

Министерство образования и науки Российской Федерации  
Федеральное агентство по образованию

Государственное общеобразовательное учреждение высшего профессионального образования «Оренбургский государственный университет»

Оренбургский филиал Федерального государственного учреждения «МНТК «Микрохирургия глаза» им. акад. С.Н. Федорова Росмедтехнологии»

Оренбургский филиал Южно-Уральского научного центра Российской академии медицинских наук проблемной научно-исследовательской лаборатории «Экспериментально-гистологическое изучение биотрансплантатов в офтальмохирургии»

В.Н. Канюков, Р.Ш. Тайгузин, О.М. Трубина, Р.Н. Подопригора

## **МЕДИЦИНСКОЕ ДИАГНОСТИЧЕСКОЕ ОБОРУДОВАНИЕ**

Рекомендовано Ученым советом Государственного образовательного учреждения высшего профессионального образования «Оренбургский Государственный Университет» в качестве учебного пособия для студентов, обучающихся по программе высшего профессионального образования по специальности «Инженерное дело в медико-биологической технике», для аспирантов, инженеров медицинской техники, врачей.

Оренбург  
ИПК ГОУ ОГУ  
2010

УДК 615.478 (075.8) К19  
ББК 34.7я73  
К19

Рецензент - генеральный директор В.В. Макаренко

Авторы: В.Н. Канюков, Р.Ш.Тайгузин, О.М. Трубина, Р.Н. Подопригора

**Канюков, В.Н.**

К19 Медицинское диагностическое оборудование: учебное пособие / В.Н. Канюкова, Р.Ш. Тайгузин; Оренбургский Государственный Университет. - Оренбург: ОГУ, 2010, - 112с.

В учебном пособии описано медицинское диагностическое оборудование. Пособие предназначено для студентов ОГУ по специальности 200402.65 «Инженерное дело в медико-биологической практике», для аспирантов, инженеров медицинской техники, врачей.

УДК615.478 (075.8)  
ББК 34.7я73

© Канюков В.Н., Тайгузин Р.Ш.,  
Трубина О.М., Подопригора Р.Н. 2010  
© ГОУ ОГУ, 2010

## Содержание

Введение.....	5
1 Классификация медицинского диагностического оборудования.....	6
2 Приборы и аппараты для функциональной диагностики, в том числе для электрофизиологических методов исследования.....	8
2.1 Электроэнцефалография.....	8
2.2 Электрокардиография.....	12
2.3 Электроокулография.....	27
2.4 Электроретинография.....	28
2.5 Зрительные вызванные потенциалы.....	30
3 Приборы и аппараты для радиоизотопной диагностики.....	35
3.1 Радиометрия.....	37
3.2 Сканирование и сцинтиграфия.....	38
3.3 Позитронно-эмиссионная томография (двухфотонная эмиссионная компьютерная томография).....	39
4 Приборы и аппараты для рентгенологической диагностики.....	41
4.1 Флюорография.....	44
4.2 Рентгенография.....	46
4.3 Рентгеноскопия.....	48
4.4 Компьютерная томография.....	52
5 Приборы и аппараты для магнитно-резонансных методов исследования.....	55
5.1 Ядерно-магнитная резонансная томография.....	56
5.2 Магнитно-резонансная томография.....	56
6 Приборы и аппараты для ультразвуковых методов исследования, в том числе доплеровские.....	61
Приборы и аппараты для оптических (лазерных) методов исследования.....	72
7.1 Флюоресцентная ангиография.....	74
7.2 Оптическая когерентная голография.....	78

7.3 Оптическая когерентная топография.....	79
7.4 Оптическая когерентная томография.....	97
8 Приборы и аппараты для тепловизионных методов исследования.....	101
8.1 Термография.....	101
Заключение.....	107
Список использованных источников.....	108

## Введение

В последнее время рынок медицинской техники пополняется все более современным и усовершенствованным оборудованием, обладающим новыми свойствами и направленностью. Вследствие чего все острее возникает необходимость классифицирования такого оборудования, позволяющего точно, быстро и безболезненно поставить диагноз.

Одно из наиболее часто закупаемого медицинского оборудования - диагностическое. Из этого перечня к самым популярным относят, конечно же, средства медицинской визуализации. Это понятно: именно данное оборудование позволяет достаточно точно, быстро и безболезненно поставить диагноз. Еще более важно то, что на самом современном оборудовании в подавляющем большинстве случаев пациенту не приходится проходить сложную преддиагностическую подготовку.

Использование компьютера в сочетании с измерительной и управляющей техникой в медицинской практике позволило создать новые эффективные средства для обеспечения автоматизированного сбора информации о состоянии больного, ее обработки в реальном масштабе времени и управлении ее состоянием, поднять на новый качественный уровень инструментальные методы исследования и интенсивную терапию.

В данных методических рекомендациях мы попытались освятить классификацию медицинского диагностического оборудования и описать технические характеристики наиболее часто используемых приборов.

## **1 Классификация медицинского диагностического оборудования**

Подгруппа А. Приборы и аппараты для функциональной диагностики, в том числе для электрофизиологических методов исследования:

- электроэнцефалография;
- электрокардиография;
- электроокулография;
- электроретинография;
- зрительные вызванные потенциалы.

Подгруппа Б. Приборы и аппараты для радиоизотопной диагностики:

- радиометрия;
- радиография;
- позитронно-эмиссионная томография (двухфотонная эмиссионная компьютерная томография);
- сцинтиграфия;
- сканирование.

Подгруппа Г. Приборы и аппараты для рентгенологической диагностики:

- флюорография;
- рентгенография;
- рентгеноскопия;
- компьютерная томография;
- электрорентгенография;
- рентгенденситометрия;
- функциональная рентгенография.

Подгруппа Д. Приборы и аппараты для магнитно-резонансных методов исследования:

- ядерно-магнитная резонансная томография;
- магнитно-резонансная томография.

Подгруппа Е. Приборы и аппараты для ультразвуковых методов исследования, в том числе доплеровские:

- одномерная эхография;
- двухмерное ультразвуковое сканирование (сонография);
- доплерография.

Подгруппа Ж. Приборы и аппараты для оптических (лазерных) методов исследования:

- флюоресцентная ангиография;
- оптическая когерентная голография;
- оптическая когерентная топография;
- оптическая когерентная томография.

Подгруппа З. Приборы и аппараты для тепловизионных методов исследования:

- термография.

## **2 Приборы и аппараты для функциональной диагностики, в том числе для электрофизиологических методов исследования**

### **2.1 Электроэнцефалография**

В современных условиях нейрохирургической клиники, наряду с различного рода клиническими и контрастными исследованиями, широко используется метод электроэнцефалографии. Трудности топической диагностики гематом по данным ЭЭГ определяются в первую очередь тем, что травма головного мозга всегда сопровождается общими генерализованными

перестройками биопотенциалов, отражающими нарушение функционального взаимодействия стволовых и корковых структур, на фоне которых локальные изменения, обусловленные гематомой, могут быть замаскированы.

Вовлечение в патологический процесс структур стволового отдела мозга может выражаться в виде усиления явлений синхронизации ритмов на ЭЭГ или же, наоборот, в виде выраженной картины десинхронизации. Оценивая эти данные, можно предполагать либо о непосредственном воздействии травмы на функцию неспецифических образований головного мозга, их ирритации (усиление восходящих влияний синхронизирующих или десинхронизирующих систем), либо о блокаде одной системы, на фоне которой ярче проявления другой. К тому же, наличие самой гематомы может оказаться фактором, воздействующим рефлекторным путем на рецепторные аппараты сосудов и оболочек головного мозга и тем самым усиливающим общие изменения на ЭЭГ.

Применению метода электроэнцефалографии в диагностике травматических гематом посвящено сравнительно небольшое количество работ. Особенности изменений биопотенциалов при внутримозговых кровоизлияниях зависят от локализации последних (эпидурально, субдурально, интрацеребрально).

Эпидуральные гематомы сопровождаются нерезко выраженными изменениями ЭЭГ, основной альфа-ритм может быть сохранен, и лишь незначительная межполушарная асимметрия за счет депрессии его способствует уточнению стороны расположения гематомы. Особенно следует подчеркнуть отсутствие в этих случаях всплеск синхронизированной активности, что позволяет исключить воздействие патологического процесса на стволовые образования головного мозга. Подтверждением этого является и выявление близких к нормальным реакций на функциональные нагрузки.

В остром периоде тяжелой травмы черепа и головного мозга возможны и более значительные изменения биопотенциалов. На ЭЭГ при полном отсутствии альфа-активности и наличии низкоамплитудных медленных волн большого периода регистрируются потенциалы в диапазоне бетачастот. При этом локально-диагностическим признаком эпидуральной гематомы может быть область исчезновения частых ритмов и преобладание периодов медленных волн в этой зоне.



Субдуральные гематомы в остром периоде их развития вызывают существенные изменения биоэлектрической активности головного мозга со значительной деформацией альфа-ритма, вплоть до полного его отсутствия. В отдельных случаях отмечается появление гиперсинхронного альфаритма. При билатеральном распространении изменений отмечается обычно асимметрия за счет преобладания изменений на стороне гематомы. Сторона патологического процесса может быть определена и по преобладанию выраженности медленных волн.

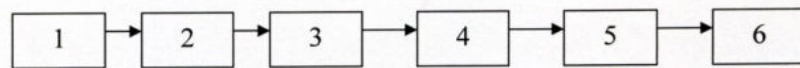
Функциональные нагрузки (ритмическая фотостимуляция) способствуют локализации процесса. Общая перестройка биопотенциалов при этом может приводить в целом к значительно большей отчетливости очаговых проявлений, если даже медленные волны заметно укорачивались по периоду в зоне очага.

В настоящее время существует три основных типа электроэнцефалографов:

- аналоговые;
- аналого-цифровые (усилительный тракт выполнен в аналоговой форме, но после усиления и фильтрации сигналы подвергаются аналого-цифровому преобразованию, и вводится в компьютер для дальнейшего анализа);
- цифровые.

Появление полностью цифровых электроэнцефалографов стало возможным благодаря разработке АЦП с динамическим диапазоном более 120 дБ.

Структура аналогового электроэнцефалографа приведена на рисунке 1.



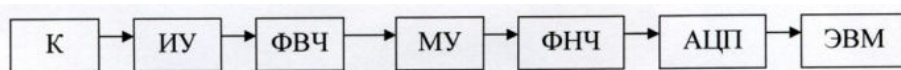
- 1 - коммутатор каналов;
- 2 - инструментальный усилитель;
- 3 - ФВЧ (фильтр верхних частот);
- 4 - масштабирующий усилитель (коэффициент усиления от 1000 до 100000);
- 5 - ФНЧ (фильтр нижних частот);
- 6 - регистратор.

Рисунок 1 - Общая структурная схема одноканального аналогового электроэнцефалографа

Инструментальный усилитель обеспечивает согласование выходного сопротивления биообъекта и усилителя, а также обеспечивает подавление синфазной составляющей с частотой сети. Коэффициент усиления входного каскада составляет несколько десятков.

После инструментального усилителя сигнал подается на ФВЧ первого порядка с частотой среза, составляющей от 0,5 до 2 Гц. Затем сигнал подается на масштабирующий усилитель с регулируемым коэффициентом усиления, затем на ФНЧ с частотой среза от 30 до 70 Гц.

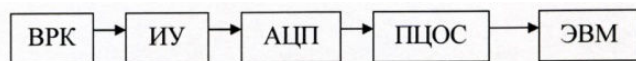
Структура аналого-цифрового электроэнцефалографа приведена на рисунке 2.



К - коммутатор;  
ИУ - инструментальный усилитель;  
ФВЧ - фильтр верхних частот;  
МУ - масштабирующий усилитель;  
ФНЧ - фильтр нижних частот;  
АЦП - аналого-цифровой преобразователь.

Рисунок 2 - Схема аналого-цифрового электроэнцефалографа

Структура цифрового электроэнцефалографа приведена на рисунке 3.



ВРК - входной разъем каналов;  
ИУ - инструментальный усилитель;  
ПЦОС - процессор цифровой обработки сигналов.

Рисунок 3 - Схема одноканального цифрового электроэнцефалографа

Коммутатор электродов обязательно присутствует в аналоговых и аналого-цифровых устройствах, но не обязателен для цифровых.

Коммутатор - сложное устройство, которое обеспечивает получение любых схем отведений.

Комбинаций из электродов может быть очень много. Коммутатор выполняется так, чтобы обеспечить работу в паре любых двух электродов для любого канала.

В цифровых электроэнцефалографах используется другой принцип. Исходный сигнал регистрируется относительно пары референтных электродов, а любую возможную комбинацию получают путем вычитания сигнала двух электродов.

Достоинства цифровых электроэнцефалографов:

- 1) высокая стабильность характеристик цифровых фильтров (не зависит от климатических условий, в результате повышается точность и воспроизводительность измерений);
- 2) цифровой и аналого-цифровой электроэнцефалографы позволяют сформировать любую комбинацию из электродов, путем вычитания сигналов одного электрода и сигналов другого;
- 3) цифровые электроэнцефалографы устойчивы к внешним электромагнитным воздействиям.

## 2. 2 Электрокардиография

Электрокардиография (ЭКГ) является одним из ведущих методов инструментального исследования сердечно-сосудистой системы, который остается наиболее распространенным и доступным для широкого круга людей. В основе этой методики лежит регистрация биопотенциалов возникающих в сердце. Несмотря на достаточную сложность интерпретации информации получаемой с помощью ЭКГ, есть достаточно простые методики, позволяющие по биоэлектрической активности сердца оценить состояние не только сердечнососудистой системы (ССС) но и организма в целом. Последние достижения, в области регистрации и обработки данных, позволяют выводить результаты исследования в очень удобной форме, вплоть до готового диагноза. Однако многие вопросы касающиеся ЭКГ, до сих пор остаются спорными и не имеют единого толкования. Поэтому во избежание серьезных диагностических ошибок, анализ деятельности ССС должен включать в себя и ряд других методик.

Регистрация электрической активности органов стала возможной лишь после создания соответствующих усилительных устройств. Наиболее просто, оказалось, регистрировать электрические потенциалы сердца, возникающие при сокращении сердечной мышцы (миокарда). Установление зависимости между электрической активностью сердца и его функциональным состоянием, открыло новые возможности для диагностики заболеваний ССС. Анализируя направление и скорость распространения волн поляризации в сердце, оказалось возможным определять не только его функциональное состояние, но выявлять очаги повреждений миокарда. В основе возникновения электрических явлений в сердце лежит движение ионов калия, натрия, кальция, хлора и других через мембрану мышечной клетки. Электродвижущую силу (ЭДС) любого источника тока (одиночного мышечного волокна или целого сердца) можно зарегистрировать, устанавливая электроды не только на поверхности возбудимой ткани, но и в проводящей среде, окружающей источник. Это возможно благодаря существованию вокруг каждого источника тока электрического поля (рисунок 4).

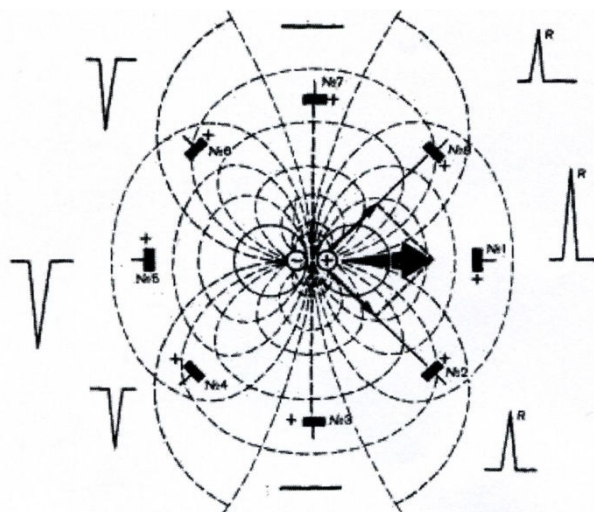


Рисунок 4 - Электрические поля вокруг биологического источника тока

Диполь создает в окружающей его среде силовые линии, идущие от положительного к отрицательному заряду диполя. По нормали к ним располагаются изопотенциальные линии с одинаковым положительным или отрицательным потенциалом. На границе между положительной и отрицательной половинами электрического поля располагается линия нулевого потенциала.

Помещая электроды в любые точки электрического поля, можно зарегистрировать разность потенциалов, несущую определенную информацию об ЭДС источника тока. Следует подчеркнуть, что основные закономерности формирования электрограммы, присущие одиночному мышечному волокну, остаются справедливыми и для электрического поля источника тока в целом и для формирования ЭКГ. Это означает, что конфигурация ЭКГ, прежде всего, будет зависеть от направления вектора диполя по отношению к электродам отведения, точнее по отношению к направлению оси электрокардиографического отведения.

Оси электрокардиографических отведений могут располагаться в электрическом поле не только параллельно и перпендикулярно направлению диполя (см. позиции электродов № 1, 3, 5 и 7 на рис. 4, но и под некоторым углом к нему (см. позиции электродов № 2, 4, 6 и 8). Чтобы в этих случаях определить величину и конфигурацию электрокардиографических комплексов, необходимо воспользоваться хорошо известным из курса физики правилом разложения векторов.

Например, нас интересует, как будет выглядеть ЭКГ, зарегистрированная с помощью отведения с положительным электродом, установленным в позиции № 8 на рис. 4. Для этого достаточно из конца реального вектора источника тока провести перпендикуляр к оси электрокардиографического отведения № 8 и получить проекцию ЭДС источника тока на ось данного отведения. Поэтому суммарная электрическая активность, зарегистрированная в этом отведении, окажется положительной, и основным отклонением на ЭКГ будет положительный зубец R несколько меньшей амплитуды, чем при расположении электрода в позиции № 1, совпадающий с направлением реального вектора ЭДС.

Наоборот, в отведении, записанном с помощью положительного электрода, установленного в позиции № 4, вектор проецируется на отрицательную половину оси отведения. Поэтому основным отклонением на ЭКГ является отрицательный зубец S. Аналогичным способом можно определить конфигурацию электрокардиографических комплексов при любом другом расположении электродов (рисунок 4).

Во время сокращения сердечной мышцы, происходит одновременно возбуждение многих участков миокарда, причем направление векторов деполяризации и реполяризации в каждом из этих участков может быть различным и даже прямо противоположным. При этом электрокардиограф записывает некоторую суммарную, или результирующую, ЭДС сердца для данного момента возбуждения. Вектор сердца движется в грудной клетке в трехмерном пространстве во фронтальной, горизонтальной и сагиттальной плоскостях. Изменения вектора в указанных плоскостях находят наибольшее отражение при записи ЭКГ в ортогональных отведениях, о которых сказано ниже. По общепринятым отведениям от конечностей можно проанализировать проекцию вектора сердца на фронтальную плоскость, а по грудным отведениям - на горизонтальную плоскость. Наибольшее практическое значение имеет оценка направления вектора во фронтальной плоскости.

Следует так же отметить, что существенное влияние на амплитуду электрокардиографических зубцов оказывает также расстояние от исследующего электрода до источника тока. Величина зубцов ЭКГ обратно пропорциональна квадрату расстояния от электрода до источника тока. Это означает, что чем дальше расположен электрод от источника тока, тем меньше амплитуда зубцов комплексов электрокардиограммы. Однако при удалении электродов более чем на 12 см от сердца дальнейшее изменение амплитуды зубцов оказывается ничтожным.

