

Документ подписан простой электронной подписью  
Информация о владельце:  
ФИО: Емельянов Сергей Геннадьевич  
Должность: ректор  
Дата подписания: 16.12.2021 21:00:53  
Уникальный программный ключ:  
9ba7d3e34c012eba476ffd2d064cf2781976e736df2774d16f3c0e57600c5

**МИНОБРНАУКИ РОССИИ**  
Федеральное государственное бюджетное  
образовательное учреждение высшего образования  
«Юго-Западный государственный университет»  
(ЮЗГУ)

Кафедра биомедицинской инженерии

УТВЕРЖДАЮ  
Проректор по учебной работе  
О.Т. Локтионова  
«\_\_\_\_\_» \_\_\_\_\_ 2018 г.



**КОМПЬЮТЕРНЫЕ СИСТЕМЫ ТОМОГРАФИЧЕСКИХ  
ИССЛЕДОВАНИЙ**

Методические рекомендации по организации и выполнению  
самостоятельных занятий для обучающихся по программам  
высшего образования по направлениям 12.06.01, 09.06.01

Курск 2018

УДК 004.93:61

Составители: О.В. Шаталова, К.Д.А. Кассим, С.А. Филист.

Рецензент

Доктор технических наук, профессор Р.А. Томакова

**Компьютерные системы томографических исследований:**  
методические рекомендации по организации и выполнению  
самостоятельных занятий / Юго-Зап. гос. ун-т; сост.: С.А. Филист. -  
Курск, 2018. - 49 с.

Методические указания соответствуют требованиям программ дисциплин «Компьютерные системы томографических исследований».

Предназначены для обучающихся по программам высшего образования по направлениям 12.06.01 «Фотоника, приборостроение, оптические и биотехнические системы и технологии (Приборы, системы и изделия медицинского назначения)» и 09.06.01 «Информатика и вычислительная техника (Системный анализ, управление и обработка информации (технические и медицинские системы))»

Текст печатается в авторской редакции

Подписано в печать 1.03.18. Формат 60x84 1/16.  
Усл.печ.л. 2.6. Уч.-изд.л. 2.4 Тираж 100 экз. Заказ: 1459. Бесплатно.  
Юго-Западный государственный университет.  
305040, г. Курск, ул. 50 лет Октября, 94.

# Самостоятельная работа №1

## Меры информативности изображений

### 1.1 Теоретические сведения

Изображения обычно несут большой объем информации, являющейся в ряде случаев избыточной. Во-первых, они обладают статистической избыточностью, заключающейся в том, что элементы изображения, расположенные близко друг к другу, имеют близкое значение яркости. Во-вторых, изображения обладают психовизуальной избыточностью, заключающейся в том, что часть информации, переносимой изображением, может быть исключена без последствий для восприятия этого изображения человеком. В-третьих, существует избыточность определяемая целями обработки и анализа изображения (поиск объекта на изображении и т.д.). В-четвертых, существует избыточность, свойственная временным последовательностям изображений и выражающаяся в повторении на них не изменяющихся во времени деталей.

Представляет интерес количественно оценить информативность изображения.

Пусть  $f(x,y)$  - функция изображения, определяющая яркость пикселя в зависимости от его координат  $X, Y$ , а  $h(i)$  - число пикселей яркости  $i$ . Мету количества информации в изображении  $PIM(f)$  можно определить как

$$PIM(f) = \sum_{i=0}^{n-1} h(i) - \max_i h_i, \quad (1.1)$$

где  $n$  - число градаций яркости, которые используются при синтезе данного изображения.

Такая мера количества информации базируется на минимальном числе изменений уровня яркости пикселя, необходимом для преобразования исходного изображения в изображение с постоянной яркостью. Если  $N$  - число пикселей в изображении  $f$ , то можно ввести нормализованную меру количества информации  $NPIM = PIM/N$ .

При сегментации изображений меры  $PIM$  и  $NPIM$  можно использовать для принятия решения о том, следует ли производить декомпозицию изображения  $f$ . Так например, если  $NPIM(f)$  меньше

порога, то дальнейшую декомпозицию  $f$  производить не нужно. С другой стороны, если  $NPIM$  изображения и  $NPIM$  сегментов близки к максимуму, то изображение  $f$  является почти случайным и также не подлежит декомпозиции.

Более обобщенную меру  $PIM_k$  можно определить как минимальное число изменений яркости, необходимое для преобразования изображения в изображение, содержащее  $k$  градаций яркости:

$$PIM_k(f) = \sum_{i=0}^{n-1} h(i) - \sum_{i \in \{k \text{ наибольших } h(i)\}} h(i) \quad (1.2)$$

Если определить  $p_i$  как  $h(i)/N$ , то получим

$$NPIM_k(f) = 1 - \sum_{i \in \{k \text{ наибольших } h(i)\}} p(i) \quad (1.3)$$

Легко видеть, что мера  $NPIM_k$  равна единице минус сумма первых  $k$  членов последовательности  $p_1, p_2, \dots, p_n$ , которая в свою очередь равна сумме последних  $n-k$  членов этой последовательности.

Если обозначить в (1.15)  $NPIM_{n-k}(f)$  через  $S_k$ , то имеем

$$S_0 = 0, S_n = 1, S_k = \sum_{i=0}^{k-1} p(i)$$

Соединив точки  $(k/n, S_k)$ ,  $k=0,1,2,\dots,n$ , получим кусочно-линейную кривую (рисунок 1.1), называемую информационной кривой Лоренца.

Следует отметить, что эта кривая является представлением информационного содержания изображения. Чтобы найти значение меры  $NPIM_k$ , мы просто на кривой Лоренца находим точку  $((n-k)/n, S_{n-k})$ . Если градации яркости распределены равномерно, то кривая превращается в прямую между точками  $(0,0)$  и  $(1,1)$ . В противном случае кривая становится кусочно-линейной и располагается под этой прямой.

