-пациент; 4-запоминающая пластина; 5- транспортное устройство; 6 -аналого - цифровой преобразователь; 7- накопитель изображений; 8-видеопроцессор; 9-сеть; 10-цифро-аналоговый преобразователь; 11-монитор; 12-снимок; 13-рентгенолог.

Такая пластина обладает значительно большей экспозиционной шириной, чем общепринятые комбинации пленка-экран, благодаря чему значительно расширяется интервал между недо- и переэкспонированием. Этим способом можно получать достаточно контрастные изображения даже при резко сниженной экспозиционной дозе, нижним пределом которой является лишь уровень квантового шума. Поэтому даже при рентгенографии в палате у постели больного методика ЦЛР гарантирует получения качественного снимка.

При ЦЛР используются цифровые преобразователи, пространственное разрешение которых выше, чем у большинства ис-

При обычной методике рентгенографии с экрана ЭОП с помощью фото- или кинокамеры переснимается оптическое изображение на выходном экране преобразователя. В цифровой же системе сигнал, поступающий с видеокамеры, аналого-цифровым преобразователем трансформируется в набор цифровых данных и передается в накопительное устройство. Затем эти данные, в соответствии с выбранными исследователем параметрами, компьютерное устройство переводит в видимое изображение.

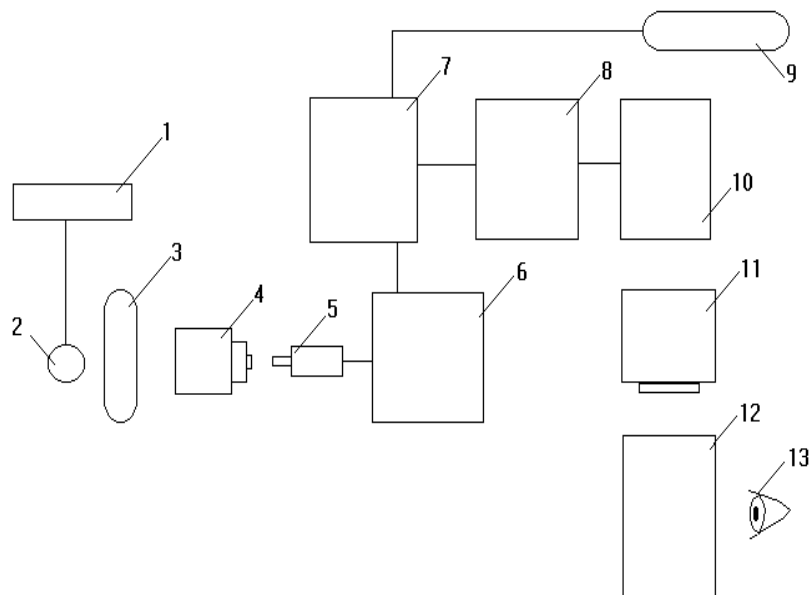


Рисунок 9.1 - Цифровая рентгенография с экрана ЭОП:

1-генератор; 2-рентгеновская трубка; 3-пациент; 4- ЭОП; 5 - видеокамера; 6 - аналого - цифровой преобразователь; 7-накопитель изображений; 8- видеопроцессор; 9 - сеть; 10 - цифро - аналоговый преобразователь; 11-монитор; 12-снимок; 13-рентгенолог.

2 Цифровая люминесцентная рентгенография

Применяемые в цифровой люминесцентной рентгенография ЦЛР (рис.9.2) пластины-приемники изображения после их экспонирования рентгеновским излучением последовательно, точка за точкой, сканируются специальным лазерным устройством, а возникающий в процессе лазерного сканирования световой пучок трансформируется в цифровой сигнал. После цифрового усиления

получения, обработки, хранения и передачи рентгеновских изображений.

Система представлена тремя каналами:

- традиционная рентгенография;
- цифровая рентгенографическая установка;
- рентгеноскопия (видеосигнал с УРИ).

Первый канал. Рентгенограммы, полученные с помощью традиционного процесса, поступают на обработку в полутоновый графический сканер, с помощью которого рентгенодиагностическое изображение вводится в память компьютера. Это изображение может быть введено в электронный архив и извлекаться оттуда по требованию. Эта оцифрованная рентгенограмма уже ничем не отличается от прямых цифровых рентгенограмм по доступности средствам обработки.

Третий канал. Рентгеновские изображения из рентгенотелевизионного канала УРИ могут захватываться специализированным адаптером видеоввода, как в режиме реального времени, так и с видеомagneтофонного кадра. Последнее предпочтительно, так как позволяет при просмотре видеомagneтофонных изображений выбрать нужный кадр для занесения его в архив. Объектом ввода в электронный архив могут быть любые изображения, получаемые при рентгеноскопии с помощью УРИ.