Сейчас наиболее распространены отведения от различных участков поверхности тела. Эти отведения называются поверхностными. При регистрации ЭКГ обычно используют 12 общепринятых отведений 6 от конечностей и 6 грудных. Стандартные двухполюсные отведения, предложенные в 1913 г. Эйнтховеном, фиксируют разность потенциалов между двумя точками электрического поля, удаленными от сердца и расположенными во фронтальной плоскости - на конечностях. Для записи этих отведений электроды накладывают на правой руке (красная маркировка), левой руке (желтая маркировка) и на левой ноге (зеленая маркировка) (рисунок 5). Эти электроды попарно подключаются к электрокардиографу для регистрации каждого из трех стандартных отведений. Четвертый электрод устанавливается на правую ногу для подключения заземляющего провода (черная маркировка).

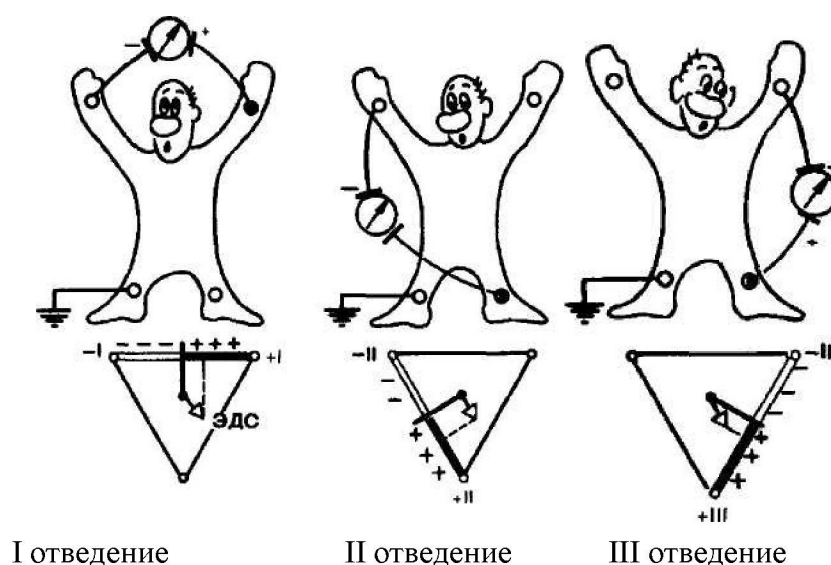


Рисунок 5 - Двухполюсные отведения ЭКГ по Эйнтховину

Как видно на рисунке 5, три стандартных отведения образуют равносторонний треугольник (треугольник Эйнтховена), вершинами которого являются правая рука, левая рука и левая нога с установленными там электродами. В центре равностороннего треугольника Эйнтховена расположен электрический центр сердца, или точечный единый сердечный диполь, одинаково удаленный от всех трех стандартных отведений.

Гипотетическая линия, соединяющая два электрода, участвующие в образовании электрокардиографического отведения, называется осью отведения. Осями стандартных отведений являются стороны треугольника Эйнтховена (рисунок 5). Перпендикуляры, проведенные из центра сердца, т. е. из места расположения единого сердечного диполя, к оси каждого стандартного отведения, делят каждую ось на две равные части: положительную, обращенную в сторону положительного (активного) электрода (+) отведения, и отрицательную, обращенную к отрицательному электроду (-). Если ЭДС сердца в какой-либо момент сердечного цикла проецируется на положительную часть оси отведения, на ЭКГ записывается положительное отклонение (положительные зубцы R, T, P) Если ЭДС сердца проецируется на отрицательную часть оси отведения, на ЭКГ регистрируются отрицательные отклонения (зубцы Q, S, иногда отрицательные зубцы T или даже P).



Усиленные отведения от конечностей были предложены Гольдбергом в 1942 году. Они регистрируют разность потенциалов между одной из конечностей, на которой установлен активный положительный электрод данного отведения (правая рука, левая рука или левая нога), и средним потенциалом двух других конечностей (рисунок 6). Таким образом, в качестве отрицательного электрода в этих отведениях используют так называемый объединенный электрод Гольдбергера, который образуется при соединении через дополнительное сопротивление двух конечностей.

Обозначение усиленных отведений от конечностей происходит от первых букв английских слов «a» - augmented (усиленный), «V» - voltage (потенциал), «R» - right (правый), «L» - left (левый), «F» - foot (нога).

Как видно на рис. 6, оси усиленных однополюсных отведений от конечностей получают, соединяя электрический центр сердца с местом наложения активного электрода данного отведения, т. е. фактически - с одной из вершин треугольника Эйнтховена.

Электрический центр сердца как бы делит оси этих отведений на две равные части положительную, обращенную к активному электроду, и отрицательную, обращенную к объединенному электроду Гольдберга.

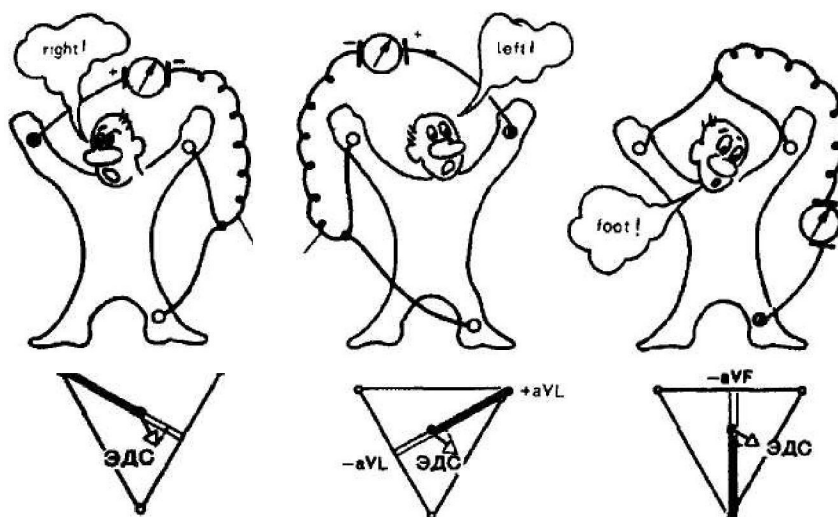


Рисунок 6 - Трехполюсные отведения ЭКГ по Эйнтховину

Для облегчения анализа ЭКГ, зарегистрированных в стандартных отведениях, и ускорения операции разложения вектора ЭДС сердца в электрокардиографии принято несколько смещать оси этих отведений, как это показано на рисунке 7, и проводить их через электрический центр сердца. Получается удобная для дальнейшего анализа трехосевая система координат, в которой угол между осью каждого отведения составляет, как и в традиционном треугольнике Эйнтховена, 60 градусов. Такое небольшое смещение осей стандартных отведений вполне правомочно, так как при перемещении осей параллельно их первоначальному расположению проекция на них сердечного вектора не изменяется.

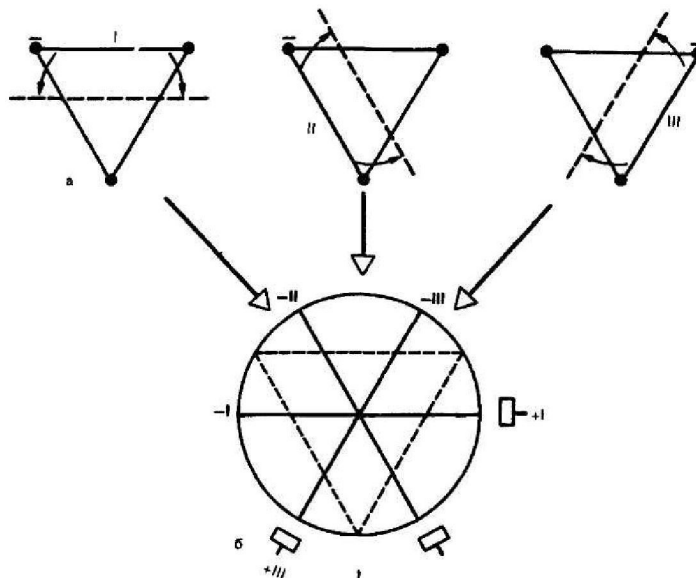


Рисунок 7 - Смещение вектора ЭДС сердца

Для более точного и наглядного определения различных отклонений ЭДС сердца в этой фронтальной плоскости, в частности для определения положения электрической оси сердца, в 1943 году была предложена шестиосевая система координат Бейли. Она получается при совмещении осей трех стандартных и трех усиленных отведений от конечностей, проведенных через электрический центр сердца. Последний делит ось каждого отведения на положительную и отрицательную части, обращенные соответственно к активному (положительному) или к отрицательному электроду (рисунок 8).

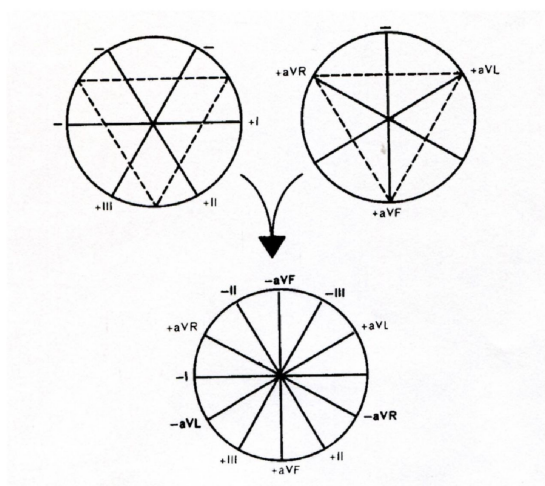


Рисунок 8 - Шестиосевая система координат Бейли

Грудные однополюсные отведения, предложенные Вильсоном в 1934 г, регистрируют разность потенциалов между активным положительным электродом, установленным в определенных точках на поверхности грудной клетки, и отрицательным объединенным электродом Вильсона.

Последний образуется при соединении через дополнительные сопротивления трех конечностей (правой руки, левой руки и левой ноги), объединенный потенциал которых близок к нулю (около 0,2 mV).

Обычно для записи ЭКГ используют 6 общепринятых позиций грудного электрода на передней и боковой поверхности грудной клетки, которые в сочетании с объединенным электродом Вильсона образуют 6 грудных отведений (рисунок 9). Грудные отведения обозначаются заглавной латинской буквой V (потенциал, напряжение) с добавлением номера позиции активного положительного электрода, обозначенного арабскими цифрами.

Отведение  $V_1$  - активный электрод установлен в четвертом межреберье по правому краю грудины.

Отведение  $V_2$  - активный электрод расположен в четвертом межреберье по левому краю грудины.

Отведение  $V_3$  - активный электрод находится между второй и четвертой позицией, примерно на уровне четвертого ребра по левой парастернальной линии.

Отведение  $V_4$  - активный электрод установлен в пятом межреберье по левой срединно-ключичной линии.

Отведение  $V_5$  - активный электрод расположен на том же горизонтальном уровне, что и  $V_4$  по левой передней подмышечной линии.

Отведение  $V_6$  - активный электрод находится по левой средней подмышечной линии на том же горизонтальном уровне, что и электроды отведения  $V_4$  и  $V_5$ .

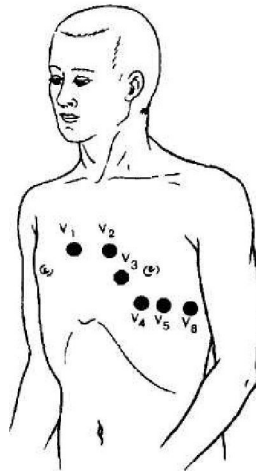


Рисунок 9 - Шесть грудных отведений по Вильсону

В отличие от стандартных и усиленных отведений от конечностей грудные отведения регистрируют изменения ЭДС сердца преимущественно в горизонтальной плоскости. Как показано на рисунок 10, ось каждого грудного отведения образована линией, соединяющей электрический центр сердца с местом расположения активного электрода на грудной клетке. На рисунке видно, что оси отведения  $V_1$  и  $V_5$ , а также  $V_2$  и  $V_6$ , оказываются приблизительно перпендикулярными друг другу.

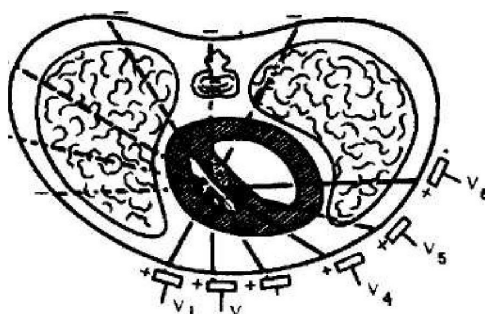


Рисунок 10 - Регистрация изменения ЭДС сердца по Вильсону в горизонтальной проекции

Иногда используют и другие отведения, что расширяет диагностическую ценность электрокардиографического метода.

Компоненты ЭКГ и их нормальные величины приведены на рисунок 11.

Расшифровку ЭКГ обычно производят в следующей последовательности:

1 Анализ сердечного ритма и проводимости:

- оценка регулярности сердечных сокращений;
- подсчет числа сердечных сокращений;
- определение источника возбуждения;
- оценка функции проводимости.

2 Определение поворотов сердца вокруг переднезадней продольной и поперечной осей:

- определение положения электрической оси сердца во фронтальной плоскости;
- определение поворотов сердца вокруг продольной оси;
- определение поворотов сердца вокруг поперечной оси.

3 Анализ предсердного зубца P.

4 Анализ желудочкового комплекса QRST:

- анализ комплекса QRS,
- анализ сегмента RS-T,
- анализ зубца T,
- анализ интервала Q-T.

**5** Электрокардиографическое заключение.

В заключении указывается:

- источник ритма сердца;
- регулярность ритма;
- ЧСС;

- положение электрической оси сердца;
- наличие ЭКГ синдромов.

Ниже приведены некоторые сведения по расчету частоты сердечных сокращений (ЧСС) и ее регулярности, а также методики определения положения электрической оси сердца.

Ритм считается регулярным или правильным в том случае, если разброс величин измеренных интервалов R-R не превышает ( $\pm 10$ ) %, от средней продолжительности интервалов R-R. В противном случае считается, что ритм нарушен, иными словами наблюдается аритмия.

Подсчет ЧСС производится с помощью различных методик, выбор которых зависит от регулярности ритма сердца. При правильном ритме ЧСС определяют по формуле:  $ЧСС = 60 / R-R$ , где 60 - число секунд в минуте, R-R - длительность интервала, выраженная в секундах. Гораздо удобнее определять ЧСС с помощью специальных таблиц, в которых каждому значению интервала R-R соответствует заранее вычисленное ЧСС, как показано в таблице 1. При неправильном ритме ЭКГ в одном из отведений (наиболее часто во II стандартном отведении) записывается дольше, чем обычно, например в течение (3 - 4) с. Затем подсчитывают число комплексов QRS, зарегистрированных за 3 с, и полученный результат умножают на 20. При неправильном ритме можно ограничиться также определением минимальной и максимальной ЧСС. Минимальная ЧСС определяется по продолжительности наибольшего интервала R-R, а максимальная ЧСС - по наименьшему интервалу R-R. Расчет ЧСС производится по формуле:  $ЧСС = 60 / R-R$ , или по таблице 1. У здорового человека в покое ЧСС составляет от 60 до 90 в минуту. Повышение ЧСС (более 90 в минуту) называют тахикардией, а урежение (менее 60 в минуту) - брадикардией. У детей ЧСС выше, например у новорожденного она составляет 120-140 уд. м., в возрасте 3-х лет около 105 уд. м., а в возрасте 12-ти лет 80 уд. м.

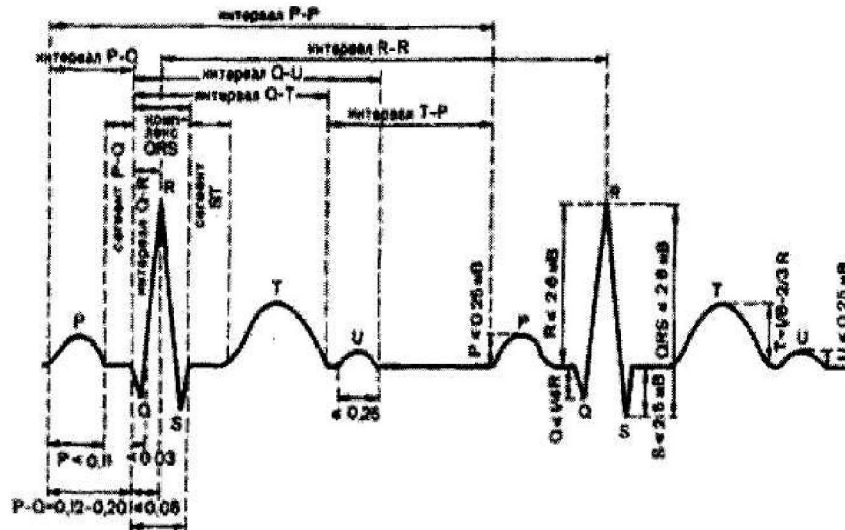


Рисунок 11 - Компоненты ЭКГ и их нормальные величины

Таблица 1 - Зависимость ЧСС от длительности интервала R-R

Длительность интервала R-R, с	ЧСС в мин.	Длительность интервала R-R, с	ЧСС в мин.
1.50	40	0.85	70
1.40	43	0.80	75
1.30	46	0.75	80
1,25	48	0.70	86
1.20	50	0.65	82
1.15	52	0.60	100
1.10	54	0.55	109
1.05	57	0.50	120
1.00	60	0.45	133
0.95	63	0.40	150
0.90	66	0.35	172



## Двенадцатиканальный электрокардиограф BTL-08 LC.

Профессиональная кардиографическая система BTL-08 LC (рис. 12), разработанная специально для кардиологических клиник и отделений. Изготовленные с использованием последних технических достижений, аппараты отличаются своим современным эргономичным дизайном, функциональностью и лёгкостью в работе. Сенсорный экран высокого разрешения отображает все 12 отведений. Качество печати электрокардиограмм удовлетворит наиболее требовательных пользователей.

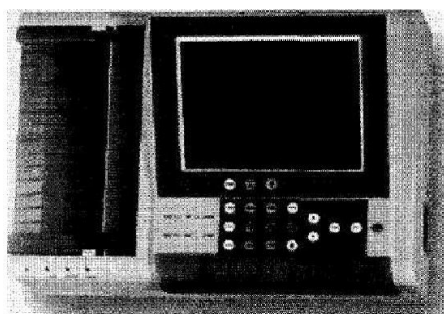


Рисунок 12 - Двенадцатиканальный электрокардиограф BTL-08 LC

### Основные характеристики:

- улучшенный 12-канальный ЭКГ для одновременной записи и печати по 12 отведениям;
- 8.4" цветной жидкокристаллический сенсорный дисплей;
- индикация 3-х, 6-ти или 12-ти отведений на дисплее;
- хранение до 120 электрокардиограмм в памяти;
- усреднение ЭКГ - кривых;
- питание от сети или аккумулятора;
- автоматическое и ручное управление и «Long» режим (длинные записи ЭКГ);
- настраиваемая синхронизация ЭКГ записи;
- настройка всех параметров под каждого пользователя;
- контроль контакта с пациентом по каждому электроду;
- определение кардиостимулятора и защита от дефибрилляции;
- современная стандартная фильтрация;
- печать на ЭКГ термобумаге 210 мм (рулон, факс, А4);
- профиль печати: 3x4, 4x3, 6x2, 12x1, 6x2+1, 3x4+2;
- большой выбор фильтров, включая сплайн и авто адаптивный фильтр;
- неограниченное число пользовательских профилей;
- передача данных с использованием мобильного телефона;
- прямая печать на принтер (без использования компьютера).