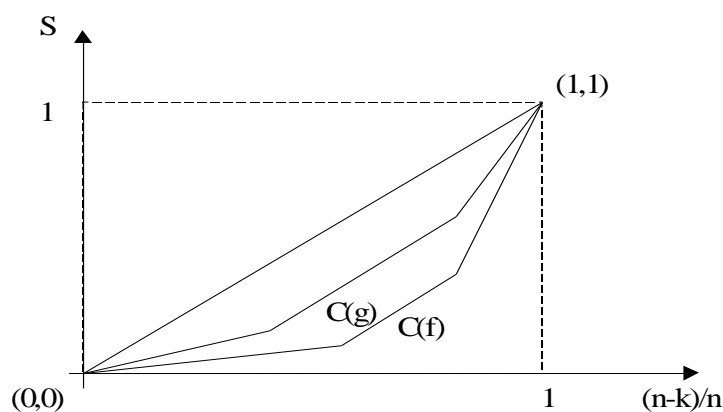


Рисунок 1.1 – Кривая Лоренца

На рисунке 1.1 кривая  $C(f)$  для изображения  $f$  всегда расположена над кривой  $C(g)$  для изображения  $g$ . Это означает, что  $NPIM_k(f) \geq NPIM_k(g)$  для любого  $k$  или что изображение  $f$  более информативно, по сравнению с изображением  $g$ .

Легко видеть, что по заданной гистограмме  $h$  кривая информации Лоренца определяется полностью. И наоборот, если дана кривая информации Лоренца, то известна и гистограмма.

Однако применение критерия (1.15) не гарантирует однозначного выбора наиболее информативного изображения. Например, на рисунке 1.2 показаны три изображения, которые однозначны по информативности согласно (1.15). Но только изображение 1.2,в несёт информацию о цифре "4", а изображение 1.2,б представляет из себя набор случайных точек, изображение 1.2,а относится совсем к другому классу - геометрические фигуры (квадрат)[2].

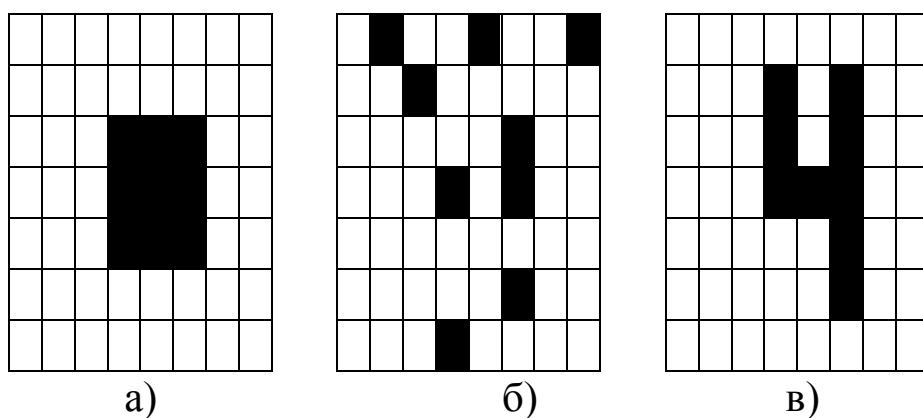


Рисунок 1.2 – Примеры изображений, имеющих одинаковые гистограммы.

## 1.2 Формы представления видеоданных в ЭВМ

Наиболее распространенной формой представления видеоданных в ЭВМ является двумерная матрица отсчетов, каждый элемент которой описывает яркость или цвет элемента изображения с соответствующими координатами. Основное достоинство матричного представления - сохранение на логическом (а часть и на физическом) уровне структуры обрабатываемого изображения - пространственной организации элементов яркости или цвета. Поэтому матричное представление видеоданных называют также прямым. Простота такого представления позволяет легко организовать последовательные или параллельные просмотр и обработку элементов изображения.

Для представления видеоданных в ЭВМ широко используют описание изображения коэффициентами некоторого ортогонального (обычно двумерного) преобразования - спектрами. Поскольку спектральный состав большинства реальных изображений резко неоднороден, коэффициенты двумерных преобразований успешно применяются для кодирования и сжатия видеоданных.

Синтаксические методы представления, называемые также структурно-лингвистическими, основаны на описании изображений составных объектов в виде иерархической структуры более простых преобразов с использованием аппарата формальных грамматик. При синтаксическом представлении различают лингвистические и структурные подходы. В первом случае составной объект изображения описывается с помощью выделенного набора непроеизводных элементов (алфавита) и правил их соединения, например, описание изображений букв на основе комбинаций отрезков линий различной формы. Во втором случае на множестве непроеизводных элементов формируются признаки описывающие различные классы объектов. Трудности заключаются в определении "семантически полного" базиса непроеизводных элементов или признаков.

Пирамидально-рекурсивное представление объединяет ряд структур и способов организации данных, которые обладают общими чертами - иерархичностью и регулярностью. В этом случае обрабатываемое изображение описывается упорядоченной последовательностью нескольких изображений различного

разрешения, сходящихся к исходному и располагаемых обычно одно под другим. В наиболее распространенном варианте исходное изображение разбивается на равные квадратные блоки (возможно пересекающиеся), затем процедура разбиения рекурсивно повторяется для каждого блока до тех пор, пока его размер не станет равным размеру элемента исходного изображения (пикселя). Каждому блоку приписывается значение, называемое "яркостью" или "цветом" и являющееся его обобщенной характеристикой. По завершению процесса получается набор изображений, каждое из которых состоит из блоков определенной величины. Эти изображения последовательно уточняют друг друга и сходятся к исходному.

### 1.3 Контрольные вопросы

1. Дайте интуитивное объяснение  $\log_2$  в мере энтропии Шеннона.

2. Вычислите меры PIM и NPIM для приведенного ниже изображения, имеющего 4 градации яркости


3. Каково максимальное значение взвешенной PIM для изображения, приведенного в предыдущем вопросе, если оно разбито на две части по вертикали или горизонтали.

4. Докажите, что  $NPIM(f) = 1 - \max_i p_i$ .

5. Покажите, что  $Hn(\vec{P}) \leq \log_2 n$ .

6. Дайте определение нормального оператора обнаружения границы, базирующего на мере энтропии в приведенном ниже окне  $3 \times 3$ , где  $a_i$  – градации яркости пикселя.

1	2	3
8	0	4
7	6	5

7. Рассмотрите процедуру порогового обнаружения изображения с использованием РИМ. Опишите эвристический метод реализации этого алгоритма. Когда будут получены «наилучшие результаты»?