Первый и третий каналы дают возможность преобразовать традиционные рентгеновские изображения в цифровое изображение и достоверно сравнивать изображения, полученные различными способами.

Второй канал. Это собственно канал цифровой рентгенографической установки. Он состоит из двух подсистем: автоматизированного рабочего места (АРМ) лаборанта и АРМ врача-рентгенолога (ВР), объединенных в локальную сеть. В АРМ рентгенолаборанта происходит внесение сведений о больном, необходимых организационных и клинических данных и управление процессом регистрации изображения (синхронное включение сканера и высокого напряжения и др.). После получения рентгеновского изображения оно и сведения о пациенте по локальной сети поступают в АРМ ВР. На АРМ ВР выполняются программная обработка изображений для извлечения диагностической информации, поиск предшествующих изображений пациентов и сравнение с вновь полученными, регистрация новых пациентов и изображений в базе данных. При необходимости изображение можно распечатать на лазерном принтере. Этот способ получения твердых копий несколько уступает в точности передачи диагностических изобра-

жений тепlopечати или поляроидному фотопроцессу, но значительно дешевле всех других способов воспроизведения изображения.

2 Преимущества цифровых рентгенографических систем

К преимуществам цифровых рентгенографических систем относятся следующие три фактора:

- цифровое отображение изображения;
- пониженная доза облучения;
- цифровая обработка и хранение изображений;

Рассмотрим **первое преимущество**, связанное с отображением цифровой информации. Разложение изображения по уровням яркости на экране становится в полной мере доступным для пользователя. Весь диапазон оптических яркостей может быть использован для отображения лишь одного участка изображения, что приводит к повышению контраста в интересующей области. В распоряжении оператора имеются алгоритмы для аналоговой обработки изображения с целью оптимального использования возможностей систем отображения. Это свойство цифровой рентгенографии также дает возможность снизить лучевую нагрузку на пациента путем уменьшения количества рентгенограмм для получения диагностической информации (той же полезности). Цифровое отображение при его компьютерной обработке позволяет извлечь количественную и качественную информацию и таким образом перейти от интуитивно-эмпирического способа изображения к объективно измеренному.

Существенным преимуществам цифровой рентгенографии перед экранно-пленочным процессом являются простота и скорость получения изображения. Изображение становится доступным анализу врачом-рентгенологом в момент окончания экспозиции.

Второе преимущество цифровой рентгенологии - возможность снижения дозы облучения. Если в обычной рентгенологии доза облучения зависит от чувствительности приемника изображения и динамического диапазона пленки, то в цифровой рентгенологии оба этих показателя могут оказаться несущественными. Снижения дозы можно достичь установкой экспозиции, при которой поддерживается требуемый уровень шума в изображении. Дальнейшее уменьшение дозы возможно путем подбора такой длины волны рентгеновского излучения, которая обеспечивала бы минимальную дозу при данном отношении сигнал/шум.

Третье преимущество цифровой рентгенологии - это возможность цифровой обработки и хранения изображений. Рентгенолог должен выявить аномальные образования на осложненной фоновой нормальной структуре биоткани. Он может не заметить мелких деталей в изображении, которые система разрешает, или пропустить слабоконтрастную структуру, видимую на фоне шумов изображения, из-за сложного строения окружающих (или сверхлежащих) тканей. Субтракционный метод в рентгенографии позволяет устранить большую часть паразитной фоновой структуры и тем самым увеличить вероятность выявления важных деталей на рентгенограмме. Особенная ценность применения цифровой рентгенографии заключается в возможности полного отказа от рентгеновской пленки и связанного с ней фотохимического процесса. Это делает рентгенологическое исследование экологически чище, а хранение информации в цифровом виде позволяет создать легкодоступные рентгеновские архивы. Новые количественные формы обработки информации открывают широкие возможности стандартизации получения изображений, приведения их к стандарту качества в момент получения и при отсроченных повторных исследованиях. Немаловажна открывающаяся возможность передачи изображения на любые расстояния при помощи средств компьютерных коммуникаций.

Лекция 9 ВИЗУАЛИЗАЦИЯ ИЗОБРАЖЕНИЙ В РЕНТГЕНОГРАФИЧЕСКИХ СИСТЕМАХ

- 1 Цифровая рентгенография с экрана электронно-оптического преобразователя (ЭОП)
- 2 Цифровая люминесцентная рентгенография
- 3 Цифровая селеновая рентгенография

1 Цифровая рентгенография с экрана электронно-оптического преобразователя

Система рентгенографии с экрана ЭОП (рис. 9.1) состоит, как и обычная система электронно-оптического преобразования для просвечивания, из ЭОП, телевизионного тракта с высоким разрешением, рентгеновского высоковольтного генератора и рентгеновского излучателя. Сюда же входит штатив для исследования, цифровой преобразователь изображения и другие компоненты.