## Возможные улучшения:

- полный анализ и интерпретация;
- подключение к ПК BTL-08 Win;
- пополнение стресс системой BTL-08 Ergo.

**Стандартные аксессуары:** набор электродов, ЭКГ-гель, кабель пациента, кабель питания, рулон бумаги 210 мм/25 м и Z-бумага 333 листа, инструкция на русском языке.

**Дисплей:** сенсорный LCD.

**Размеры (мм):** 407 X 12 X 125.

**Вес, приблизительно (кг):** 5,9.

**Количество каналов:** 12.

**Количество отведений:** 12.

**Отведение на дисплее:** 3, 6, 12.

**Адаптивный, сетевой фильтр (Гц):** 50-60.

**Автоматический:** авто выбор.

**Напряжение:** 100 V/230 В, 50-60 Гц.

**Частотный диапазон:** 0.04-150 Гц.

**Дискретность АЦП:** 13 бит.

**Частота выборки:** 2000Гц/12 отведений, 18000Гц/1 отведение.

**Максимальный диапазон входного напряжения:**  $\pm 400$  мВ.

**Максимальное постоянное напряжение:**  $\pm 5$  В.

**Входное сопротивление:**  $> 20$  МОм.

**Режим подавления помех:**  $> 100$  дБ.

**Емкость аккумулятора:** 2-3 часа непрерывной работы.

**Время заряда:** 6 часов (при полной разрядке).

### 2.3 Электроокулография



**Электроокулография (ЭОГ)** - метод регистрации постоянного потенциала глаза, т. е. разности потенциалов между электроположительной роговицей и электроотрицательным задним полюсом глазного яблока. ЭОГ характеризует функциональное состояние пигментного эпителия сетчатки.

Регистрация ЭОГ производится по методике Ардена. Обследование продолжительно по времени, утомительно для пациента, поэтому детям младшего возраста не проводится.

Электроды накладываются по нижнему краю орбиты у наружных и внутренних углов обоих глаз. Пациент находится перед светостимулятором, где попеременно зажигаются красные фиксационные точки под углом 30 или 45 градусов от центральной фиксационной метки. Обследуемый производит перемещение взора на заданный угол с частотой 1 раз в секунду в течение 15 секунд. Включение фиксационных точек повторяется с интервалом в 2 минуты.

## 2.4 Элетроретинография



**Электроретинография (ЭРГ)** представляет собой суммарную биоэлектрическую реакцию клеточных структур сетчатки на мелькающий световой стимул. ЭРГ отражает функциональное состояние множества клеточных элементов сетчатки, она генерируется на уровне фоторецепторов, горизонтальных клеток, биполяров, глиальных клеток Мюллера, амакриновых и ганглиозных клеток сетчатки.

## 2.5 Зрительные вызванные потенциалы

**Зрительные вызванные потенциалы (ЗВП)** представляют биоэлектрическую реакцию затылочной области коры головного мозга в ответ на световую стимуляцию. Они позволяют оценить функциональное состояние макулярной и парамакулярной областей сетчатки, папило-макулярного пучка зрительного нерва и зрительных центров коры головного мозга.

Запись ЗВП не требует обезболивания глаз или наркоза, что является важным моментом в детской офтальмологии.

Для регистрации ЗВП стимуляция проводится отдельными вспышками света и структурными стимулами - паттернами (рисунок 13). Стимуляция паттернами вызывает более стабильные по всем параметрам зрительные вызванные потенциалы, однако при этом обязательным требованием является фиксация взора, что у ряда пациентов не всегда возможно.



Рисунок 13 - Проведение функциональной диагностики в офтальмологии

### **Прибор для электрофизиологии EP-1000**

Этот компактный диагностический прибор (рисунок 14) проводит электрофизиологические тесты для диагностики состояния сетчатки и зрительного канала в соответствии со стандартами Международного Общества Клинической Электрофизиологии Зрения (ISCEV).

EP-1000 может проводить все стандартные тесты: Электроретинографию (ЭРГ): ERG / Pattern ERG / blue Flash / white & red 30Hz Flicker; Регистрацию вызванных потенциалов (ВП): VEP / Flash VEP / Sweep VEP; Электроокулографию (ЭОГ).

Процедура тестирования автоматизирована, и простой в пользовании алгоритм программы помогает провести операцию от начала до конца. Поэтому измерения может провести не только врач, но и его ассистент или инженер. Преимуществом прибора является также удобная, по сравнению с аналогичными системами, система электродов.

## Технические характеристики

### Тесты:

Электроретинография (ЭРГ): ERG / Pattern ERG / blue Flash / white & red 30Hz Flicker; Регистрация вызванных потенциалов (ВП): VEP / Flash VEP / Sweep VEP; Электроокулография (ЭОГ).

### Купол:

- Лампа вспышки: ксеноновая
- Интенсивность освещения: от 0,01 до 3 кд/м<sup>2</sup>
- Частота мерцания: от 0,1 до 90 Гц
- Фильтры:
  - автоматический: диск с фильтрами, в который входит до 7 фильтров;
  - стандартный: красный, синий, 2.5 log.
- Фоновая подсветка: Галогеновая самокалибрующаяся лампа (от 0 до 500 кд/м<sup>2</sup>)

### Внутренний дисплей:

- Интенсивность света: Макс. 40 кд/м<sup>2</sup>
- Размер: 140мм x 70мм

### Питание и габариты:

- Размер: 390 x 480 x 540 мм
- Вес: примерно 12 кг
- Источник питания: 230 В переменный ток +/- 10%, 50/60 Гц

### Аналого-цифровой преобразователь биосигналов:

- Количество каналов: 2
- Оцифровка: 16 бит
- Электрический ток (макс.): - 300 А
- Электродный разъем: 1,5 мм DIN 4280-1



Рисунок 14 - Прибор для электрофизиологии EP 1000

### **Компьютеризированная рабочая станция для электрофизиологии EP-1000 Multifocal**

Компьютеризированная рабочая станция EP-1000 Multifocal (рисунок 15) создана на базе прибора для электрофизиологии EP-1000. EP-1000 Multifocal (таблица 2) обеспечивает полный компьютерный контроль электрофизиологических исследований и полный доступ ко всем настройкам.

EP-1000 Multifocal работает с короткими М- последовательностями. Это позволяет вам перепроверять все условия обследования, такие как, например правильная настройка электродов по требованию после 8 секунд. Результаты можно контролировать после каждого цикла. Вам не нужно ждать окончания обследования для контроля фиксации пациента.

**Проводимые тесты:**

ERG; VEP; PERG; EOG; SWEEP VEP; Multi-Channel VEP, mfERG, FOK/SOK, mfVEP, mfERG pattern (9 различных паттерн-стимулов).

Таблица 2 - Технические характеристики

Основа	EP-1000
Система	Короткие М-последовательности
Число циклов	4
mfVEP монитор	В виде " мишени для игры в дартс" (55-90 Гц)
mfERG монитор	Шестиугольник (55-90 Гц)
шестиугольник паттерн	1/7/19/37/61/103
шестиугольник вспышка	1/7/19/37/61/103/241
Монитор	
Дисплей	21/22" высоко контрастный (ARASC) 0,25 мм шаг расположения точек





Рисунок 15 - Компьютеризированная рабочая станция для электрофизиологии EP-1000 Multifocal

### **Компьютеризированная рабочая станция для электрофизиологии EP-1000 Multifocal Compact**

Компьютеризированная рабочая станция EP-1000 Multifocal Compact (рисунок 16) разработана на базе прибора EP-1000 Multifocal. EP-1000 Multifocal Compact имеет все те же преимущества и особенности что и EP- 1000 Multifocal.

Отличительной особенностью EP-1000 mf Compact является цена и компактные размеры.

EP-1000 mf Compact не имеет купола, функционально его заменяют две дополнительные платы внутри персонального компьютера. ERG стимуляция осуществляется при помощи вспышек которые идут с монитора компьютера. Кроме того, световую адаптацию можно осуществить при помощи монитора.

#### **Особенности:**

- Запись всех данных в цифровом виде
- Короткие м-последовательности
- Программируемые параметры, настройки
- Четко классифицированная база данных
- Компактный дизайн
- EP-1000 mf Com обеспечивает возможность усовершенствования RG/VEP приборов в мультифокальную систему без потери их собственных данных
- Доступная цена

#### **Тесты:**

ERG, Цветная ERG, PERG, PERG + VEP (4-канала опционально), EOG, VEP, flash VEP, Sweep VEP, Multi- Channel VEP (2;4;6-Channel), mfERG (короткие м-последовательности, FOK, SOK, паттерн), Multifocal VEP



Рисунок 16 - Компьютеризированная рабочая станция для электрофизиологии  
EP-1000 Multifocal Compact

### 3. Приборы и аппараты для радиоизотопной диагностики

**Радиоизотопная диагностика** - распознавание патологических изменений в организме человека с помощью радиоактивных соединений. Построена на регистрации и измерении излучений от введенных в организм препаратов. С их помощью изучают работу органов и систем, обмен веществ, скорость движения крови и другие процессы.

Становление современной радиоизотопной диагностики обусловлено открытием искусственной радиоактивности (1934), определившим возможности получения радиоактивных препаратов (изотопов или их соединений), которые позволяют при введении их в организм (*in vivo*) или в биологические среды организма (*in vitro*) изучить состояние органов и систем в норме и патологии. Регистрация кинетики (во времени и пространстве) радиоактивных препаратов осуществляется методами радиометрии. Специальная аппаратура даёт возможность представить радиодиагностическую информацию в виде цифровых величин, графического изображения и картины пространственного распределения препарата в органах и системах (сцинтиграммы).

В развитии радиоизотопной диагностики можно выделить 2 этапа. Первый этап связан с разработкой методик исследования; изысканием радиоактивных препаратов, наиболее адекватно отражающих состояние органов и систем ( $\text{Na}^{131}\text{I}$ ,  $^{131}\text{I}$  — гиппуран,  $^{75}\text{Se}$  — метионин и др.), создающих минимальную лучевую нагрузку на организм обследуемого (препараты, меченные  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ,  $^{111}\text{In}$  и др.); изготовлением специальной радиодиагностической аппаратуры (скеннеры, гамма-камеры, многоканальные радиометры и др.). Второй этап характеризуется профилизацией радиоизотопной диагностики потребностям различных клинических дисциплин — нейрохирургии, онкологии, эндокринологии, кардиологии, нефрологии и др., что привело к созданию лабораторий радиоизотопной диагностики во многих профилированных научно-исследовательских центрах и в лечебно-профилактических учреждениях. Методы радиоизотопной диагностики — часть современного комплексного обследования больных.

В радиоизотопной диагностике используют **два способа**:

- 1) больному вводят радиофармацевтический препарат с последующим исследованием его движения или неодинаковой концентрации в органах и тканях;
- 2) в пробирку с исследуемой кровью добавляют меченые вещества, оценивая их взаимодействие. Это так называемый скрининг-тест для раннего выявления различных заболеваний у неограниченно большого контингента лиц.

В основе методов радиоизотопной диагностики лежат следующие **принципы**:

1) Оценка степени разведения радиоактивного препарата в жидких средах организма (определение объёма циркулирующей крови, водного обмена, обмена калия, натрия и др.).

2) Определение изменения (во времени) уровня радиоактивности в органах и системах организма или очаге поражения (изучение центральной и периферической гемодинамики, гепатография, ренография, радиопневмография, определение внутритиреоидного этапа йодного обмена, изучение динамики относительного уровня фосфорного обмена в очаге поражения и др.).

3) Визуализация распределения введённого в организм радиоактивного препарата (методы скенирования и гаммасцинтиграфии органов и систем: головного мозга, щитовидной железы, лёгких, печени, почек, костного мозга, костей, лимфатической системы и др.).

4) Определение выведения радиоактивных препаратов из организма или их перераспределения в его биологических средах (определение желудочно-кишечного

5) Взаимодействие «in vitro» меченых соединений с составными частями биологических сред организма (без введения радиоактивных препаратов в организм), в частности взаимодействие по типу «антиген-антитело» (определение тироксинсвязывающей способности сыворотки, концентрации различных гормонов в крови и др.).

Показаниями к радиоизотопному исследованию являются заболевания желез внутренней секреции, органов пищеварения, а также костной, сердечно-сосудистой, кроветворной систем, головного и спинного мозга, легких, органов выделения, лимфатического аппарата. Проводят его не только при подозрении на какую-то патологию или при известном заболевании по и для уточнения степени поражения и оценки эффективности лечения. Противопоказаний к радиоизотопному исследованию нет, существуют лишь некоторые ограничения. Большое значение имеет сопоставление радиоизотопных данных, рентгенологических и ультразвуковых.

### 3.1. Клиническая радиометрия.

Клиническая радиометрия определяет концентрацию радиофармацевтических препаратов в органах и тканях организма, измеряя радиоактивность в интервале времени. Предназначена для диагностики опухолей, располагающихся на поверхности кожи, глаза, слизистой оболочке гортани, пищевода, желудка, матки и других органов. Принцип метода

Пациенту вводят радиоиндикатор - препарат, состоящий из молекулы-вектора и радиоактивного маркера. Молекула-вектор поглощается определённой структурой организма (орган, жидкость). Радиоактивная метка служит «передатчиком»: испускает гамма-лучи, которые регистрируются гамма-камерой. Количество вводимого радиофармацевтического препарата таково, что испускаемое им излучение легко улавливается, но при этом он не оказывает токсического воздействия на организм.

#### Примеры радиоиндикаторов

- 1 Бифосфонаты, меченные  $^{99m}\text{Tc}$ . Бифосфонаты - это векторы, тропные к формирующейся костной ткани. Используются в сцинтиграфии костей.
- 2  $^{123}\text{I}$  - является одновременно и вектором для щитовидной железы, и радиоизотопом.
- 3 Таллий - маркер для сцинтиграфии миокарда.
  - а. Индикатор чаще всего вводится внутривенно.

#### Получаемые изображения:

- статические;
- динамические - результат сложения нескольких статических;
- томограммы;
- синхронизированные изображения.

### 3.2 Сканирование и сцинтиграфия.

Сканирование и сцинтиграфия предназначены для получения изображения органов, избирательно концентрирующих препарат. Получаемая картина распределения и накопления радионуклида дает представление о топографии, форме и размерах органа, а также о наличии в нем патологических очагов.

**Гамма-камера** - сцинтилляционная камера, избирательно регистрирующая гамма-излучение. В гамма-камере отбираются только фотоны, характерные для используемого маркера; они преобразуются в видимые фотоны.

Двухдетекторная гамма-камера «Infinia» фирмы General Electric (рисунок 17) совмещена с пошаговым компьютерным томографом. Гамма-камера обеспечивает послойное изображение исследуемых органов, а набор радиофармпрепаратов позволяет диагностировать новообразования небольшого размера в щитовидной и паращитовидной железе, печени, селезенке, скелете, молочной железе. Кроме того, метод обладает уникальной возможностью изучения функции мочевыделительной и желчевыводящей систем. Полученная информация обрабатывается с помощью специализированных компьютерных программ и распечатывается на лазерном принтере.



Рисунок 17 - Гамма-камера «Infinia» фирмы GE, США

### **3.3 Позитронно-эмиссионная томография (двухфотонная эмиссионная томография)**

Позитронно-эмиссионная томография — радионуклидный томографический метод исследования внутренних органов человека или животного. Метод основан на регистрации пары гамма-квантов, возникающих при аннигиляции позитронов. Позитроны возникают при позитронном бета-распаде радионуклида, входящего в состав радиофармпрепарата, который вводится в организм перед исследованием.

Позитронно-эмиссионная томография — это развивающийся диагностический и исследовательский метод ядерной медицины. В основе этого метода лежит возможность при помощи специального детектирующего оборудования (ПЭТ-сканера) отслеживать распределение в организме биологически активных соединений, меченных позитрон-излучающими радиоизотопами. Потенциал ПЭТ в значительной степени определяется арсеналом доступных меченых соединений — радиофармпрепаратов (РФП). Именно выбор подходящего РФП позволяет изучать с помощью ПЭТ такие разные процессы, как метаболизм, транспорт веществ, лиганд-рецепторные взаимодействия, экспрессию генов и т. д. Использование РФП, относящихся к различным классам биологически активных соединений, делает ПЭТ достаточно универсальным инструментом современной медицины. Поэтому разработка новых РФП и эффективных методов синтеза уже зарекомендовавших себя препаратов в настоящее время становится ключевым этапом в развитии метода ПЭТ.

На сегодняшний день в ПЭТ в основном применяются позитрон-излучающие изотопы элементов второго периода периодической системы:

- углерод-11 ( $T_{1/2} = 20,4$  мин);
- азот-13 ( $T_{1/2} = 9,96$  мин);
- кислород-15 ( $T_{1/2} = 2,03$  мин);
- фтор-18 ( $T_{1/2} = 109,8$  мин).

Фтор-18 обладает оптимальными характеристиками для использования в ПЭТ: наибольшим периодом полураспада и наименьшей энергией излучения. С одной стороны, относительно небольшой период полураспада фтора-18 позволяет получать ПЭТ-изображения высокой контрастности при низкой дозовой нагрузке на пациентов. Низкая энергия позитронного излучения обеспечивает высокое пространственное разрешение ПЭТ-изображений.

С другой стороны, период полураспада фтора-18 достаточно велик, чтобы обеспечить возможность транспортировки РФП на основе фтора-18 из централизованного места производства в клиники и институты, имеющие ПЭТ-сканеры (т. н. концепция спутников), а также расширить временные границы ПЭТ-исследований и синтеза РФП.

Компания Siemens AG в своих ПЭТ/КТ устройствах применяет сцинтилляционные детекторы на основе монокристаллов оксиортосиликата лютеция.



## 4 Приборы и аппараты для рентгенологической диагностики

Рентгеновское излучение - невидимое излучение, способное проникать, хотя и в разной степени, во все вещества. Представляет собой электромагнитное излучение с длиной волны порядка  $10^{-8}$  см.

Как и видимый свет, рентгеновское излучение вызывает почернение фотопленки. Это его свойство имеет важное значение для медицины, промышленности и научных исследований. Проходя сквозь исследуемый объект и падая затем на фотопленку, рентгеновское излучение изображает на ней его внутреннюю структуру. Поскольку проникающая способность рентгеновского излучения различна для разных материалов, менее прозрачные для него части объекта дают более светлые участки на фотоснимке, чем те, через которые излучение проникает хорошо. Так, костные ткани менее прозрачны для рентгеновского излучения, чем ткани, из которых состоит кожа и внутренние органы. Поэтому на рентгенограмме кости обозначатся как более светлые участки и более прозрачное для излучения место перелома может быть достаточно легко обнаружено. Рентгеновская съемка используется также в стоматологии для обнаружения кариеса и абсцессов в корнях зубов, а также в промышленности для обнаружения трещин в литье, пластмассах и резинах. Рентгеновское излучение используется в химии для анализа соединений и в физике для исследования структуры кристаллов. Пучок рентгеновского излучения, проходя через химическое соединение, вызывает характерное вторичное излучение, спектроскопический анализ которого позволяет химику установить состав соединения. При падении на кристаллическое вещество пучок рентгеновских лучей рассеивается атомами кристалла, давая четкую правильную картину пятен и полос на фотопластинке, позволяющую установить внутреннюю структуру кристалла.