## Самостоятельная работа №2 Рентгеновская интроскопия

### 2.1 Теоретические сведения

Экранно-плёночные рентгенодиагностические системы относят к разряду классических.

Известно, что биологические ткани, имеющие различную плотность, обладают различной степенью поглощения рентгеновского излучения. Это свойство позволяет по интенсивности потока рентгеновского излучения, прошедшего через объект, судить о структуре исследуемого биообъекта.

В состав таких систем входят рентгеновские трубки, излучающие рентгеновские лучи определённой интенсивности с фокусирующими приспособлениями, и приёмники излучения, в которых формируется рентгеновское изображение на рентгеновской плёнке, например РМ-В, и экране.

На рисунке 2.1. показана схема прибора, генерирующего рентгеновские лучи.

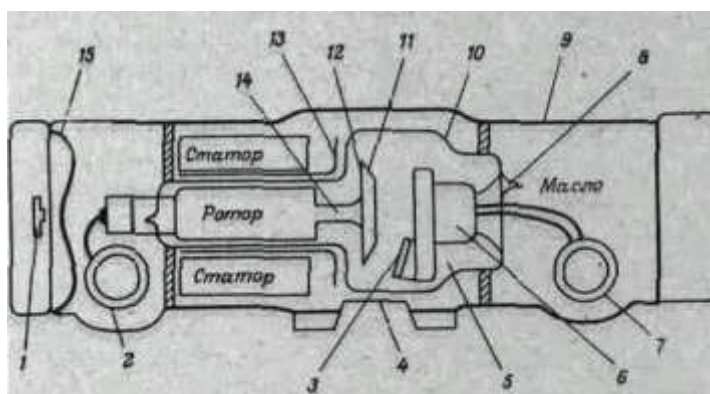


Рисунок 2.1 – Схема генератора рентгеновских лучей:  
1 — термовыключатель; 2 — высоковольтный кабель;  
3 — катод прямого накала; 4 — рентгенопрозрачное окно;  
5 — вакуум; 6 — блок катода; 7 — высоковольтный кабель;  
8 — отпаечный отросток; 9 — свинцовый корпус; 10 — стеклянная колба; 11 — мишень; 12 — анод; 13 — тепловой экран;  
14 — держатель из молибдена; 15 — маслярасширительная диафрагма

Разогретый катод 3 служит источником электронного потока, который разгоняется в сильном электрическом поле разностью потенциалов 25—150 кВ, приложенным между катодом 3 и анодом

8 в вакуумной трубке 10. Электроны, долетевшие до анода, тормозятся им, в результате чего возникает высокочастотное электромагнитное излучение, называемое тормозным. Энергия  $\gamma$  - квантов определяется соотношением:

$$E=hv, \quad (2.1)$$

где  $h=2\pi\hbar$ ,  $\hbar$  – постоянная Планка.

Тормозное излучение имеет непрерывный спектр до некоторой предельной частоты  $\nu_B$ .

Для практики важной характеристикой рентгеновской трубки является полная интенсивность рентгеновского излучения, генерируемая при заданном напряжении  $U$  на аноде определяемая формулой:

$$I = \int_0^{\lambda_B} I_\lambda dv = C_1 i z v_B^2 / 2, \quad (2.2)$$

где  $I_\lambda$  - энергия тормозного излучения на частоте  $\nu=c/\lambda$ ,  $c$  – скорость света,  $C_1$  – некоторая константа,  $i$  – анодный ток,  $z$  – атомный номер.

В некоторых типах трубок используется синусоидальное анодное напряжение, при котором энергетическая зависимость имеет резко выраженные пики.

Для рентгентехники используются длины волн от  $10^{-4}$  до 10 ангстрем, анодные напряжения порядка 25-150 киловольт с энергией  $\gamma$  квантов от 20 до 150 килоэлектронвольт.

Поглощаемые объектами дозы ионизирующего излучения определяется формулой:

$$D=dm/d\omega, \quad (2.3)$$

где  $dm$  – элемент массы,  $\omega$  - плотность энергии.

Конструктивно корпус (баллон) трубки изготавливают из термостойкого стекла. Иногда средняя часть трубки выполняется с применением металлов, что позволяет избежать электролиза стекла и частично снимать проблему теплоотвода. Кроме того, чтобы улучшить теплоотвод, среднюю часть трубки делают с

расширением и могут быть использованы схемы принудительного охлаждения с масляным теплоносителем.

В качестве источника электронов обычно используется вольфрамовый катод с рабочей температурой около  $2000^{\circ}\text{C}$ . Для фокусировки электронного пучка катод помещается в никелевую капсулу.

Угол скоса анода выбирается около  $17^{\circ}$  по отношению к оси трубки. В качестве материала анода обычно используют вольфрам и молибден, иногда для повышения эксплуатационных характеристик с различными добавками.

Для увеличения срока службы и улучшения теплоотвода в некоторых конструкциях трубок используют аноды специальной формы многослойные, вращающиеся аноды и т.д.

Простейшим приемником в рентгенодиагностике является рентгеновская пленка прямого изображения. Механизм формирования изображения здесь аналогичен механизму используемому в фототехнике и основан на взаимодействии квантов рентгеновских лучей с зёрнами бромного серебра.

Качество получения изображения во многом определяется дозой излучения на приёмнике. Однако увеличивать яркость свечения путём увеличения дозы излучения нельзя, поскольку при этом лучевые нагрузки на пациента, небезопасны для его здоровья. Для устранения этого недостатка используют электронно-оптические усилители рентгеновского изображения, способные усиливать яркость изображения за счёт ускорения электронов с помощью внешнего электрического поля. Рисунок 2.2 поясняет принцип электронного усиления яркости рентгеновского изображения.

В усилителях такого типа рентгеновское излучение, прошедшее через объект, попадает через стекло вакуумной колбы на экран, который преобразует его в свет. Вплотную к этому экрану расположен слой фотокатода, из которого под действием света выбиваются электроны. Электроны, ускоренные электрическим полем, с помощью фокусирующих пластин направляются на выходной экран из катодалюминофора, где превращаются в свет, во много раз усиленный по яркости. Усилители рентгеновского изображения (УРИ) позволяют не только усиливать яркость, но и снижать дозы излучения до некоторого порогового уровня,

определяемого величиной квантового шума рентгеновского излучения.

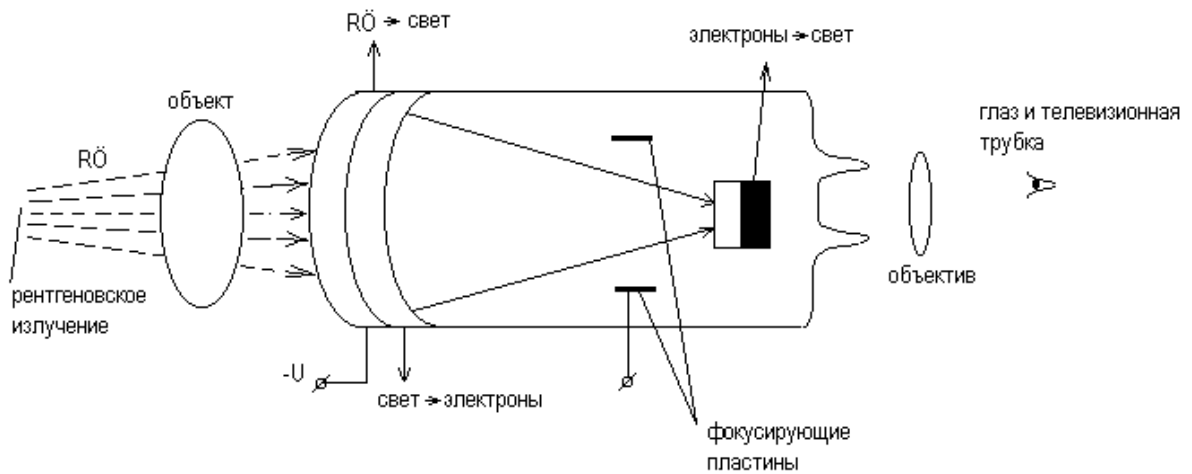


Рисунок 2.2 – Усилитель яркости рентгеновского излучения

После усиления можно производить визуальный анализ изображения, регистрировать его на фотопленке, обрабатывать средствами видеотехники (видеокамеры, видеомониторы) и т.д.

Рассмотрим некоторые физико-математические аспекты, определяющие соотношения между дозами рентгеновского излучения и качеством получаемого изображения на рентгеновской плёнке.

Рисунок 2.2 иллюстрирует геометрические условия формирования дозы излучения.

Если биообъект однороден (гомогенный объект), то на приемнике доза рентгеновского излучения ( $D_{\text{пр}}$ ) определяется по формуле:

$$D_{\text{пр}} = D_0 \left( \frac{F}{F + D} \right) \exp(-\mu d) X_{\text{пр}}, \quad (2.4)$$

где  $D_0$  - доза в воздухе (рисунок 2.3, а),  $F$  - расстояние источник-поверхность (рисунок 2.3. б),  $d$  - толщина облучаемого объекта,  $\mu$  - линейный коэффициент ослабления излучения гомогенным облучаемым объектом толщиной  $d$ ,  $X_{\text{пр}}$  - фактор накопления на уровне приёмника рентгеновского излучения.

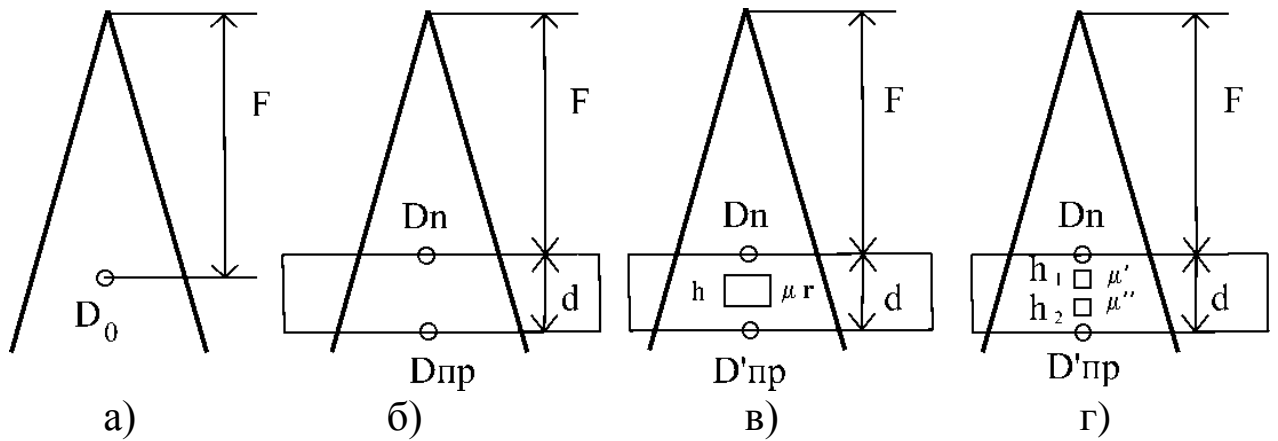


Рисунок 2.3 – Условия формирования дозы излучения

Доза излучения на поверхности объекта ( $D_{\Pi}$ ) может быть определена по формуле

$D_{\Pi} = D_0 \cdot X_n$ , где  $X_n$  - фактор накопления (обратного рассеяния) на поверхности облучаемого объекта.

Из этих двух соотношений следует, что

$$D_{\text{пр}} = \frac{X_{\text{пр}}}{X_{\Pi}} \cdot D_n \left( \frac{F}{F+D} \right)^2 \cdot \exp(-\mu d) \quad (2.5)$$

Причём  $D_{\text{пр}} = \frac{X_{\text{пр}}}{X_{\Pi}} \cdot D_n \left( \frac{F}{F+D} \right)^2 = A = \text{const}$ , для постоянной геометрии.

Если исследуемый объект имеет гетерогенное включение (рисунок 2.3, в) толщиной  $h$  с линейным коэффициентом ослабления  $\mu_{\gamma}$ , то доза на приёмнике за гетерогенным включением определяется формулой

$$D'_{\text{пр}} = A \cdot \exp(-\mu d + \Delta\mu h), \quad (2.6)$$

где  $\Delta\mu = \mu_{\Gamma} - \mu$ .

Оптическая плотность почернения ( $S$ ) рентгеновской плёнки (в пределах линейного участка характеристической кривой) определяется формулой:

$$S = \gamma \ln D, \quad (2.7)$$

где  $\gamma$  - коэффициент контрастности рентгеновской плёнки.