Применение рентгеновского излучения при лечении рака основано на том, что оно убивает раковые клетки. Однако оно может оказать нежелательное влияние и на нормальные клетки. Поэтому при таком использовании рентгеновского излучения должна соблюдаться крайняя осторожность.

Рентгеновское излучение было открыто немецким физиком В.Рентгеном (1845-1923). Его имя увековечено и в некоторых других физических терминах, связанных с этим излучением: рентгеном называется международная единица дозы ионизирующего излучения; снимок, сделанный в рентгеновском аппарате, называется рентгенограммой; область радиологической медицины, в которой используются рентгеновские лучи для диагностики и лечения заболеваний, называется рентгенологией.

Рентген открыл излучение в 1895, будучи профессором физики Вюрцбургского университета. Проводя эксперименты с катодными лучами (потоками электронов в разрядных трубках), он заметил, что расположенный вблизи вакуумной трубки экран, покрытый кристаллическим цианолатинитом бария, ярко светится, хотя сама трубка закрыта черным картоном. Далее Рентген установил, что проникающая способность обнаруженных им неизвестных лучей, которые он назвал X-лучами, зависит от состава поглощающего материала. Он получил также изображение костей собственной руки, поместив ее между разрядной трубкой с катодными лучами и экраном с покрытием из цианолатинита бария. За открытием Рентгена последовали эксперименты других исследователей, обнаруживших много новых свойств и возможностей применения этого излучения.

Большой вклад внесли М.Лауэ, В.Фридрих и П.Книппинг, продемонстрировавшие в 1912 дифракцию рентгеновского излучения при прохождении его через кристалл; У.Кулидж, который в 1913 изобрел высоковакуумную рентгеновскую трубку с подогретым катодом; Г.Мозли, установивший в 1913 зависимость между длиной волны излучения и атомным номером элемента; Г. и Л.Брэгги, получившие в 1915 Нобелевскую премию за разработку основ рентгеноструктурного анализа.

Развитие техники рентгеновских исследований позволило значительно сократить время экспозиции и улучшить качество изображений, позволяющих изучать даже мягкие ткани.

## Биологическое действие рентгеновского излучения

Вредное биологическое действие рентгеновского излучения обнаружилось вскоре после его открытия Рентгеном. Оказалось, что новое излучение может вызвать что-то вроде сильного солнечного ожога (эритему), сопровождающееся, однако, более глубоким и стойким повреждением кожи. Появлявшиеся язвы нередко переходили в рак. Во многих случаях приходилось ампутировать пальцы или руки. Случались и летальные исходы.

Было установлено, что поражения кожи можно избежать, уменьшив время и дозу облучения, применяя экранировку (например, свинец) и средства дистанционного управления. Но постепенно выявились и другие, более долговременные последствия рентгеновского облучения, которые были затем подтверждены и изучены на подопытных животных. К эффектам, обусловленным действием рентгеновского излучения, а также других ионизирующих излучений (таких, как гамма-излучение, испускаемое радиоактивными материалами) относятся:

- 1) временные изменения в составе крови после относительно небольшого избыточного облучения;
- 2) необратимые изменения в составе крови (гемолитическая анемия) после длительного избыточного облучения;
- 3) рост заболеваемости раком (включая лейкемию);
- 4) более быстрое старение и ранняя смерть; возникновение катаракт.

Ко всему прочему, биологические эксперименты на мышах, кроликах и мушках (дрозофилах) показали, что даже малые дозы систематического облучения больших популяций вследствие увеличения темпа мутации приводят к вредным генетическим эффектам. Большинство генетиков признает применимость этих данных и к человеческому организму. Что же касается биологического воздействия рентгеновского излучения на человеческий организм, то оно определяется уровнем дозы облучения, а также тем, какой именно орган тела подвергался облучению. Так, например, заболевания крови вызываются облучением кроветворных органов, главным образом костного мозга, а генетические последствия - облучением половых органов, могущим привести также и к стерильности.

Накопление знаний о воздействии рентгеновского излучения на организм человека привело к разработке национальных и международных стандартов на допустимые дозы облучения, опубликованных в различных справочных изданиях.

Кроме рентгеновского излучения, которое целенаправленно используется человеком, имеется и так называемое рассеянное, побочное излучение, возникающее по разным причинам, например, вследствие рассеяния из-за несовершенства свинцового защитного экрана, который это излучение не поглощает полностью. Кроме того, многие электрические приборы, не предназначенные для получения рентгеновского излучения, тем не менее генерируют его как побочный продукт. К таким приборам относятся электронные микроскопы, высоковольтные выпрямительные лампы (кенотроны), а также кинескопы устаревших цветных телевизоров. Производство современных цветных кинескопов во многих странах находится сейчас под правительственным контролем.

## 4.1. Флюорография.

Этот метод диагностики заключается в фотографировании теневого изображения с просвечивающего экрана. Пациент находится между источником рентгеновского излучения и плоским экраном из люминофора (обычно иодида цезия), который под действием рентгеновского излучения светится. Биологические ткани той или иной степени плотности создают тени рентгеновского излучения, имеющие разную степень интенсивности. Врач-рентгенолог исследует теневое изображение на люминесцентном экране и ставит диагноз.

В прошлом рентгенолог, анализируя изображение, полагался на зрение. Сейчас имеются разнообразные системы, усиливающие изображение, выводящие его на телевизионный экран или записывающие данные в памяти компьютера.

Рентгеновский аппарат 12Ф7 (рисунок 18) комплектуется новой флюорографической линзовой камерой КФ-400 с прямым тубусом, ширина пленки 70 или 100 мм. Обеспечивается снижение радиационной дозы на пациента в 1,5 раза по сравнению с камерой КФ-70 Т. Диафрагма выполнена без верхней шторки, что всегда обеспечивает снимок верхушки легких.

Аппарат 12Ф7 не нуждается в корректоре сети и не требует подстройки под сеть.

Размер флюорографического экрана в применяемых камерах 39х39 см, что гарантирует получение снимков всего легочного поля пациентов.

Флюорографические снимки можно делать по желанию как с реле экспозиции (мАс), так и со встроенным в камеру фотоэкспонетром.

Работа с фотоэкспонетром обеспечивает стабильность почернения флюорограмм при снимках пациентов любой комплекции.

Дверь кабины перемещается автоматически. Производительность аппарата 12Ф7 от 100 до 150 снимков в час. По желанию потребителя аппарат может быть укомплектован камерой КФ70Т (таблица 3).

Таблица 3 - Технические данные аппарата 12Ф7

Напряжение трехфазной сети переменного тока частотой 50 Гц, (трехфазная сеть нужна для двигателя подъемника)	220 В; 380 В
Размер фокуса, мм	1,2x1,2
Установки рабочего напряжения на трубке, кВ	60; 70; 80; 90; 100; ПО; 125
Установки реле экспозиции, мАс	4; 6; 10; 15; 25; 40; 60; 100; 15( 250
Расстояние от фокуса трубки до экрана флюорографической камеры, см	100
Размер кадра флюорограммы, мм	62x62
Сопротивление сети при токе 100 мА, Ом	0,4
Масса аппарата с комплектом ЗИП, кг	870

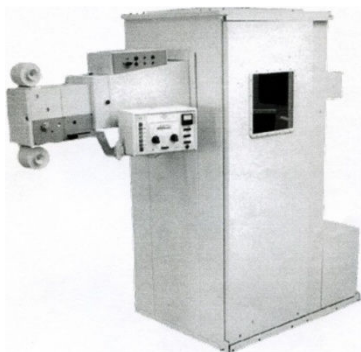


Рисунок 18 - Рентгеновский флюорографический аппарат 12Ф7

## 4.2 Рентгенография

Запись рентгеновского изображения непосредственно на фотопленке называется рентгенографией. В этом случае исследуемый орган располагается между источником рентгеновского излучения и фотопленкой, которая фиксирует информацию о состоянии органа в данный момент времени.

Рентгенография позволяет весьма точно исследовать целостность костных тканей, которые состоят в основном из кальция и непрозрачны для рентгеновского излучения, а также разрывы мышечных тканей. С ее помощью лучше, чем стетоскопом или прослушиванием, анализируется состояние легких при воспалении, туберкулезе или наличии жидкости. При помощи рентгенографии определяются размер и форма сердца, а также динамика его изменений у пациентов, страдающих сердечными заболеваниями.

Прозрачные для рентгеновского излучения части тела и полости отдельных органов становятся видимыми, если их заполнить контрастным веществом, безвредным для организма, но позволяющим визуализировать форму внутренних органов и проверить их функционирование. Контрастные вещества пациент либо принимает внутрь (как, например, бариевые соли при исследовании желудочно-кишечного тракта), либо они вводятся внутривенно (как, например, йодсодержащие растворы при исследовании почек и мочевыводящих путей). В последние годы, однако, эти методы вытесняются методами диагностики, основанными на применении радиоактивных атомов и ультразвука.

Аппарат 12П6 (таблица 4), применяется для рентгенодиагностических исследований в режиме снимков, в палатах, рентгенкабинетах, приемных покоях и т.п.

- 12 установок реле количества электричества (мАс);
- 4 установки тока анода (мА);
- автоматическая коррекция сетевого напряжения;
- защита рентгеновской трубки при выборе недопустимого режима;
- предусмотрена защита трубки от подач и высокого напряжения при отсутствии накала;
- мобильность;
- способность работать с сетями различного качества, в том числе с сетями, имеющими повышенное сопротивление;
- большие возможности штатива;
- двухфокусная рентгеновская трубка;
- плавное регулирование напряжения на трубке (кВ);
- диафрагма со световым центратором;
- сменный фильтр;
- возможность преодоления порогов палат, кабинетов.

Таблица 4 - Технические характеристики аппарата 12П6.

Напряжение сети питания, В	2 2
Диапазон напряжений на рентгеновской трубке, кВ	40...125
Токи анода, мА	25,40,60, 100
Соответствующие этим токам наибольшие величины сопротивления сети, Ом	
при 220 В	1,8; 1,1; 0,7; 0,4
при 380 В	5,4; 3,3; 2,1; 1,2
Уставки реле количества электричества, мАс	1,5; 2,5; 4; 6; 10; 15; 25; 40; 60; 100; 150;250
Малый фокус, мм	0,8 x 0,8
Большой фокус, мм	1,5x1,5
Масса, кг	320

### **4.3 Рентгеноскопия**

С момента открытия рентгеновского излучения для рентгеноскопии применялся флюоресцентный экран, представлявший из себя в большинстве случаев лист картона с нанесенным на него специальным флюоресцирующим веществом. В современных условиях применение флюоресцентного экрана не обосновано в связи с его малой светимостью, что вынуждает проводить исследования в хорошо затемненном помещении и после длительной адаптации исследователя к темноте (10-15 минут) для различения малоинтенсивного изображения. Вместо классической рентгеноскопии применяется рентгентелевизионное просвечивание, при котором рентгеновские лучи попадают на УРИ (усилитель рентгеновского излучения), в состав последнего входит ЭОП (электронно-оптический преобразователь). Получаемое изображение выводится на экран монитора. Вывод изображения на экран монитора не требует световой адаптации исследователя, а так же затемненного помещения. В дополнение, возможна дополнительная обработка изображения и его регистрация на видеопленке или памяти аппарата (рисунок 19).

Также рентгентелевизионное просвечивание позволяет существенно снизить дозу облучения исследователя за счет вынесения рабочего места за пределы комнаты с рентгеновским аппаратом.

#### **Преимущества рентгеноскопии**

Главным преимуществом перед рентгенографией является факт исследования в реальном масштабе времени. Это позволяет оценить не только структуру органа, но и его смещаемость, сократимость или растяжимость, прохождение контрастного вещества, наполняемость. Метод также позволяет достаточно быстро оценить локализацию некоторых изменений, за счет вращения объекта исследования во время просвечивания (многопроекционное исследование). При рентгенографии для этого требуется проведение нескольких снимков, что не всегда возможно (пациент ушел после первого снимка не дождавшись результатов; большой поток пациентов, при котором делаются снимки только в одной проекции).

Рентгеноскопия позволяет контролировать проведение некоторых инструментальных процедур - постановка катетеров, ангиопластика, фистулография.

#### **Недостатки рентгеноскопии**

➤ относительно высокая доза облучения по сравнению с рентгенографией — практически нивелирован с появлением новых цифровых аппаратов, снижающих дозовую нагрузку в сотни раз;

➤ низкое пространственное разрешение — также значительно улучшено с появлением цифровых аппаратов.



## **Цифровые технологии в рентгенокопии**

Главными отличиями от пленочных рентгенографических технологий являются способность производить цифровую обработку рентгеновского изображения и сразу выводить на экран монитора или записывающее устройство с записью изображения, например, на бумагу.

Цифровые технологии в рентгенокопии можно разделить на:

- полнокадровый метод;
- сканирующий метод.

### **Полнокадровый метод**

Этот метод характеризуется получением проекции полного участка исследуемого объекта на рентгеночувствительный приёмник (пленка или матрица) размера близкого к размеру участка.

Главным недостатком метода является рассеянное рентгеновское излучение. При первичном облучении всего участка объекта (например, тело человека) часть лучей поглощается телом, а часть рассеивается в стороны, при этом дополнительно засвечивает участки, поглотившие первоначально прошедшие рентгеновские лучом. Тем самым уменьшается разрешающая способность, образуются участки с засветкой проецируемых точек. В итоге получается рентгеновское изображение с уменьшением диапазона яркостей, контрастности и разрешающей способности изображения.

При полнокадровом исследовании участка тела одновременно облучается весь участок. А значит доза облучения относительно велика. Попытки уменьшить величину вторичного рассеянного облучения применением радиографического раstra приводит к частичному поглощению рентгеновских лучей, но и увеличению интенсивности источника, увеличению дозировки облучения.

## Сканирующий метод

В этом методе можно выделить:

- однострочный сканирующий метод;
- многострочный сканирующий метод.

### Однострочный сканирующий метод

Наиболее перспективным является сканирующий метод получения рентгеновского изображения. Т.е. рентгеновское изображение получают движущимся с постоянной скоростью определенным пучком рентгеновских лучей. Изображение фиксируется построчно (однострочный метод) узкой линейной рентгеночувствительной матрицей и передается в компьютер. При этом в сотни и более раз уменьшается дозировка облучения, изображения получаются практически без потерь диапазона яркости, контрастности и, главное, объемной (пространственной) разрешающей способности.

## Многострочный сканирующий метод

В отличие от однострочного сканирующего метода, многострочный наиболее эффективен. При однострочном методе сканирования из-за минимальной величины размера пучка рентгеновского луча (1-2 мм), ширины однострочной матрицы 100 мкм, наличием разного рода вибраций, люфтов аппаратуры, получаются дополнительные повторные облучения. Применяв многострочную технологию сканирующего метода, удалось в сотни раз уменьшить вторичное рассеянное облучение и во столько же раз снизить интенсивность рентгеновского луча. Одновременно улучшены все прочие показатели получаемого рентгеновского изображения: диапазон яркости, контраст и разрешение. Приоритет этого метода принадлежит русским ученым и защищён патентом.



Рисунок 19 - Современный рентгеноскоп

#### 4. 4 Компьютерная томография

Компьютерная томография (КТ) - круговое просвечивание и последующее построение послойного изображения объекта с помощью быстродействующей ЭВМ. Дает возможность установить локализацию и распространенность патологического процесса, оценить результаты лечения, в том числе лучевой терапии, выбрать подходы и объем оперативного вмешательства.

Производят с помощью специальных аппаратов - компьютерных томографов (рисунок 20, 21) с вращающейся рентгеновской трубкой, которая перемещается вокруг неподвижного объекта, «построчно» обследуя все тело или его часть. Так как органы и ткани человека поглощают рентгеновское излучение в неравной степени, изображение их выглядит в виде "штрихов" - установленного ЭВМ коэффициента поглощения для каждой точки сканируемого слоя. Компьютерные томографы позволяют выделить слои от 2 до 10 мм при скорости сканирования одного слоя 2-5 секунд, с моментальным воспроизведением изображения в чернобелом или цветном варианте.

Компьютерное исследование осуществляют, как правило, в положении больного лежа на спине. Противопоказаний нет, переносится оно легко, поэтому его можно проводить в амбулаторных условиях, а также тяжелобольным. Дает возможность исследовать все части тела: голову, шею, органы грудной клетки, брюшную полость, спинной мозг, молочные железы, позвоночник, кости и суставы.

Компьютерную томографию головы делают после полного клинического обследования больного с подозрением на повреждение центральной нервной системы. При черепно-мозговой травме выявляются переломы костей черепа, кровоизлияния, ушибы и отек мозга. С помощью метода можно обнаружить пороки развития сосудов - аневризмы. При опухолях головного мозга определяют их расположение, выявляют источник роста и распространенность опухоли.

При исследовании органов грудной клетки хорошо видны средостение, магистральные сосуды, сердце, а также легкие и лимфатические узлы.

При исследовании органов брюшной полости и забрюшинного пространства можно получить изображение селезенки, печени, поджелудочной железы и почек (исследование почек более информативно при искусственном контрастировании).

Компьютерная томография безопасна и не дает осложнений. Дополняя данные клинического и рентгенологического исследования, позволяет получить более полную информацию об органах.



Рисунок 20 - Компьютерный томограф 16-тисрезовый Lightspeed Ultra (GE, США)



Рисунок 21 - Рабочая станция компьютерного томографа

На компьютерных томографах процедура сканирования грудной или брюшной полости осуществляется за 12 с. Минимальная толщина полученных срезов составляет 0,6 мм, что позволяет проводить исследования с большей разрешающей способностью и визуализацией паталогических образований размером до 3мм. После получения исходной информации врач обрабатывает ее на рабочей станции для получения дополнительных сведений с возможностью:

- реконструкции изображения исследуемой области в пошаговом режиме (через 1-2 мм);
- построения объемного изображения, для точного планирования оперативного вмешательства;
- визуализации просвета трахеобронхиального дерева, толстой кишки, выполнения виртуальной эндоскопии;
- планирования лучевой терапии с минимальным риском повреждения здоровой ткани.

## 5 Приборы и аппараты для магнитно-резонансных методов

Теоретические предпосылки возможности реконструкции изображения мозга с помощью рентгеновской томографии появились еще в 1963 году, но лишь через 7 лет появился первый опытный образец, а еще через 2 года была сделана первая компьютерная томограмма мозга. Родоначальникам метода в 1979 году была присуждена Нобелевская премия. Первый магниторезонансный томограф запатентован в 1972 году, а первый прообраз появился в 1977 году. С тех пор прошло уже около 30 лет и современная медицина без компьютерной томографии просто немыслима.

На томограмме получают четкое изображение части тела или органа «в разрезе». Очень важна при исследовании легких, костей и суставов, печени, почек и др. Такие методы как холеграфия, урография, ангиография и т.д. предназначены для изучения системы или органа после его искусственного контрастирования. Применяют их по строгим показаниям лишь в тех случаях, когда более простые способы не дают необходимых диагностических результатов.