Если прологарифмировать выражения (2.5) и (2.6) получим

$$S = \ln D_{np} = \gamma [\ln A - \mu d] \quad (2.8)$$

$$S' = \ln D'_{np} = \gamma [\ln A - \mu d + \Delta\mu h] \quad (2.9)$$

откуда

$$\Delta S = S - S' = \gamma \Delta\mu h. \quad (2.10)$$

При наличии нескольких гетерогенных включений (рисунок 2.3, г) имеем:

$$\Delta S = \gamma \sum_i \Delta\mu_i h_i \quad (2.11)$$

Таким образом, при соблюдении постоянства геометрических условий проведения рентгенографии (расстояние источник-поверхность, источник-приёмник, размер поля облучения) для заданного типа рентгеновской плёнки разница плотностей почернения (разница в оптических плотностях) под гомогенным и гетерогенным участками определяется только разницей линейных коэффициентов ослабления и толщиной гетерогенности. Для определения толщины гетерогенности ( $h$ ) можно выполнить съёмки в двух взаимно-перпендикулярных направлениях. Тогда изменения линейного коэффициента ослабления за счёт изменения плотности ткани определяется формулой

$$\Delta\mu = \frac{\Delta S}{\gamma h} \quad (2.12)$$

Приведённые соотношения поясняют принцип формирования изображения на рентгеновской плёнке и могут служить не только для качественного их анализа, но и для получения количественных оценок включений в биообъект, например при диагностике новообразований, оценке динамики их развития и т.д.

В современных системах рентгеновской диагностики для количественного выбора режимов исследования используют ионометрические приборы, основанные на измерении ионизации воздуха в детекторе излучения. Детектором излучения в этих приборах является плоская ионизационная камера. К основным

видам ионометрических приборов относят реле экспозиции рентгеновское (РЭР) и индикатор дозы диагностический (ИДД).

Реле экспозиции рентгеновское (экспонометр) предназначено для получения рентгенограмм оптимального почернения. Экспонометр для рентгенографии измеряет и стабилизирует поступающую на плёнку дозу излучения за счёт регулирования времени экспозиции - выдержки (в секундах). Экспонометр для рентгенотомографии измеряет и стабилизирует падающую на плёнку мощность дозы излучения за счёт регулирования анодного тока (в mA), т. к. выдержка при томографировании определяется предварительно установленным углом поворота и скоростью движения излучателя. С целью устранения воздействия на регулируемые параметры не закрытого телом пациента прямого пучка излучения в ионизационной камере выполняют несколько измерительных полей, которые совмещают с диагностически важной областью исследования - доминантой. Экспонометры работают в диапазоне анодных напряжений 35-150 кВ, чаще с внутрикамерной коррекцией на его изменение и с временной выдержкой в диапазоне 0.003-6 с.

Индикаторы дозы и мощности дозы (ИДД) предназначены для настройки рентгенотелевизионных систем в условиях кабинетов и при изготовлении.

Принцип его работы основан на зависимости между величиной потенциала на измерительном конденсаторе или резисторе соответственно от дозы или мощности дозы или рентгеновского излучения в плоскости излучения ионизационной камеры. Полученный сигнал усиливается, преобразуется в цифровой код и индицируется цифровым индикатором.

## **2.2 Методы исследования грудной полости.**

### **2.2.1 Методы исследования**

*Обзорная рентгенография* грудной клетки в прямой и боковой проекциях при вертикальном и горизонтальном положениях пациента позволяет выявить и локализовать патологический процесс. Рентгенография в атипичных проекциях (косые, в положении гиперлордоза, латеропозиции, в фазу форсированного вдоха или выдоха) - применяется для уточнения локализации (вне-,

внутрилегочная) выявленных изменений, наличия жидкости в полости плевры и т. д.

*Рентгеноскопия* выполняется, но строгим показаниям после анализа обзорных рентгенограмм. Дает дополнительную информацию о топографии патологического процесса, функции диафрагмы, пульсации крупных сосудов. Может быть дополнена рентгенограммами в оптимальных проекциях.

*Продольная томография* проводится в случае невозможности выполнения РКТ. Позволяет уточнить характер патологического процесса (структура, контуры образования, состояние окружающих структур), проходимость трахеи, крупных бронхов, выявить увеличение внутригрудных лимфоузлов.

Рентгеновская компьютерная томография (РКТ) – является основным методом рентгенологического исследования заболеваний органов грудной полости. Обладает наибольшей информативностью в определении локализации патологических образований, оценке их структуры, плотности (кистозная, жировая, кальцинаты), распространенности процесса, выявлении образований небольших размеров. РКТ с высокой разрешающей способностью позволяет получить изображение тонкой структуры легочной паренхимы.

Для визуализации сосудистых структур в средостении исследование дополняют внутривенным введением водорастворимого контрастирующего вещества. РКТ важна для определения глубины поражения перед выполнением игольной биопсии и планирования лучевой терапии.

Бронхография – метод контрастного исследования функционального и морфологического состояния бронхиального дерева. Показания – подозрение на бронхоэктазы, аномалии и пороки развития бронхолегочной системы. Может применяться для выявления послеоперационных осложнений (несостоятельность культи, бронхоэктазы), подтвердить достоверность культи бронха. В настоящее время использование метода ограничено вследствие широкого внедрения бронхоскопии и спиральной РКТ.

Магнитно-резонансная томография (МРТ) – перспективный неинвазивный, несвязанный с ионизирующим излучением, метод исследования органов грудной полости. Преимущество МРТ – в возможности получения многоплоскостных изображений. Особенно информативна она при синдроме верхней полой вены,



заболеваниях сосудов легких (пороки развития), при диагностике патологических образований средостения. Позволяет выявить инвазию грудной стенки, перикарда, сердца и сосудов, рецидив опухоли и фиброз после лучевого лечения.

Ультразвуковое исследование (УЗИ) – доступный, не связанный с ионизирующим излучением метод исследования. Применяется для диагностики свободной и осумкованной жидкости в полости плевры, перикарда с последующим дренированием под контролем ультразвука.

Ангиопульмонография – контрастный инвазивный метод визуализации сосудов легких. Показания: подозрение на эмболию легочной артерии, сосудистые аномалии или пороки развития.

Радионуклидное исследование – метод, связанный с введением в организм человека радионуклидных препаратов с последующей регистрацией их излучения и анализом их распределения и накопления в легких.

Рентгеноанатомия – деление легких на поля и зоны. Долевое строение легких. Особенности рентгенологического изображения костного остова грудной клетки, мягких тканей. Проекция основных анатомических структур бронхолегочной системы на рентгенограммах в прямой и боковой проекции.

Возрастные особенности рентгенологической картины легких.

Особенности рентгенологической картины органов грудной полости у детей до одного года:

- Костный скелет грудной клетки имеет черты, характерные для данного возрастного периода.

- Бифуркация трахеи находится на уровне III грудного позвонка.

- Корни легких располагаются на одном уровне.

- Срединная тень имеет относительно большие размеры.

- Широкая тень верхнего средостения обусловлена крупной вилочковой железой.

- Диафрагма - на уровне V-VI ребра, левый и правый купол – на одном уровне.

- Передний реберно-диафрагмальный синус в (боковой проекции) имеет тупой угол.

- Легочный рисунок представлен только артериями.

- Артерии незначительно суживаются к периферии.

- Имеется большое количество очаговоподобных теней, ортоградных проекций сосудов.

- Бессосудистая плащевая зона может отсутствовать

Особенности легочного рисунка у детей в возрасте 4-5 лет:

- Сужение артерий к периферии хорошо выражено;

- В средних и нижних отделах появляются вены;

- Бессосудистая плащевая зона достигает 1-1.5 см;

- Левый корень расположен выше правого на поперечнике одного ребра.

- К 7 летнему возрасту рентгенологическая картина органов грудной полости у ребенка ничем не отличается от таковой у взрослого человека.

**Задача 1.** Схема какого метода рентгенологического исследования представлена на схеме (рисунок 2.4)? Каковы ее преимущества?

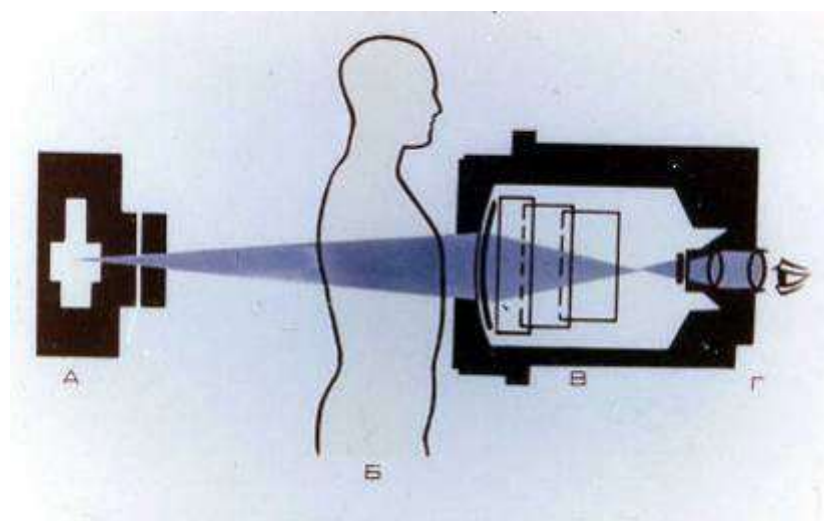


Рисунок 2.4 – Метод рентгенологического исследования

**Задача 2.** Схема какого метода рентгенологического исследования представлена на схеме (рисунок 2.5)? Каковы ее преимущества?

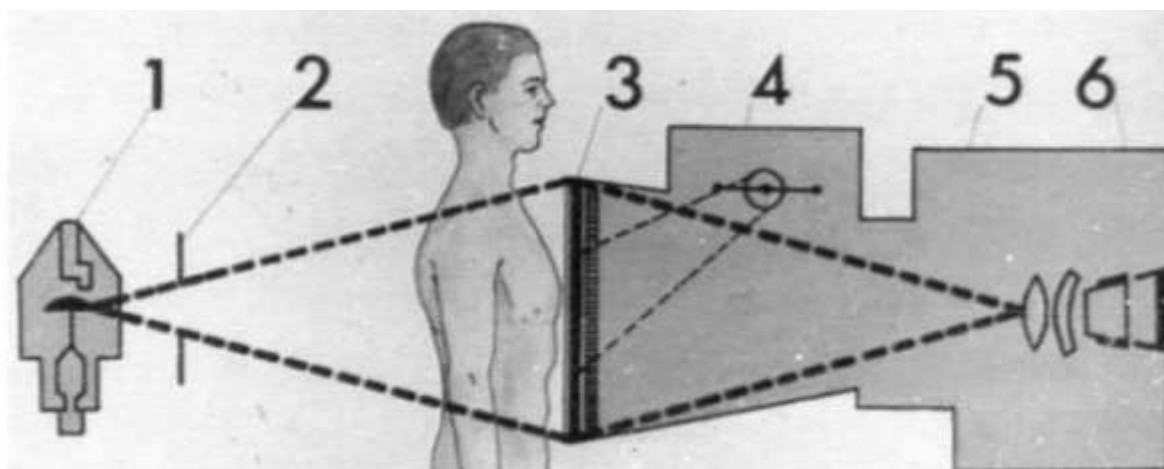


Рисунок 2.5 – Схема метода рентгенологического исследования

**Задача 3.** В верхних отделах левого гемиторакса выявляется патологическое образование полусферической формы. Какая методика наиболее эффективна для его полной идентификации?