В ряде случаев рентгенологическое исследование требует предварительной подготовки пациента, чтобы обеспечить качество исследования, снизить связанные с ним неприятные ощущения или предупредить развитие осложнений. Так, прямую кишку всегда освобождают от каловых масс, назначая слабительные средства, очистительные клизмы. Перед пункцией сосуда или протока обязательна местная анестезия. Чтобы снизить чувствительность организма к некоторым рентгеноконтрастным веществам их принимают в комплексе с десенсибилизирующими средствами. Иногда лекарства используют, чтобы выявить функциональное состояние того или иного органа. Например, морфин, прозерин для стимулирования перистальтики желудка. Секретин, холецистокинин для ускоренного опорожнения желчного пузыря и контрастирования желчных протоков.

Перспективным является сочетание рентгенологического исследования с радиоизотопными, эндоскопическими, ультразвуковыми, термографическими и другими методами.

Осложнения как последствия рентгенологического исследования наблюдаются относительно редко. К ним относятся аллергические реакции, острое расстройство дыхания, падение артериального давления, нарушения сердечной деятельности и др. Обычно это происходит во время исследования и в течение первых 30 минут после его окончания. Важен непрерывный врачебный контроль за состоянием пациента, а также оказание в случае необходимости срочной медицинской помощи.

При строгом соблюдении всех рекомендаций противолучевой защиты лучевые повреждения не наблюдаются. Они могут возникнуть лишь при грубом нарушении правил работы с источниками ионизирующего излучения.

## 5.1 Ядерный магнитный резонанс

Ядерный магнитный резонанс (ЯМР) - избирательное поглощение веществом электромагнитного излучения. С помощью этого метода возможно изучение строения различных органов. Существенно снижает вредное воздействие на организм низкая энергия используемых излучений.

Достоинством метода является его высокая чувствительность в изображении мягких тканей, а также высокая разрешающая способность, вплоть до долей миллиметра. Позволяет получить изображение исследуемого органа в любом сечении и реконструировать их объемные изображения.

## 5.2 Магнитно-резонансная томография

Магнитно-резонансная томография (МРТ) высокочувствительный метод для диагностики новообразований мягкотканых структур - опухолей головного мозга, периферической нервной системы, опухолей простаты и опухолей других локализаций. Метод обладает высокой чувствительностью при выявлении нарушений мозгового кровообращения, осложнений черепно-мозговых травм, заболеваний позвоночника, сердечно-сосудистой системы, желчевыводящей системы, скелета, мышечных структур и другой патологии.

МРТ и КТ идут рядом, постоянно совершенствуясь и соперничая за «сферы влияния». Оба типа оборудования имеют свои преимущества и недостатки:

- замена рентгеновских лучей радиоволнами, что расширяет контингент обследуемых;
- чувствительность метода к различным изотопам (особенно к водороду) и различным химическим связям, что и создает контрастную картинку;
- возможность отображения сосудистого русла без дополнительного контрастирования и даже с возможностью определения параметров кровотока;
- высокая разрешающая способность - можно увидеть объекты размером в доли миллиметра;
- можно легко получать не только изображения поперечных срезов, но и продольных.



## **К недостаткам МРТ относят:**

- необходимость создания магнитного поля большой напряженности, что требует огромных энергозатрат при работе оборудования и/или использования дорогих технологий сверхпроводимости;
- низкая чувствительность метода, требующая увеличения времени просвечивания;
- невозможность надежного выявления камней, кальцификатов, многих видов патологии костных структур;

Учитывая цены на данный тип оборудования, выбирать следует невозможность обследования некоторых больных, например, с клаустрофобией (хотя уже появились полузакрытые модели), искусственными водителями ритма, крупными металлическими имплантатами, нежелательно для беременных.

Сегодня в рентгеновскую компьютерную томографию пришли мультисрезовые технологии спирального сканирования (рисунок 23), что позволило сделать ее практически мгновенной, а значит, пригодной также в экстренной и функциональной медицине. Как и прежде, рентгеновские исследования превосходно диагностируют патологию опорно-двигательного аппарата. А накопленный мировой опыт разработки и внедрения клинических исследований позволил осуществить настоящий прорыв в закрытые ранее для рентгеновской компьютерной томографии области медицины. Это касается таких областей, как функциональная кардиология, визуализация коронарных артерий, скрининговые обследования толстого кишечника, обследования головного мозга для обнаружения ишемического инсульта и т.д. Данные методики стали возможными с появлением 4- го поколения томографов.

Дозовые нагрузки от компьютерной томографии за четверть века снизились в сотни раз. Это произошло как за счет совершенствования собственно цифровых технологий, так и за счет совершенствования технологии процесса сканирования.

Ведущие производители рентгеновских и магниторезонансных компьютерных томографов предлагают:

- широкий спектр оборудования - и ценовой, и функциональный;
- все возрастающее качество и скорость обследования;
- современные телемедицинские возможности.

Учитывая цены на данный тип оборудования, выбирать следует то, что может понадобиться именно в условиях конкретного лечебного учреждения с перспективой на будущее. Такая техника пока нехарактерна для мелких клиник. Ну а выбирать есть из чего. Правда, отечественные производители не сильно балуют своих почитателей, хоть и существуют качественные томографы, например, для стоматологии. Остальные разработки до сих пор находятся на стадии испытаний или проектирования. На этом фоне зарубежные представители предлагают по несколько моделей каждого типа оборудования, серьезно конкурируя в ценах при аналогичных возможностях.



Рисунок 23 - Магнитно-резонансный томограф «Signa MRU» (GE, США)

# Компьютерный рентгеновский томограф PHILIPS TOMOSCAN SR7000

## Общие характеристики устройства

Компьютерный рентгеновский томограф фирмы PHILIPS TOMOSCAN SR7000 (таблица 5,6) имеет следующие характеристики:

- 1) **скорость сканирования:**
  - частичный поворот (230 градусов) - 0.6 с;
  - полный поворот - 1.0; 2.0 и 4.0 с;
- 2) **режимы сканирования:**
  - одинарный режим сканирования;
  - последовательный режим сканирования;
  - режим быстрого сканирования;
  - режим динамического сканирования;
  - режим объемного сканирования;
- 3) **толщина среза** - 1.5; 3; 5 и 10 мм;
- 4) **видимое поле сканирования** - 160; 200; 250; 300; 350; 420; 480 мм;
- 5) **разрешающая способность** - 0.03 в 1.5 мм;
- 6) **напряжение на трубке** - 100; 120 и 140 кВ;
- 7) **система расчета** - многопроцессорная система для системы контроля, отображения и архивирования; 68020 микроконтроллеров в шине VME, 3 процессора обработки изображений обслуживаются 68000 микроконтроллеров;
- 8) **память** - 56 Мбайт оперативной памяти; 8 Мбайт памяти процессора; 4 Мбайт видеопамати; 64 Мбайт буферной памяти;
- 9) **матрица реконструкции** –  $320^2$  ;  $512^2$  .

Таблица 5 - Время цикла сканирования

Время Сканирования, с	Время цикла сканирования,с			
	Серия	Быстрое	Динамическое	
			0мм	10мм
0.6	7	4		
1.0	6	4	1	4
2.0	12	5	2	5
4.0	14	7	4	7

Таблица 6 - Время сканирования

Время Сканирования,с	Максимальный ток в мА.					
	Малый фокус; 1.5 мм			Большой фокус; 3, 5, 10 мм		
	100кВ	120 кВ	140 кВ	100 кВ	120 кВ	140 кВ
< 2	250	200	175	400	400	300
4	200	175	150	400	400	300

## **6 Приборы и аппараты для ультразвуковых методов исследования, в том числе доплеровские**

### **История создания**

В 1880 году французские физики, братья Пьер и Поль Кюри, заметили, что при сжатии и растяжении кристалла кварца с двух сторон на его гранях, перпендикулярных направлению сжатия, появляются электрические заряды. Это явление было названо пьезоэлектричеством (от греческого «пьезо» - «давлению»), а материалы с такими свойствами - пьезоэлектриками. Позже это явление объяснили анизотропией кристалла кварца - разные физические свойства вдоль разных граней.

Во время первой мировой войны французский исследователь Поль Ланжевен предложил использовать пьезоэлектрический эффект для обнаружения подводных лодок. Если пьезоэлектрик встречает на своем пути ультразвуковую волну от винта лодки, которая распространяется со скоростью 1460 км/с, то она сжимает его грани, и на них появляются электрические заряды. Сжимаясь и разжимаясь, кристалл как бы генерирует переменный электрический ток, который можно измерить чувствительными приборами. Если же к граням кристалла приложить переменное напряжение, он сам начнет колебаться, сжимаясь и разжимаясь с частотой переменного напряжения. Эти колебания кристалла передаются среде, граничащей с кристаллом (воздуху, воде, твердому телу). Так возникает ультразвуковая волна.

Ланжевен попробовал зарядить грани кварцевого кристалла электричеством от генератора переменного тока высокой частоты. При этом он заметил, что кристалл колеблется в такт изменению напряжения. Чтобы усилить эти колебания, ученый вложил между стальными листами- электродами не одну, а несколько пластинок и добился возникновения резонанса — резкого увеличения амплитуды колебаний. Эти исследования Ланжевена позволили создавать ультразвуковые излучатели различной частоты. Позже появились излучатели на основе титаната бария, а также других кристаллов и керамики, которые могут быть любой формы и размеров.

Ультразвук можно получить и другим способом. В 1847 году английский физик Джеймс Джоуль обнаружил, что при перемагничивании электрическим током железных и никелевых стержней они то уменьшаются, то увеличиваются в такт изменениям направления тока. При этом в окружающей среде возбуждаются волны, частота которых зависит от колебаний стержня. Это явление назвали магнитострикцией (от латинского «стриктус» - «сжатие»).

Ультразвук оказался просто находкой для решения технических, научных и медицинских задач. Например, ультразвуковые дефектоскопы, объединенные с компьютером, помогают контролировать качество сварных швов, бетонных опор и плит. Ультразвуковую аппаратуру также с успехом применяют для резки и сверления металлов, стекла и других материалов. Ультразвук можно использовать для измельчения вещества - например, для приготовления тонко размолотого цемента или асбеста, для получения однородных эмульсий, для очистки жидкости или газа от примесей. С помощью сфокусированного пучка ультразвуковых волн распыляют некоторые жидкости, например, ароматические вещества, лекарственные препараты. Получающийся «ультразвуковой туман», как правило, более качественный, чем

аэрозольный. И сам этот метод экологически более безопасный, так как можно отказаться от фторсодержащих газов, которые используются в аэрозольных баллончиках.

### **Скорость распространения ультразвука в различных средах**

С точки зрения физики ультразвука ткани человеческого тела близки по своим свойствам жидкой среде, поэтому давление на них ультразвуковой волны может быть описано как сила, действующая на жидкость.

Изменение давления в среде может происходить перпендикулярно в плоскости вибрации источника ультразвука. В этом случае волну называют продольной. В ультразвуковой диагностике основную информацию несут преимущественно продольные волны. В твердых телах, например, в костях или металлах, возникают поперечные волны.

Звуковые волны являются механическими по своей природе, так как в основе их лежит смещение частиц упругой среды от точки равновесия. Именно за счет упругости и происходит передача звуковой энергии через ткань. Упругость — это возможность объекта после сжатия или растяжения вновь приобретать свой размер и форму. Скорость распространения ультразвука зависит прежде всего от упругости и от плотности ткани. Чем больше плотность материала, тем медленнее должны распространяться в нем (при одинаковой упругости) ультразвуковые волны. Но к этому физическому параметру следует подходить с осторожностью. Скорость звука при прохождении его через разные среды биологического организма может быть различной, в таблице 7 представлены скорости распространения ультразвука в различных средах.

Таблица 7 - Скорость распространения ультразвука в различных средах

Материал	Скорость звука (м*с <sup>-1</sup> )
Мягкие ткани (в среднем)	1540
Головной мозг	1541
Жир	1450
Печень	1549
Почка	1561
Мышцы	1585
Кости черепа	4080

Для различных типов ультразвуковых исследований применяются разные виды ультразвуковых волн. Наиболее важными параметрами являются частота излучения, диаметр поверхности трандьюсера и фокусировка ультразвукового пучка. В системах медицинской ультразвуковой диагностики обычно используются частоты 1; 1,6; 2,25; 3,5; 5 и 10 МГц.

В аппаратах имеется возможность регулировать излучаемый и принимаемые сигналы, так же имеется возможность усиления изображения эхосигналов.

Ультразвуковые колебания при распространении подчиняются законам геометрической оптики. В однородной среде они распространяются прямолинейно и с постоянной скоростью. На границе различных сред с неодинаковой акустической плотностью часть лучей отражается, а часть преломляется, продолжая прямолинейное распространение. Чем выше градиент перепада акустической плотности граничных сред, тем большая часть ультразвуковых колебаний отражается. Так как на границе перехода ультразвука из воздуха на кожу происходит отражение 99,99 % колебаний, то при ультразвуковом сканировании больного необходимо смазывание поверхности кожи водным желе, которое выполняет роль переходной среды. Отражение зависит от угла падения луча (наибольшее при перпендикулярном направлении) и частоты ультразвуковых колебаний (при более высокой частоте большая часть отражается).

## Применение ультразвука в диагностике

Для исследования органов брюшной полости и забрюшинного пространства, а также полости малого таза используется частота от 2,5 до 3,5 МГц, для исследования щитовидной железы используется частота 7,5 МГц.

Генератором ультразвуковых волн является пьезодатчик, который одновременно играет роль приемника отраженных эхосигналов. Генератор работает в импульсном режиме, посылая около 1000 импульсов в секунду. В промежутках между генерированием ультразвуковых волн пьезодатчик фиксирует отраженные сигналы.

В качестве детектора или трансдюсора применяется сложный датчик, состоящий из нескольких сотен мелких пьезокристаллов, работающих в одинаковом режиме. В датчик вмонтирована фокусирующая линза, что дает возможность создать фокус на определенной глубине.

Используются три типа ультразвукового сканирования:

- линейное (параллельное);
- конвексное;
- секторное.

Соответственно датчики или трансдюсоры ультразвуковых аппаратов называются линейные, конвексные и секторные. Выбор датчика для каждого исследования проводится с учетом глубины и характера положения органа. Для щитовидной железы используются конвексные трансдюсоры на 7,5 МГц, для исследования почек и печени в равной степени пригодны как линейные, так и конвексные датчики.

Преимуществом линейного датчика является полное соответствие исследуемого органа положению самого трансдюсора на поверхности тела. Недостатком линейных датчиков является сложность обеспечения во всех случаях равномерного прилегания поверхности трансдюсора к коже пациента, что приводит к искажениям получаемого изображения по краям.

Конвексный датчик имеет меньшую длину, поэтому добиться равномерности его прилегания к коже пациента более просто. Однако при использовании конвексных датчиков получаемое изображение по ширине на несколько сантиметров больше размеров самого датчика. Для уточнения анатомических ориентиров врач обязан учитывать это несоответствие.

Секторный датчик имеет еще большее несоответствие между размерами трансдюсора и получаемым изображением, поэтому используется преимущественно в тех случаях, когда необходимо с маленького участка тела получить большой обзор на глубине. Наиболее целесообразно использование секторного сканирования при исследовании, например, через межреберные промежутки.

Отраженные эхосигналы поступают в усилитель и специальные системы реконструкции, после чего появляются на экране телевизионного монитора в виде изображения срезов тела, имеющие различные оттенки черно-белого цвета. Оптимальным является наличие не менее 64 градиентов цвета черно-белой шкалы. При позитивной регистрации максимальная интенсивность эхосигналов проявляется на экране белым цветом (эхопозитивные участки), а минимальная - черным (эхонегативные участки). При негативной регистрации наблюдается обратное положение.



Выбор позитивной или негативной регистрации не имеет значения. Полученное изображение фиксируется на экране монитора, а затем регистрируется с помощью термопринтера.

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

Получение такой информации с помощью рентгеновских лучей требует около часа времени, что весьма нежелательно при тяжелом состоянии больного. При использовании переносного зонда можно установить положение средней линии мозга (она разделяет его на два полушария) примерно в течение одной минуты. Принцип работы такого зонда основывается на регистрации ультразвукового эха от границы раздела полушарий.

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

## **Цифровая диагностическая ультразвуковая система Сонолайн G50**

Сонолайн G50 (рисунок 24) – цифровая ультразвуковая система с цветным доплером для рутинного ультразвукового исследования в клиниках и диагностических центрах с большим потоком пациентов. Тканевая гармоника Tissue Harmonic Imaging позволяет сочетать превосходное качество серой шкалы и цветового доплеровского картирования. Архитектура системы открыта для таких опционально возможных функций как встроенная рабочая станция DIMAQ-IP, панорамное изображение SieScape™ и кардиологическая опция.

Новое поколение цифровой обработки ультразвукового сигнала. Тканевая гармоника встроена в базовый блок. Сверхчувствительные мультисигментные датчики.

Технология autocolor для оптимизации изображения в режиме цветового доплеровского картирования. Направленный энергетический доплер. Открытая архитектура, 15<sup>М</sup> безбликовый энергосберегающий монитор высокого разрешения.

Все это новая ультразвуковая система G50 - В системе реализованы новейшие разработки компании Сименс, направленные на повышение качества диагностики.

### **Конструкция системы:**

- монитор высокого разрешения размером 15 дюймов, прогрессивного сканирования, частота изображения 50 Гц в режиме PAL.
- настраиваемая высота уровня монитора и панели управления.
- угол наклона монитора на 10 градусов вверх и 8,5 градусов вниз, поворот на 180 градусов.
- жесткий диск емкостью 40 Гбайт (42 000 статических изображений или 6300 динамических клипов).
- встроенный CD-RW для записи информации.
- до 3-х портов для универсальных датчиков, 1 дополнительный порт для секторного датчика.
- 

### **Области применения:**

- органы брюшной полости;
- кардиология (только при наличии кардиологической опции);
- сосуды (артерии и вены);
- акушерство;
- гинекология;
- поверхностно расположенные органы;
- скелетно-мышечная система;
- урология;
- краниальные сосуды (только при наличии кардиологической опции);
- хирургия.

Все датчики широкополосные, многочастотные с высокой плотностью элементов.

Система позволяет сохранять цветные и черно-белые статические изображения и динамические клипы на жестком диске, MO-диске или CD-RW.



Рисунок 24- Цифровая диагностическая ультразвуковая система Сонолайн G50

## Цветной доплеровский сканер Acuson 128XP

Acuson 128XP - современная ультразвуковая диагностическая система, основанная на принципе компьютерной сонографии (рисунок 25).

### Назначение:

Акушерство и гинекология, радиология, кардиология, абдоминальные, сосудистые, неонатальные исследования, исследование малых частей.

### Режимы:

- 2-D серая шкала;
- CDV цветной доплер скорости;
- CDE доплер энергии;
- M-режим, цветной M-режим;
- PW и HPRF;
- CW, Аих без визуализации (кардиологическое применение).

### Метод сканирования:

- векторный широкообзорный формат ;
- секторный формат;
- Линейный формат;
- Линейный формат с электронным отклонением угла (для цветного и спектрального доплера);
- Конвексный; формат высокого разрешения;
- Формат повышенного разрешения RES с увеличением зоны интереса.