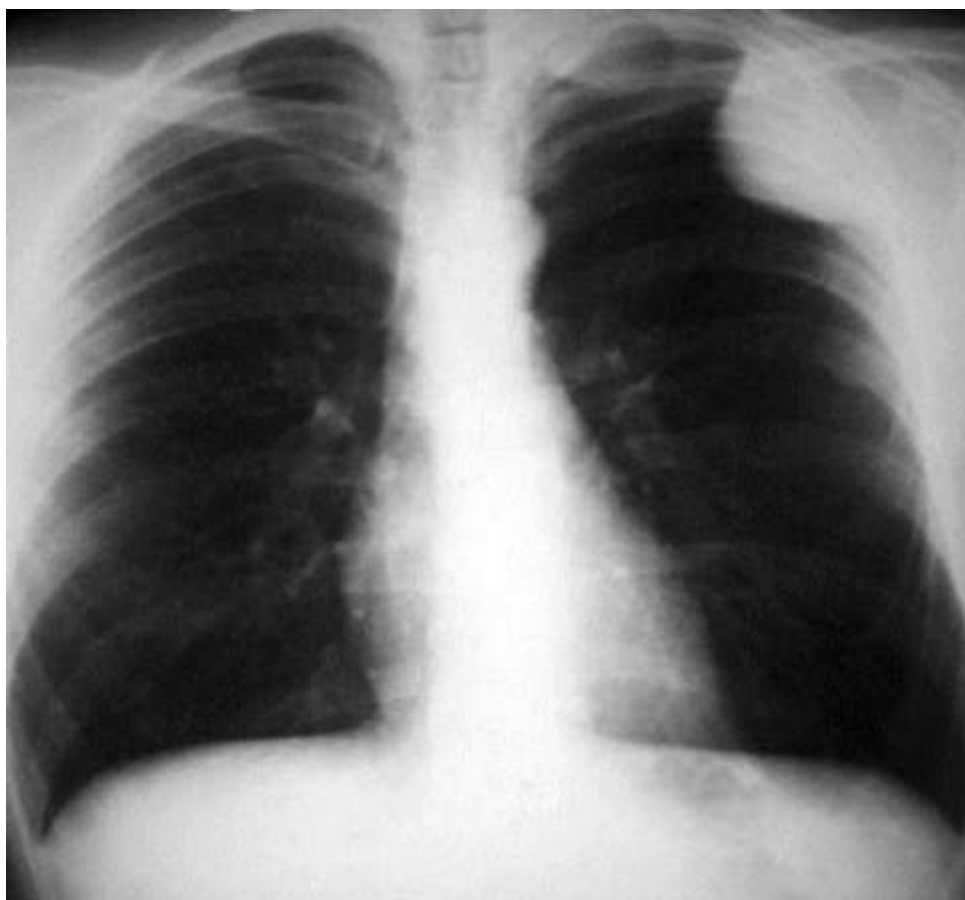
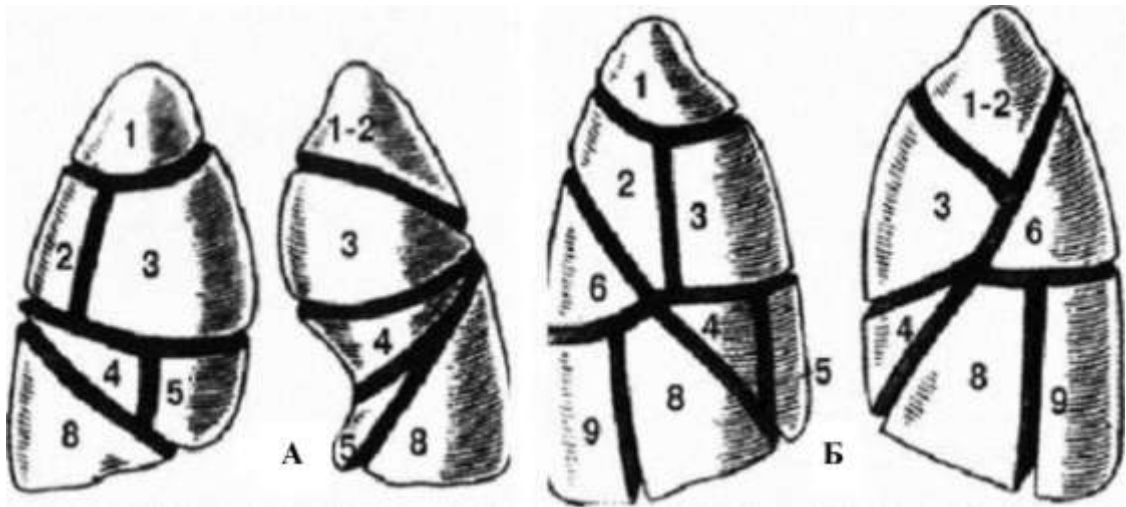


Рисунок 2.6 – Рентген грудной клетки

**Задача 4.** Найти границы и указать названия долей правого и левого легких.



Правое                      Левое                      Правое                      Левое  
Рисунок 2.7 – Разделение на доли левого и правого легких