## Динамический диапазон

- Клинически значимый диапазон дисплея: 30-70 Дб с шагом регулировки 1 Дб или 5 Дб;
- Динамический диапазон системы более 160 Дб;
- В-color - режим фоновое цветовое окрашивание (8 цветных карт).

Датчики: технология миниатюаризации microCase. Широкий набор датчиков с различной величиной апертуры и с технологией MultiHertz для всех областях клинического и программами предустановок оптимизации изображения для абдоминального, эндополостного, сосудистого, кардиологического, транспищеводного, неврологического, транскраниального, акушерско-гинекологического, исследования поверхностно-расположенных структур, скелетно-мышечного аппарата, интраоперационного применения, для исследований в режимах второй гармоники с контрастами и без них и других применений.

### В стандартной поставке:

- **V4c microCase** - датчик для кардиологических и абдоминальных исследований
- **S3** - датчик для абдоминальных и акушерско- гинекологических исследований
- **L7 microCase** - датчик для исследований поверхностных структур и периферических сосудов.

Одновременное подключение до 6 датчиков (дополнительно).

**Фокусировка:** динамическая

**Допплер:**

CDV цветной доплер скорости CDE цветной доплер энергии

мультивариантная дискриминация типов движения:

кровь/ткань

**ЭКГ - модуль:** есть

**Градации серого:** 256 уровней

**Измерительные функции:** расстояние, угол, временные интервалы, амплитуда и частота сокращений

**Функции обчета:** площадь, периметр, кардиологические, сосудистые, акушерские программы.

## Специальные программное обеспечение платформы 128 XP/10

**ART** технология "Акустическая Чувствительность"

**TCR** технология "Тканевое Контрастное Разрешение"

**EFO** технология "Расширенный Частотный Диапазон"

### Видеопамять:

- работает во всех режимах сканирования на всех датчиках;
- кинопетля изображения и кинопетля спектральной развертки;
- возможность проведение измерений и расчетов.

**Монитор:** 12 дюймов высокого разрешения без эффекта мерцания.

**Дополнительное оборудование:** видеопринтеры, видеомагнитофон

**Потребление:** 1000VA

**Габариты:** 64x95x131

**Вес:** 220 кг.

128 независимых электронных каналов. Система "Динамической компьютерной линзы". Возможно оснащение компьютерным блоком AEGIS QV150 для обработки и хранения изображений на MO-диске или жестком диске в формате DICOM 3.0. Регулируемая система освещения рабочей панели.



Рисунок 25- Цветной доплеровский сканер Acuson 128XP

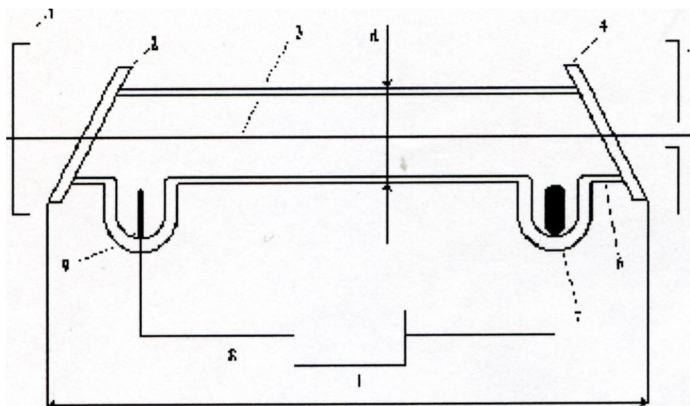
## **7 Приборы и аппараты для оптических (лазерных) методов исследования**

Лазеры представляют собой источники света, работающие на базе процесса вынужденного (стимулированного, индуцированного) испускания фотонов возбужденными атомами или молекулами под воздействием фотонов излучения, имеющих ту же частоту. Отличительной чертой этого процесса является то, что фотон, возникающий при вынужденном испускании, идентичен вызвавшему его появлению внешнему фотону по частоте, фазе, направлению и поляризации. Это определяет уникальные свойства квантовых генераторов: высокая когерентность излучения в пространстве и во времени, высокая монохроматичность, узкая направленность пучка излучения, огромная концентрация потока мощности и способность фокусироваться в очень малые объемы. Лазеры создаются на базе различных активных сред: газообразной, жидкой или твердой. Они могут давать излучение в весьма широком диапазоне длин волн - от 100 нм (ультрафиолетовый свет) до 1,2 мкм (инфракрасное излучение) - и могут работать как в непрерывном, так и в импульсном режимах.

Лазер состоит из трех принципиально важных узлов: излучателя, системы накачки и источника питания, работа которых обеспечивается с помощью специальных вспомогательных устройств. Упрощенная конструктивная схема гелий-неонового лазера показана на рисунке 26 ниже.

Излучатель предназначен для преобразования энергии накачки (перевода гелий-неоновой смеси в активное состояние) в лазерное излучение и содержит оптический резонатор, представляющий собой в общем случае систему тщательно изготовленных отражающих, преломляющих и фокусирующих элементов, во внутреннем пространстве которого возбуждается и поддерживается определенный тип электромагнитных колебаний оптического диапазона. Оптический резонатор должен иметь минимальные потери в рабочей части спектра, высокую точность изготовления узлов и их взаимной установки.





- 1,5- зеркала;
- 2,4- окна;
- 2 - активная часть среды;
- 6 - колба;
- 7 - катод;
- 8 - источник электрического питания;
- 9 - анод.

Рисунок 26 - Упрощенная конструктивная схема гелий- неонового лазера

В лазере, показанном на рисунке, оптический резонатор выполнен в виде двух параллельных зеркал 1 и 5, расположенных вне 3, которая отделена от окружающей среды 6 разрядной трубки и двумя окнами с плоскопараллельными границами, образующими с осью излучения угол Брюстера. Внешние зеркала 1 и 5 обеспечивают многократное прохождение излучения через активную среду с нарастанием мощности потока лазерного излучения. Для выхода излучения одно из зеркал (5) делается с отверстием или полупрозрачным.

Система накачки предназначена для преобразования энергии источника электрического питания 8 в энергию ионизированной активной среды 3 лазера. Накачка осуществляется электрическим разрядом, для чего в нем устанавливаются два электрода - катод 7 и анод 9, между которыми подается напряжение от источника питания. Атомы гелия возбуждаются при соударениях с быстрыми электронами и, сталкиваясь с атомами неона, передают им свою энергию. В некоторых типах лазеров применяют фокусирующие магниты или обмотки и специальные отводные трубки для циркуляции активной среды.

## 7.1 Флюоресцентная ангиография

Исследование сосудистой системы и гемодинамики глазного дна является одним из важнейших средств ранней диагностики тяжелых патологических изменений органа зрения и, в конечном счете, профилактики преждевременной слепоты.

Наибольшее распространение для исследования гемодинамики в настоящее время получили **флюоресцентная ангиография** и **ангиоскопия глазного дна**. Эти методы обладают большой информационной емкостью.

Флюоресцентная ангиография (ФАГ) с фоторегистрацией позволяет зафиксировать результаты исследования, но нарушает целостность динамической картины кровообращения. Перед исследователем, который работает над усовершенствованием и разработкой аппаратуры для исследования гемодинамики глазного дна, встают следующие задачи:

1) выбор фотоприемника, имеющего достаточно высокую чувствительность как в видимом, так и в ближнем инфракрасном диапазоне и дающего возможность оперативно регистрировать и воспроизводить в реальном времени динамическую картину кровообращения глазного дна;

2) выбор соответствующего источника освещения глазного дна, который излучает в диапазоне возбуждения применяемых контрастирующих красителей и позволяет достаточно простым способом изменять длину волны излучения.

Желательно, чтобы источник освещения в нужном диапазоне излучения имел возможно более узкую ширину спектра, лучше всего излучение на одной линии максимального поглощения соответствующего красителя. Применение источника освещения с такой характеристикой исключает высокую общую засветку глаза.

Выбранный фотоприемник должен обладать как можно большей чувствительностью в рабочем диапазоне, что даст возможность снизить уровень освещенности глазного дна.

Фотоприемник должен иметь разрешающую способность, достаточную для передачи мелких деталей глазного дна, и высокое отношение сигнал-шум для воспроизведения изображения глазного дна с необходимым контрастом. Проведенные эксперименты показали, что оптимальным с точки зрения всех требований, предъявляемых к фотоприемнику, является использование в качестве такового телевизионной передающей трубки. Телевизионный фотоприемник преобразует оптическое изображение на его мишени в последовательность электрических импульсов телевизионный видеосигнал. Видеосигнал передается на устройства отображения - телевизионные мониторы с экранами различного размера для непосредственной визуализации, и записывается на магнитную ленту с помощью видеомэгнитофона. В видеосигнал чисто электронными методами может быть введена дополнительная информация. Наблюдение гемодинамической картины производилось в реальном масштабе времени, а регистрация сигнала на видеомэгнитофоне позволяла многократно просматривать сделанную запись для детального диагностического анализа. При использовании соответствующего видеомэгнитофона можно просматривать запись с пониженной скоростью воспроизведения и в обратном движении, а также возможна остановка изображения.

Необходимая разрешающая способность телевизионной трубки определяется величиной самых мелких деталей глазного дна, которые необходимо передать, и увеличением оптического канала, формирующего изображение. Если принять размер самых мелких деталей в 50 мкм, то для фундус-камеры «Opton» (рисунок 27) с увеличением фотоканала 2,5 получим необходимую разрешающую способность телевизионного фотоприемника 8 мм. Изображение участка глазного дна, создаваемое фундус-камерой, представляет собой круг диаметром 20 мм. Следовательно, если изображение занимает всю поверхность мишени, то требуется не более 200 строк разложения, чтобы обеспечить требуемое разрешение. Таким образом, стандартная телевизионная развертка позволит передавать детали мельче 50 мкм.

Проведенные исследования позволили выбрать следующую структурную схему телевизионной системы для ангиографических исследований. В качестве источника освещения глазного дна используется перестраиваемый лазер, длина волны которого выбирается в полосе максимального поглощения используемого красителя. При помощи специального электронного блока оптимальным образом связаны модуляция лазерного луча и параметры развертки телевизионной системы. Вид зависимости выбирается исходя из необходимости обеспечить минимальную паразитную засветку глазного дна, то есть так, чтобы получить максимальное отношение сигнал-шум в тракте телесигнала. При этом на экране телевизионного дисплея получается наиболее контрастное изображение. Применение в качестве источника света лазера позволяет получить максимальную спектральную плотность излучения в нужном участке спектра и исключить засветку глазного дна на других длинах волн, при этом отпадает необходимость в применении узкополосного фильтра с низким коэффициентом пропускания. Для регистрации видеосигнал записывается на магнитную ленту. Параллельно видеосигнал поступает на спецвычислитель, при помощи которого непосредственно во время исследования или во время воспроизведения ранее сделанной записи могут быть определены следующие параметры: калибр сосудов в некотором выбранном сечении глазного дна; площадь занимаемая сосудами на глазном дне; доля сосудов определенного заданного калибра; распределение сосудов по калибрам; скорость распространения красителя и др.

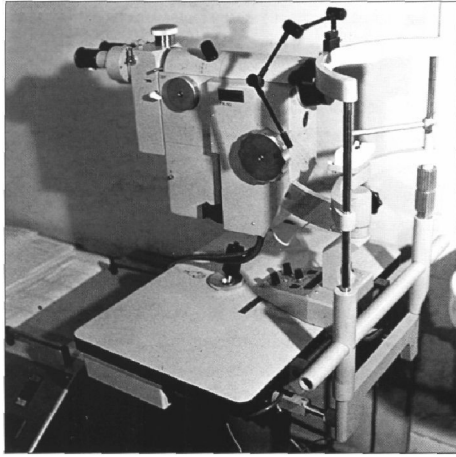


Рисунок 27- Фундус-камера «Оптон» FK-50

## 7.2 Оптическая когерентная голография

Особый интерес для голографической диагностики представляет орган зрения. Глаз является органом, позволяющим получать изображение его внутренних сред обычным освещением извне, так как преломляющие среды глаза являются прозрачными для излучения видимого и ближнего инфракрасного диапазона.

Наибольший подъем исследований и разработок систем объемного отображения в офтальмологии связан с появлением лазеров, когда появились потенциальные возможности широкого использования голографического метода.

Для голографической записи изображения глазного дна использовалась стандартная фотографическая фундус- камера Цейса, в которой ксеноновый источник света был заменен лазерным источником излучения.

Недостатком являются низкое (100 мкм) разрешение и невысокий (2:1) контраст получаемых изображений.

Традиционные методы оптической голографии сталкиваются с принципиальными трудностями их практической реализации в офтальмологии, в первую очередь из-за низкого качества получаемых объемных изображений.

Существенного повышения качества объемных изображений можно ожидать лишь в случае использования однопроходной топографической регистрации, каковой является регистрация прозрачных микрообъектов методами голографии.

Метод флюоресцентной ангиографии, состоящий в возбуждении люминесценции красителя, введенного в кровь, и одновременной фоторегистрации изображения глазного дна.

В результате проведенных исследований был разработан способ получения однопроходной голограммы глазного дна. Данный способ позволяет существенно улучшить качество восстановленных изображений в результате устранения когерентного шума и паразитных бликов.

### **7.3 Компьютерная оптическая топография**

Метод компьютерной оптической топографии (КОТ) позволяет дистанционно и бесконтактно определять форму поверхности туловища пациента. Принцип его действия прост и состоит в проецировании оптического изображения вертикальных параллельных полос на обследуемую поверхность туловища пациентов с помощью слайд-проектора и регистрации этих полос ТВ камерой. Изображение спроецированных на тело пациента полос деформируются в соответствии с рельефом его поверхности и несет детальную информацию о ее форме. Такое изображение вводится в цифровом виде в компьютер, где с помощью специальных алгоритмов по нему восстанавливается цифровая модель обследуемой поверхности в каждой точке исходного снимка. По этой модели поверхности и выделенным на ней анатомическим ориентирам костных структур компьютер строит выходные отчетные формы, на которых приводятся графические представления и количественные параметры, описывающие состояние осанки и формы позвоночника в трех плоскостях: фронтальной, горизонтальной и сагиттальной. При этом оценивается общая ориентация туловища в трех плоскостях: наклон влево-вправо, кпереди-кзади, скручивание туловища (поворот плечевого пояса относительно таза), а также положение и ориентация отдельных регионов туловища.

Форма позвоночника во фронтальной (боковое искривление) и сагиттальной (физиологические изгибы) определяется по линии-проекции остистых отростков позвоночника на дорсальную поверхность туловища, которая проходит по центральной борозде спины и играет ключевую роль в топографической диагностике деформаций позвоночника. Линия остистых отростков выделяется от уровня вершины межягодичной борозды (уровень позвонков крестца S2-S3) до вершины остистого отростка седьмого шейного позвонка С7. При развитой скелетной мускулатуре эта борозда хорошо проявляется на рельефе поверхности в виде желобка и компьютер находит ее автоматически без особых проблем. При слаборазвитых мышцах спины для выделения линии остистых отростков дополнительно используется маркировка специальными светоотражательными маркерами положения остистых отростков на поверхности спины, найденного посредством пальпации (рекомендуется использовать маркировку для топографического обследования больных сколиозом II степени и выше при их динамическом наблюдении). Ротация позвоночника вокруг продольной его оси оценивается по углу поворота сечений дорсальной поверхности туловища в горизонтальной плоскости. Этот угол рассчитывается по паравертебральной области сечений поверхности с центром в точке на линии остистых отростков и для него строится соответствующий график.



При функциональных боковых искривлениях позвоночника, для которых отсутствует торсия позвоночника, фронтальная проекция линии остистых отростков соответствует фронтальной проекции оси позвоночника. При структуральных же сколиозах тела позвонков смещаются за счет торсии латерально в сторону выпуклости сколиотической дуги и фронтальная проекция оси позвоночника описывает большую дугу по сравнению с фронтальной проекцией линии остистых отростков. В программном обеспечении ТОДП - топограф оптический деформаций позвоночника с учетом этого фактора строится трехмерная модель оси позвоночника и по ее искривлению во фронтальной плоскости выявляются сколиотические дуги и оценивается их выраженность углом латеральной асимметрии ЛА - топографическим аналогом угла по Коббу. Угол Кобба расчерчивается по рентгенограммам в прямой проекции и является общепризнанным «Золотым стандартом» оценки степени тяжести сколиоза в научной и практической медицине всего мира. Помимо величины угла кривизны для выявленной по топографическим данным сколиотической дуги описываются положение ее апекса (вершины), нижней и верхней границ, а также параметр Р - ротация в вершине дуги относительно ее верхней и нижней границ. Без учета этого параметра нельзя дифференцировать функциональные и структуральные сколиотические дуги, точно также как и по рентгенологическим данным, так как по определению структурального сколиоза на вершине его дуги обязательно должна присутствовать торсия. Величина Р равная или большая 1.6 градусов позволяет говорить о выявленной дуге как о структуральной.

Описанная методика выявления структуральных сколиозов и оценки их степени тяжести используется в серийных установках ТОДП - топограф оптический деформации позвоночника с 2000 года. Нами проведены исследования по сопоставлению топографических и рентгенологических данных, которые показали, что для типичных случаев идиопатического сколиоза для дуг от 10 градусов и до 80-90 градусов при условии корректности обработки снимков расхождения в углах составляют не более 5-6 градусов. Для иллюстрации выше сказанного нами подобраны типичные примеры больных идиопатическим сколиозом I-IV степени (таблица 8) из состава школы-интерната № 133 для детей больных сколиозом г. Новосибирска. Для каждой степени сколиоза приведены больные с левосторонней и правосторонней локализацией основной дуги в грудном (Гр) и грудопоясничных (ГП) отделах позвоночника приблизительно одинаковой величиной угла по Коббу. На рисунке 27 показаны исходные снимки больных с спроецированными полосами, по которым получают топографические данные при обследовании на установке ТОДП. На рисунке 28 приведены компьютерные топограммы дорсальной поверхности этих же больных. Топограммы с шагом 5 мм описывают контурные линии рельефа поверхности туловища и по ним визуалью по асимметрии полос на левой и правой половинах туловища может быть определена локализация основной дуги и степень ее тяжести.

Таблица 8 - Сравнение топографических и рентгенологических показателей

№	Основная дуга			Топографические данные			Данные рентгена		Расхождение	
	Степень Чаклина	Сторона	Уровень	ЛА, градус	Р, градус	Апекс	Угол Кобба, градус	Апекс	Угол дуги	Апекс
1	I	Левая	Гр	8.6	1.9	T8	10	T8	-1.4	0
2	I	Правая	Гр	9.1	4.6	T10	10	T9-	-0.9	+0.5
3	I	Левая	Ш	8.0	3.0	L2	10	L2	-2.0	0
4	I	Правая	Ш	9.3	2.6	L1	9	T12-	-0.3	-0.5
5	II	Левая	Гр	21.9	3.8	T9	26	T8	4.1	+1.0
6	II	Правая	Гр	16.5	3.9	T8-T9	15	T9	+1.5	+0.5
7	II	Левая	Ш	17.0	2.9	L1	16	T12	+1.0	-1.0
8	II	Правая	Ш	14.2	3.4	L1	16	L1	-1.8	0
9	III	Левая	Гр	36.6	7.1	T9-	33	T8-T9	+3.6	+1.0
10	III	Правая	Гр	33.7	6.5	T10	30	T10	+3.7	0.0
11	III	Левая	Ш	32.3	5.9	L1	37	L1	<del>4.1</del>	0.0
12	III	Правая	Ш	34.0	5.7	T12-	31	L1	+3.0	+0.5
13	IV	Левая	Гр	68.7	12.5	T10	75	T10	-6.3	0
14	IV	Правая	Гр	64.5	13.4	T8-T9	67	T9	-2.5	+0.5
15	IV	Левая	ГП	66.8	8.7	L1	72	T12	-5.2	1.0
16	IV	Правая	ГП	64.7	12.2	L1-L2	68	L1	-3.3	0.5

ЛА - угол латеральной асимметрии, топографический аналог угла по Коббу;

Р - ротация в вершине дуги относительно ее верхней и нижней границ;

Гр - грудная;

ГП - груднопоясничная локализация апекса (вершины) основной дуги;

T и L - обозначение грудных и поясничных позвонков соответственно.

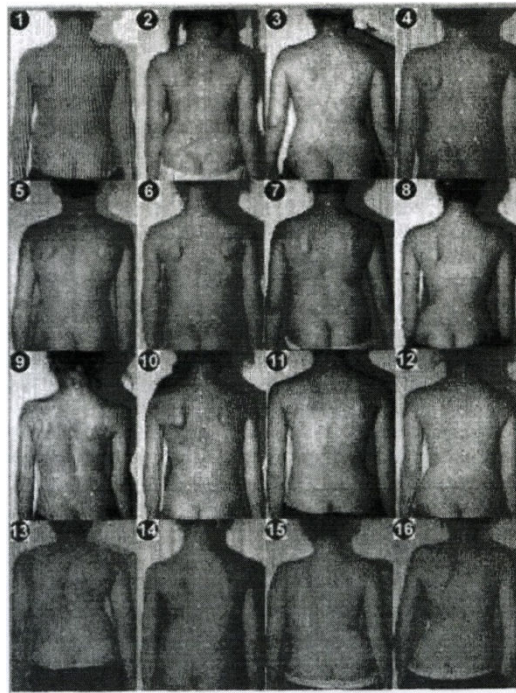


Рисунок 27 - Исходные снимки больных идиопатическим сколиозом I - IV степени с нумерацией соответственно таблице 8

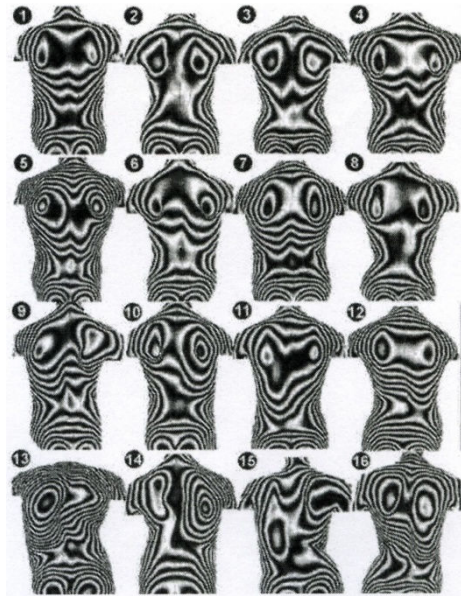


Рисунок 28 - Топограммы дорсальной поверхности туловища больных идиопатическим сколиозом (I - IV) степени с нумерацией соответственно таблице 8

В Новосибирском НИИТО - Республиканском центре хирургии позвоночника в 1994 году был разработан метод компьютерной оптической топографии (КОТ) и на его основе создана первая отечественная медицинская топографическая система, допущенная МЗ РФ к применению в медицинской практике в 1996 году под названием ТОДП - топограф оптический деформаций позвоночника. Основной целью создания метода КОТ явилось решение проблемы проведения массовых обследований детского населения для выявления сколиоза и других деформаций позвоночника на ранних стадиях заболевания. Принцип его действия прост и состоит в проецировании на спину пациента вертикальных черно-белых полос под небольшим углом сбоку от пациента, регистрации изображения этих полос ТВ камерой и вводе его в цифровом виде в компьютер, где с помощью специальных программ восстанавливается трехмерная модель дорсальной поверхности туловища (ДПТ). Затем строятся ее графические представления в трех плоскостях анализа: фронтальной, горизонтальной и сагиттальной, а также рассчитываются многочисленные параметры, количественно оценивающие состояние пациента, и, в том числе, определяется угол латеральной асимметрии (ЛА), который является топографическим аналогом угла по Коббу.

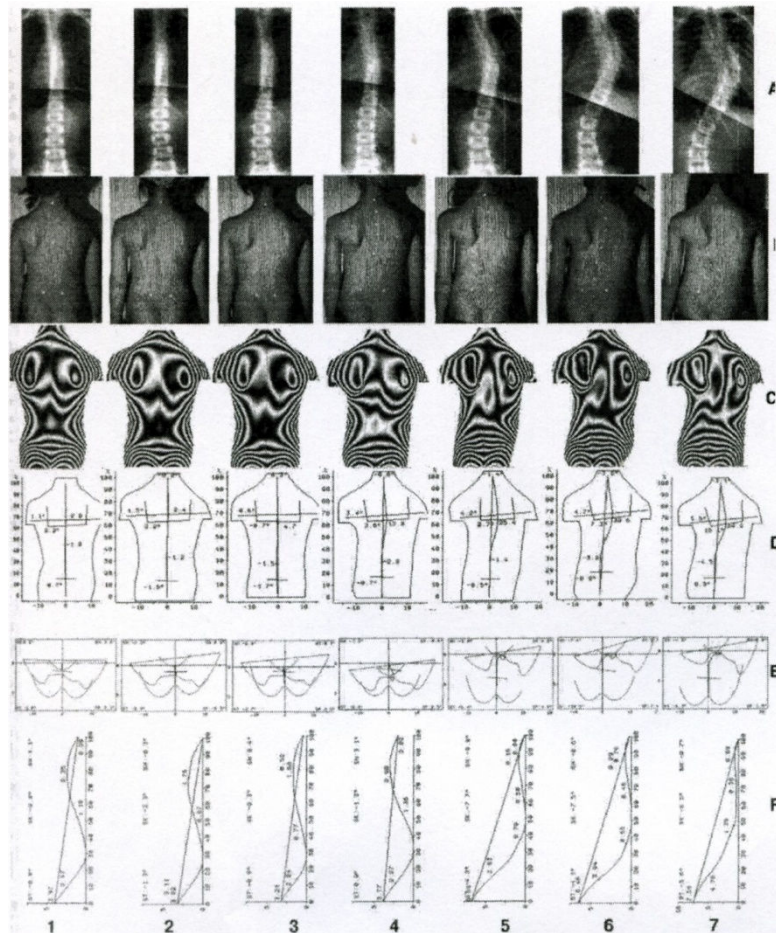
Большая информативность и достоверность топографических данных при диагностике структуральных сколиозов побудила нас провести изучение возможности использования метода компьютерной оптической топографии и для мониторинга состояния больных сколиозом. Эти исследования были проведены на базе Новосибирской школы-интерната № 133 санаторного типа для детей больных сколиозом, где на протяжении ряда лет проводились регулярные топографические обследования параллельно с рентгенологическими. Рентгенологические и топографические обследования выполнялись в положении пациентов стоя. Оценка динамики состояния пациентов осуществлялась рентгенологически по углу по Коббу и топографически по углу ЛА, а также с помощью интегральных индексов нарушения формы ДПТ, определяющих количественно степень отклонений осанки от гармоничного состояния.

Анализ динамики течения заболевания среди больных интерната позволил выделить четыре клинических группы: с регрессирующим течением заболевания (в ходе лечения дуга уменьшалась на 5 градусов и более); со стабильным течением заболевания (дуга искривления оставалась постоянной или увеличивалась не более чем на 5-10 градусов в течение всего периода роста); с умеренным прогрессированием заболевания (дуга оставалась стабильной до периода полового созревания, в течение которого прогрессировала до 30-50 градусов); с бурным прогрессированием заболевания (дуга прогрессировала на протяжении всего периода наблюдения на 10 градусов и более градусов в год и к концу роста скелета могла достигать 70 градусов и более).

Сопоставление рентгенологических, клинических и топографических данных, полученных в ходе исследования, показало, что для всех описанных выше клинических групп топографические данные адекватно отражают состояние деформации позвоночного столба и могут быть использованы для проведения мониторинга больных со сколиотической деформацией позвоночника с существенным сокращением объема до 70-80 % рентгенологических обследований.

Для иллюстрации вышесказанного мы приводим клинический пример наблюдения больной с бурно прогрессирующей формой идиопатического сколиоза, которая поступила в школу-интернат в возрасте 9 лет. Результаты динамического наблюдения этой больной приведены на рисунке 29 и в таблице 8 в которой, помимо углов по Коббу и ЛА для основной и второй дуги, приведены 32 топографических параметра, имеющих значительный коэффициент корреляции с углом ЛА (не менее 0,8 и не более 0,8).





- A - рентгенограммы больной в положении стоя в прямой проекции;
- B - исходные снимки больной при топографической обследовании;
- C - топограммы ДПТ больной с перепадом по высоте для одной полосы 5 мм
- D - фронтальные проекции ДПТ больной (вид на пациента сзади);
- E - горизонтальные проекции ДПТ больной (вид на пациента сверху);
- F - сагиттальные проекции линии остистых отростков (вид на пациента сбоку).

Рисунок 29 - Результаты динамического наблюдения больной с бурно прогрессирующим идиопатическим сколиозом в возрасте от 9 до 12 лет с нумерацией (1-7) согласно таблице 8.

Таблица 9 - Динамика состояния по данным рентгена и топографии больной в возрасте от 9 до 12 лет с бурно прогрессирующей формой идиопатического сколиоза

Наименование параметра 1	Корелляции 2	1	2	3	4	5	6	7	Изменение***	
		3 9,0 лет	4 9,9	5 10.4 лет	6 10.8 лет	7 11.4 лет	8 11.7 лет	9 12.0 лет	10 Абсолютное	11 Относительное
1 Угол по Коббу основной дуги, градус*	0.987	10	10	17	23	38	49	55	45	450
2 Угол по Коббу второй дуги, градус **	-0.977	-7	-9	-14	-16	-26	-36	-39	-32	457
3 Угол латеральной асимметрии основной дуги, градус	1.0	11.3	14.5	16.3	29.8	40.8	47.6	53.7	42.4	362
4 Угол ротации в вершине основной дуги, градус	0.86	3.92	5.8	5.1	4.9	8.5	7.8	8.0	4.8	104
5 Боковое отклонение линии остистых отростков в вершине	0.96	2.0	2.4	4.7	13.6	25.4	30.6	34.2	32.2	1610
6 Угол латеральной асимметрии второй дуги	-0.98	-6.34	-8.1	-12.9	-18.8	33.3	43.3	43.8	-37.5	590
7 Угол ротации в вершине дуги второй	-0.96	-2.0	-1.8	-2.6	-2.6	-5.0	-5.6	-6.7	-4.7	235
8 Боковое отклонение	-0.91	-1.0	-1.2	-1.5	-2.0	-1.4	-3.2	-4.5	-3.5	350
9 Общий интегральный индекс ДТП	0.98	1.11	1.11	1.20	1.77	2.72	3.43	3.60	2.49	224
10 Интегральный индекс ДТТ во ФП	0.99	0.59	0.74	0.83	1.72	2.83	3.83	4.49	3.9	661



Продолжение таблицы 9

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
11 Интегральный индекс ДПТ в СП	0.95	1.29	1.50	1.47	2.08	2.30	3.30	2.94	1.65	128
12 Интегральный индекс ДПТ в СП	0.93	1.31	0.95	1.22	1.48	2.97	3.11	3.16	1.85	141
13 Индекс	0.99	0.42	0.57	0.98	2.34	4.46	5.26	5.90	5.48	1304
14 Индекс деформации	0.97	1.92	2.14	2.00	2.72	3.00	3.83	3.64	1.72	89.6
15 Индекс деформации	0.93	1.65	1.14	1.60	1.90	3.72	4.04	3.96	2.31	140
16 Индекс асимметрии	0.94	1.02	1.13	0.95	1.71	2.78	3.69	5.1	4.08	400
17 Наклон плечевого пояса во ФП, градус	0.91	1.1	1.5	0.6	3.4	4.2	4.7	5.5	4.4	400
18 Наклон нижних углов лопаток во ФП. градус	0.84	2.2	2.2	-0.7	3.6	2.7	7.3	10.1	7.9	359
19 Наклон туловища во ФП, градус	-0.89	0.1	-0.22	0.34	-0.83	1.44	3.48	-3.1	-3.0	3000
20 Разворот плечевого пояса относит, таза в ГП, градус	-0.80	1.96	-2.86	-3.71	-5.8	-5.4	10.9	-6.1	4.14	211
Наклон туловища в СП, градус	-0.76	0.83	-1.31	-0.94	0.9	-4.3	-4.1	-5.6	-4.77	574
Угол разворота левой лопатки в ГП, градус	-0.95	32.4	32.1	32.9	29.8	21.0	23.3	17.5	-14.9	-46.3
Угол наклона левой лопатки в СП, градус	-0.97	4.7	6.2	5.1	2.6	0.7	2.58	-4.0	-8.7	-185

Высота отстояния нижнего угла правой лопатки от уровня остистых отростков, мм	0.95	22.5	21.3	19.3	24.1	36.0	40.8	41.2	18.7	83
---	------	------	------	------	------	------	------	------	------	----

Продолжение таблицы 9

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
Индекс асимметрии положения углов лопаток относительно срединной линии	0.98	0.59	0.33	0.50	1.83	2.8	3.1	4.00	3.41	578
Высота дуги поясничного лордоза, мм	0.81	21.8	18.2	17.2	22.5	27.5	31.0	24.9	3.1	14
Отклонение от нормы положения уровня апекса поясничного лордоза, %	0.95	0.2	-2.63	-2.10	1.99	10.5	9.3	14.8	14.6	7300
Высота дуги грудного кифоза, мм	-0.89	13.8	14.0	11.3	12.8	6.30	5.20	5.40	-8.4	-60.8
Отклонение от нормы положения уровня апекса грудного кифоза, %	0.90	7.5	5.3	8.1	5.7	15.0	18.1	19.5	12	160
Индекс соотношения протяженности поясничного лордоза и грудного кифоза. %	-0.94	-7.2	-4.2	-3.5	-7.9	-25.3	-29.С	-33.0	-25.8	344
Индекс соотношения высоты дуги поясничного лордоза и грудного кифоза %	-0.91	-1.44	-0.8	-1.2	-1.74	-3.9	-4.4	-3.9	-2.46	171
Среднеквадратичное отклонение графика «ДТУгл», градус	0.86	2.2	2.3	2.0	3.0	2.5	3.3	3.5	1.3	59
Среднеквадратичное отклонение графика «ПВУгл», градус	0.97	4.1	4.5	4.4	5.0	6.9	8.1	7.9	3.8	93
Среднеквадратичное отклонение графика «Объем», мм	0.94	2.01	2.5	2.1	3.02	2.93	3.84	3.68	1.67	83

Среднеквадратичное отклонение графика «Кривизна»	0.96	2.52	3.0	2.99	3.6	5.76	6.9	6.4	3.88	154
--	------	------	-----	------	-----	------	-----	-----	------	-----

\* - угол по Коббу приведен для рентгенограмм, показанных на рисунке 29 (А1-А7) и полученных в пределах одного месяца от момента проведения топографического обследования больной, с возрастом указанным в таблице;

\*\* - коэффициент корреляции, рассчитанный для каждого параметра по отношению к углу ЛА - топографического аналога угла по Коббу;

\*\*\* - изменение параметра в конце периода наблюдения по отношению к начальному состоянию;

Знак «минус» для приведенных в таблице параметров означает превышение параметра слева или левостороннюю дугу. ФП, ГП, СП - фронтальная, горизонтальная и сагиттальная плоскость соответственно.

По первичной рентгенограмме (рисунке 29 А), сделанной в возрасте 8,9 лет (до поступления в школу), выявлена правосторонняя грудная дуга с локализацией Т5-Т8-Т11 величиной 10 градусов по Коббу и признаками торсии, а также левосторонняя поясничная дуга Т12-Л2-Л4, - 7 градусов. По результатам первичного топографического обследования больной в возрасте 9,0 лет (рисунке 29 В) выявлена правосторонняя грудная дуга (основная) Т3-Т8- Т11, 11,3 градусов, и левосторонняя поясничная дуга (вторая) Т11-Л2-Л5, - 6,3 градуса. Угол ротации в вершине основной дуги составил 3,9 градусов, что свидетельствует о наличии выраженной торсионной деформации позвоночного столба в ранней стадии сколиоза (неблагоприятный с точки зрения прогноза фактор). Боковое отклонение линии осистых на вершине дуги минимально и составляет 2 мм. Нарушения осанки во фронтальной плоскости также минимальны и укладываются в норму. В горизонтальной плоскости выявлен незначительный поворот плечевого пояса влево (поворот левого плеча кзади, а правого - кпереди) что привело к небольшому скручиванию туловища - 2 градуса, однако при наличии правосторонней грудной дуги это также является неблагоприятным фактором. В сагиттальной плоскости выявлено усиление глубины поясничного лордосколиоза на 4 мм и уменьшение высоты грудного кифоза на 10,4 мм, что может свидетельствовать о начале формирования лордосколиоза.

До момента топографического обследования в возрасте 10,4 года включительно состояние больной можно рассматривать как близкое к стабильному: общий интегральный индекс ДПТ увеличился с 1,11 до 1,2, угол ЛА с 11,3 градус до 16,3 градусов. После указанного периода сколиоз у больной начал бурно прогрессировать, и к возрасту 10,8 лет угол ЛА основной дуги увеличился до 29,8 градуса, общий интегральный индекс ДПТ составил 1,77, интегральный индекс асимметрии лопаток — 1,7. При этом по топографическим данным выявлено: появление перекоса плечевого пояса и углов лопаток во ФП влево (3,4 градуса и 3,6 градусов) с увеличением бокового отклонения линии остистых отростков до 13,6 мм; отклонение оси туловища во ФП вправо 0,8 градусов и в СП кзади 0,9 градусов; усиление скручивания туловища 5,9 градусов. В последующий период наблюдения бурное прогрессирование сколиоза у больной продолжилось со средним увеличением угла ЛА и угла по Коббу около 23 градуса в год. Для предотвращения дальнейшего прогрессирования больной была выполнена в возрасте 12 лет операция в Новосибирском НИИТО.

Таким образом, состояние ДПТ в сильной степени определяется состоянием позвоночника. При отсутствии прогрессирования сколиоза форма ДПТ остается неизменной и, наоборот, при нарастании деформации позвоночника форма ДПТ ухудшается по сравнению с гармоничной осанкой пропорционально увеличению сколиотических дуг, и, как правило, сразу в трех плоскостях. Поэтому топографические параметры (угол ЛА и интегральные индексы нарушения формы дорсальной поверхности) могут быть использованы для оценки динамики состояния больных сколиозом. Для грудной локализации основной дуги сильная корреляция с рентгенологическим углом по Коббу выявлена у параметров положения и ориентации лопаток, что позволяет рекомендовать интегральный индекс асимметрии лопаток в качестве дополнительного и достаточно достоверного критерия наличия или отсутствия прогрессирования деформации.

Наши исследования доказали, что для большинства больных сколиозом, наблюдаемых в динамике, вместо рентгенологических достаточно проводить регулярные топографические обследования. Рентгенологическое подтверждение величины дуги и ее локализации для впервые выявленных больных или наблюдаемых в режиме топографического мониторинга рекомендуется проводить при значении угла ЛА более 11-15 градусов. Дальнейший мониторинг можно осуществлять топографически вплоть до достижения основной дугой величины 40-45 градусов, и только тогда проводить повторное рентгенологическое обследование для уточнения величины дуги и оценки показаний к хирургическому лечению.



По сравнению с рентгенографией использование топографического метода для задач мониторинга больных сколиозом имеет ряд несомненных преимуществ:

- полная безвредность для обследуемых и обслуживающего персонала;
- отсутствие дорогостоящих расходных материалов;
- отсутствие ограничений на число обследований пациента в год;
- полная автоматизация обработки снимков пациентов;
- высокая оперативность (получение результата в присутствии пациента);
- получение комплексного количественного описания формы дорсальной поверхности туловища для выявления динамики постуральных изменений;
- сохранение всех результатов обследований в электронной базе данных.

Результаты проведенных исследований позволяют нам рекомендовать метод топографического мониторинга деформации позвоночника для широкого применения в медицинской практике как альтернативы рентгену.

## 7.4 Оптическая когерентная томография

Оптическая когерентная томография (ОКТ) – современный диагностический метод неинвазивного прижизненного исследования биологических тканей, внедренный в клиническую практику в 1997 году. Он основан на комплексном анализе отражения низкокогерентного излучения исследуемой тканью. Разрешающая способность современных приборов для ОКТ составляет менее 10 микрон и позволяет получить изображение слоев сетчатки, хориокапилляров и пигментного эпителия сетчатки (ПЭ). Возможность точной морфометрической оценки параметров анатомических структур неинвазивным методом обусловило то большое значение ОКТ, которое ему придают специалисты-ретинологи. Создание ОКТ, несомненно, способствовало получению новых результатов научных исследований в офтальмологии. Метод ОКТ был разработан группой исследователей, возглавляемой профессором Карменом Пульяфито (Университет Tufts, Бостон и Офтальмологический Центр Новой Англии) в сотрудничестве со специалистами по физике и математике во главе с Джеймсом Фуджимото (Массачусетский Технологический Институт). ОКТ – диагностический метод визуализации, который применяется в последние годы для анализа морфологических особенностей сетчатки методом неинвазивного томографического кросс-секционного сканирования с высоким разрешением. ОКТ обеспечивает визуализацию поперечных срезов сетчатки, являясь информативным методом диагностики и контроля динамики развития многих заболеваний сетчатки.

Метод ОКТ аналогичен ультразвуковому В-сканированию, но имеет перед ним существенные преимущества. Ультразвуковое В-сканирование обладает разрешающей способностью 159 микрон, тогда как разрешение ОКТ может достигать 10 и менее микрон. Поскольку ОКТ использует световой источник излучения, нет необходимости в контакте со структурами глаза, как при ультразвуковых исследованиях. При ОКТ сканирование занимает менее двух секунд, примерно столько же требуется для анализа результатов, например, построения карты толщины сетчатки.

Оптические томограммы сетчатки, полученные на томографе STRATUS (рисунок 30), характеризуются высокой повторяемостью. Ход сканирующего луча хорошо виден на изображении глазного дна, что позволяет точно локализовать положение томографического среза; наличие специального маркера обеспечивает точность позиционирования при повторном сканировании. ОКТ - надежный и высоко чувствительный (разрешающая способность менее 10 микрон) диагностический метод. Изображения, полученные в результате сканирования, в точности повторяются при исследовании различными операторами на различных приборах. Сама процедура сканирования достаточно легкая, быстрая и не требует применения контрастных веществ. Наиболее ценным качеством данного метода является то, что он неинвазивный и позволяет исключить все риски, сопутствующие проведению инвазивных процедур. Картирование толщины сетчатки по результатам ОКТ-исследования позволяет получить графическое изображение заднего полюса глаза; составление карты осуществляется за считанные секунды; на основании полученных данных принимается решение о хирургической операции или лазерном лечении.

Таким образом, ОКТ - это диагностический метод, который обладает следующими характеристиками:

- легкость проведения исследования и интерпретации;
- быстрота;
- высокая чувствительность (разрешающая способность 10 микрон);
- воспроизводимость (повторяемость результатов);
- неинвазивность, бесконтактность, безопасность ОКТ используется в следующих целях:

- диагностика;
- определение показаний к хирургическому или лазерному вмешательству;
- хранение результатов;
- количественная оценка патологических очагов, измерение толщины и объёма сетчатки;
- оценка эффективности медикаментозной терапии;
- мониторинг естественного течения заболевания;
- оценка результатов хирургического и лазерного лечения.

### **Ограничения метода**

В настоящее время для проведения оптического когерентного сканирования глазного дна желательно расширить зрачок пациента, хотя в ряде случаев возможно получить качественные снимки и без мидриаза; сложности возникают только при сильно выраженном миозе. Незначительное либо умеренно выраженное снижение прозрачности оптических сред не влияет на разрешающую способность метода ОКТ, но для получения сигнала хорошего качества и высокой интенсивности необходима не только прозрачность сред, но и достаточное увлажнение поверхности роговицы естественной или искусственной слезой.

ОКТ невозможна или затруднительна в ряде следующих случаев:

- отёк роговицы;
- выраженные помутнения хрусталика;
- помутнения стекловидного тела;
- гемофтальм.

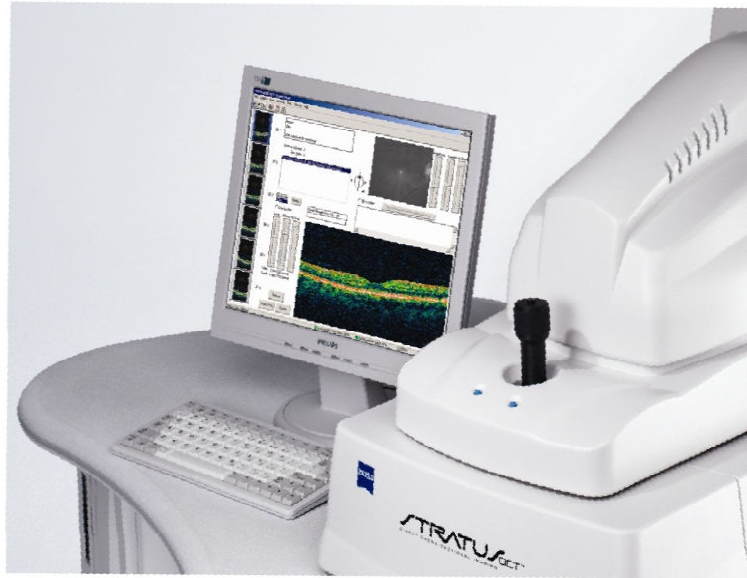


Рисунок 30 Оптический когерентный томограф

## **8 Приборы и аппараты для тепловизионных методов исследования**

### **8.1 Термография**

В человеческом организме вследствие экзотермических биохимических процессов в клетках и тканях, а также за счет высвобождения энергии, связанной с синтезом ДНК и РНК, вырабатывается большое количество тепла от 50 до 100 ккал/г. Это тепло распределяется внутри организма с помощью циркулирующей крови и лимфы. Кровообращение выравнивает температурные градиенты. Кровь благодаря высокой теплопроводности, не изменяющейся от характера движения, способна осуществлять интенсивный теплообмен между центральными и периферическими областями организма. Наиболее теплой является смешанная венозная кровь. Она мало охлаждается в легких и, распространяясь по большому кругу кровообращения, поддерживает оптимальную температуру тканей, органов и систем. Температура крови, проходящей по кожным сосудам, снижается на 2-3 °С. При патологии система кровообращения нарушается. Изменения возникают уже потому, что повышенный метаболизм, например, в очаге воспаления увеличивает перфузию крови и, следовательно, теплопроводность, что отражается на термограмме появлением очага гипертермии.

Температура кожи имеет свою вполне определенную топографию. Правда, у новорожденных, как показала И.А.Архангельская, термотопография кожи отсутствует. Самую низкую температуру от 23 до 30 °С имеют дистальные отделы конечностей, кончик носа, ушные раковины. Самая высокая температура подмышечной области, в промежности, области шеи, эпигастрия, губ, щек. Остальные участки имеют температуру от 31 °С до 33,5 °С. Суточные колебания температуры кожи в среднем составляют от 0,3 до 0,1 °С и зависят от физической и психической нагрузок, а также других факторов.

При прочих равных условиях минимальные изменения температуры кожи наблюдаются в области шеи и лба, максимальные - в дистальных отделах конечностей, что объясняется влиянием высших отделов нервной системы. У женщин часто кожная температура ниже, чем у мужчин. С возрастом эта температура снижается и уменьшается ее изменчивость под воздействием температуры окружающей среды. При всяком изменении постоянства соотношения температуры внутренних областей тела включаются терморегуляторные процессы, которые устанавливают новый уровень равновесия температуры тела с окружающей средой.

У здорового человека распределение температур симметрично относительно средней линии тела. Нарушение этой симметрии и служит основным критерием тепловизионной диагностики заболеваний. Количественным выражением термоасимметрии служит величина перепада температуры. Перечислим основные причины возникновения температурной асимметрии:

- 1 Врожденная сосудистая патология, включая сосудистые опухоли.
- 2 Вегетативные расстройства, приводящие к нарушению регуляции сосудистого тонуса.
- 3 Нарушения кровообращения в связи с травмой, тромбозом, эмболией, склерозом сосудов.
- 4 Венозный застой, ретроградный ток крови при недостаточности клапанов вен.
- 5 Воспалительные процессы, опухоли, вызывающие местное усиление обменных процессов.
- 6 Изменения теплопроводности тканей в связи с отеком, увеличением или уменьшением слоя подкожной жировой клетчатки.

Существует так называемая физиологическая термоасимметрия, которая отличается от патологической меньшей величиной перепада температуры для каждой отдельной части тела. Для груди, живота и спины величина перепада температуры не превышает 1° С.

Терморегуляторные реакции в человеческом организме управляются гипоталамусом.

Кроме центральных, существуют и местные механизмы терморегуляции. Кожа благодаря густой сети капилляров, находящихся под контролем вегетативной нервной системы и способных значительно расширить или полностью закрыть просвет сосудов, менять свой калибр в широких пределах, -прекрасный теплообменный орган и регулятор температуры тела.

Температура кожи и подлежащих тканей может иметь мозаичный характер вследствие неоднородности температур внутренних органов или даже отдельных участков того или иного органа. Следует обратить внимание на высокие термоизолирующие свойства кожного покрова, который благодаря разветвленной подкожной сосудистой сети, препятствует контактной передаче термических воздействий вглубь тела и в обратном направлении. Все эти общие и местные механизмы терморегуляции оказывают влияние на физические и физиологические факторы, обуславливающие в конечном счете особенности теплоизлучения кожи, а следовательно, и характер тепловизионной картины.

Таким образом, термография - метод функциональной диагностики, основанный на регистрации инфракрасного излучения человеческого тела, пропорционального его температуре. Распределение и интенсивность теплового излучения в норме определяются особенностью физиологических процессов, происходящих в организме, в частности как в поверхностных, так и в глубоких и органах. Различные патологические состояния характеризуются термоасимметрией и наличием температурного градиента между зоной повышенного или пониженного излучения и симметричным участком тела, что отражается на термографической картине. Этот факт имеет немаловажное диагностическое и прогностическое значение, о чем свидетельствуют многочисленные клинические исследования.



Колебания температуры кожи зависят от ряда факторов. К ним относятся: сосудистые реакции, скорость кровотока, наличие локальных или общих источников тепла внутри тела, регуляция теплообмена одеждой, испарением. Кроме того, возможны погрешности в измерении температуры за счет воздействия излучающих предметов окружающей среды. Пока влияние всех этих факторов не исключено или не учитывается при окончательном определении

результата измерения, до тех пор невозможно объективно судить о температуре человеческого тела после единичного измерения температуры. По расчетам Г. Рудовского разница между истинной и кажущейся температурой чаще всего составляет 1-3 градуса.

Точность исследования возрастает, если снять с исследуемого одежду, а из помещения удалить объекты, более теплые или более холодные, чем воздух в комнате. Оптимальной для исследования считается температура воздуха 22 градуса.

Перед проведением тепловизионного исследования больной должен адаптироваться к температуре окружающей среды. По мнению В.Ф. Сухарева и В.М. Курышевой, оптимальным и достаточным является 20- минутный период адаптации. Эти авторы выделили три типа адаптации у людей:

Первый - устойчивый. Характеризуется высокой степенью адаптации. У людей, относящихся к этой группе, вначале отмечается небольшое падение температуры на 0,3-0,5 °С при естественном охлаждении и быстрое восстановление температуры кожи до первоначального уровня.

Второй - уравновешенный. Степень адаптации при этом несколько понижена и наблюдается замедленное восстановление температуры кожи.

Третий - неустойчивый. В этом случае имеют место нарушения физической терморегуляции или функциональные расстройства сосудистой системы без клинических проявлений. Температура несколько стабилизируется к 60-й минуте периода адаптации, оставаясь пониженной.

У больных с патологией сосудов отмечаются резкие нарушения адаптационных процессов.

Выбор расстояния от больного до экрана тепловизора зависит от технических возможностей прибора.

Оптимальное расстояние от тепловизора до объекта составляет 2-4 м.

В литературе описывается несколько методов тепловизионных исследований.

Выделяют два основных вида термографии:

- 1) Контактная холестерическая термография;
- 2) Телетермография.

Телетермография основана на преобразовании инфракрасного излучения тела человека в электрический сигнал, который визуализируется на экране тепловизора.

Контактная холестерическая термография опирается на оптические свойства холестерических жидких кристаллов, которые проявляются изменением окраски в радужные цвета при нанесении их на термоизлучающие поверхности. Наиболее холодным участкам соответствует красный цвет, наиболее горячим - синий. Нанесенные на кожу композиции жидких кристаллов, обладая термочувствительностью в пределах 0,001 °С, реагируют на тепловой поток путем перестройки молекулярной структуры. Падающий на кристаллы рассеянный дневной свет разделяется на две компоненты, у одной из которых электрический вектор поворачивается по часовой стрелке, а другой - против.

После рассмотрения различных методов тепловидения встает вопрос о способах интерпретации термографического изображения. Существуют визуальный и количественный способы оценки тепловизионной картины.

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

Радиометрический подход весьма перспективен. Он предполагает использование самой современной техники и может найти применение для проведения массового профилактического обследования, получения количественной информации о патологических процессах в исследуемых участках, а также для оценки эффективности - термографии.

## Заключение

Подводя итог вышесказанному, нужно отметить, что наличие классификации медицинского оборудования позволяет достаточно точно ориентироваться в многообразии медицинской техники. Однако приведенная выше классификация может быть упрощена следующим образом:

- рентгеновское оборудование. Речь идет о стандартном оборудовании рентген-кабинетов. Современная рентгенология предлагает широкий спектр аппаратуры от портативных аппаратов и передвижных флюорографов до сложного диагностического рентген-оборудования.

- томографическое оборудование. Сегодня это несколько условное деление, но как и прежде предпочтение отдается такой аппаратуре, как КТ или точнее РКТ (рентгеновский компьютерный томограф) и МРТ (магниторезонансный томограф). КТ и МРТ продолжают развиваться и совершенствоваться. Последние разработки даже внешне не совсем похожи на своих предшественников. А удобство использования, быстрота, качество и возможности исследования продолжают развиваться и удивлять.

- ультразвуковые сканеры. Это оборудование по праву претендует на роль самого популярного. Секрет прост. Ведь УЗИ - самый распространенный и самый доступный вид визуализации. Не требует специальных помещений и сложных условий для эксплуатации. Учитывая появление реальной трехмерности в ультразвуковых исследованиях, такое оборудование имеет все шансы выйти на новый уровень диагностики.

- кардиографическое оборудование относится к узкоспециализированному. Но необходимо учитывать, что распространенность, к примеру, ИБС после 40 лет — около 15 %, а смертность от сердечно-сосудистой патологии сегодня в России около 55%.

Следовательно, раннее выявление патологии первостепенная задача. Именно по этой причине сегодня портативный кардиограф - самый обычный инструмент врача, а запись ЭКГ с помощью современных кардиоанализаторов - наиболее частый вид специализированного обследования сердечно-сосудистой системы.

## Список использованных источников

- 1 Куриков, С. Ф. Электроэнцефалограф на основе сигма- дельта АЦП / С.Ф. Куриков [и др.] // Тезисы докладов Международной конференции по биомедицинскому приборостроению «Биомедприбор-98». - Москва, ВНИИМП РАМН, 1998-560 с.
- 2 Юсупов, Р. М. Новые информационные технологии на пороге XXI века: учеб. Пособие / Р. М. Юсупов, Р. И. Полонников. - СПб.: СПИИРАН, 1998.-486 с.
- 3 Сернадский, В.Р. Компьютерная оптическая топография. Объективная диагностика структуральных сколиозов/ В.Р. Сернадский//Риамед. - 2006. - № 1(15).-с. 10-12.
- 4 Крейцер, А.Г. Справочник по медицинским приборам: справочник / А.Г. Крейцер; под ред. Е.М. Крепса. - Л.: Мед. лит-ра, 1962. - 196 с.
- 5 Ливенцев, И.М. Электромедицинская аппаратура: учебник / И.М. Ливенцев, А.Р. Ливенсон. - М.: Медицина, 1974. - 336 с.
- 6 Алиев, Т.М. Измерительная техника: учеб пособие / Т.М. Алиев. - М.: Высшая школа, 1991. - 574 с.
- 7 Мухарлямов, Н.М Клиническая ультразвуковая диагностика: учебник / Н. М. Мухарлямов, Ю.Н. Беленков, О.Ю. Атьков.-М.: Медицина, 1987.- 256 с.
- 8 Инструментальные методы исследования сердечнососудистой системы: справочник / под ред. Т.С. Виноградовой. - М.: Медицина, 1986. - 416 с.
- 9 Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ : учеб. пособие для вузов / под ред. А. Л. Барановского, А. П. Немирко. - М.: Радио и связь, 1993-248 с.
- 10 Тяжелая закрытая травма черепа и головного мозга (диагностика и лечение): учебник / под ред.В. М. Угрюмова.
12. ГОСТ 2.105-95 Общие требования к текстовым документам. – Взамен ГОСТ 2.105-79 - Введ. 01.07.1996. - М. : Изд-во стандартов, 1996. - 27 с.
- 13ГОСТ 2.114-95 Технические условия. - Взамен ГОСТ 2.114-70 - Введ. 01.07.1996. - М. : Изд-во стандартов, 1996.
- 14 ГОСТ 7.1-2003. Библиографическая запись. Библиографическое описание. Общие требования и правила составления. — Взамен ГОСТ 7.1-1984. - Введ. 01.07.2004. - М. : Изд-во стандартов, 2004. – 141 с.