**Задача 5.** Назвать методику и основные показания для ее проведения.

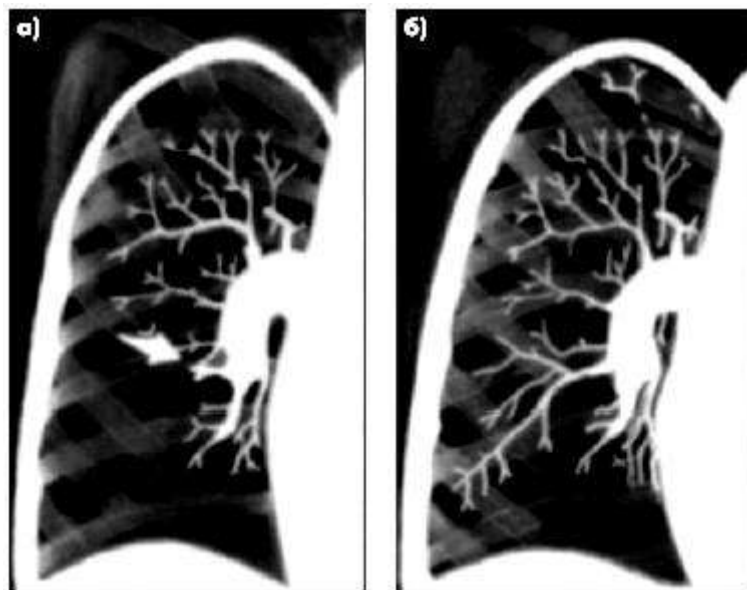


Рисунок 2.8 – Рентген

**Задача 6.** Назвать методику и основные показания для ее проведения.



Рисунок 2.9 – Рентген

**Задача 7.** Указать методику и основные показания для ее выполнения.

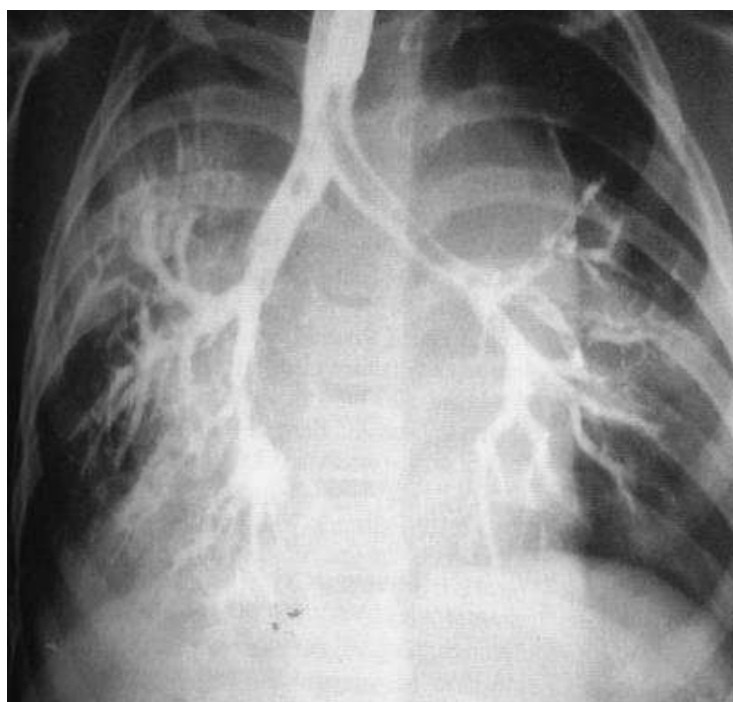


Рисунок 2.10 – Рентген

**Задача 8.** Найти и подписать на схеме прямой рентгенограммы грудной полости все анатомические элементы.

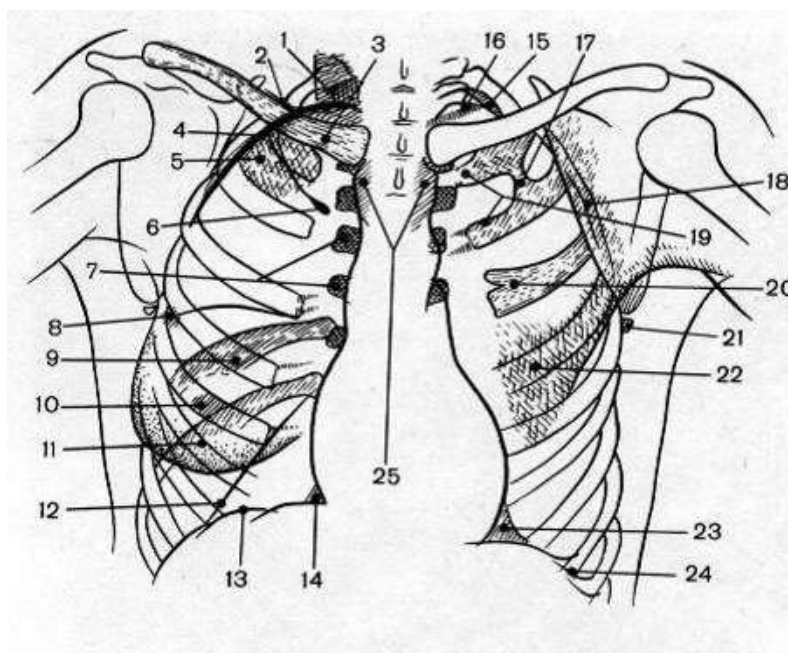


Рисунок 2.11 – Рентгенограмма грудной плоскости

**Задача 9.** Укажите на рентгенограмме: Корень правого легкого. Корень левого легкого. Сердце. Передние отрезки ребер. Задние отрезки ребер. Диафрагму. Ключицу. Грудной отдел позвоночника. Лопатку.

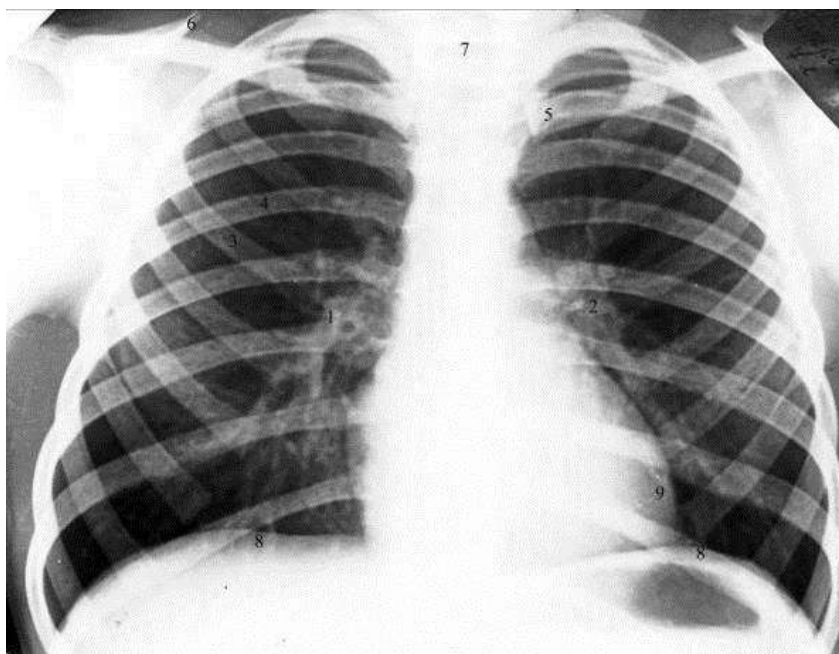


Рисунок 2.12 – Рентгенограмма грудной клетки

**Задача 10.** Укажите правильно: Край лопатки. Заднюю поверхность правого легкого. Заднюю поверхность левого легкого. Тела позвонков. Задний отдел реберно-диафрагмального синуса. Передний отдел реберно-диафрагмального синуса. Трахею. Поперечное сечение правого верхнедолевого бронха. Левый нижнедолевой бронх. Правый нижнедолевой бронх. Сосуды корня легкого. Нижнюю полую вену. Головку плечевой кости. Суставную впадину лопатки. Начало нисходящей части аорты. Рукоятку грудины.

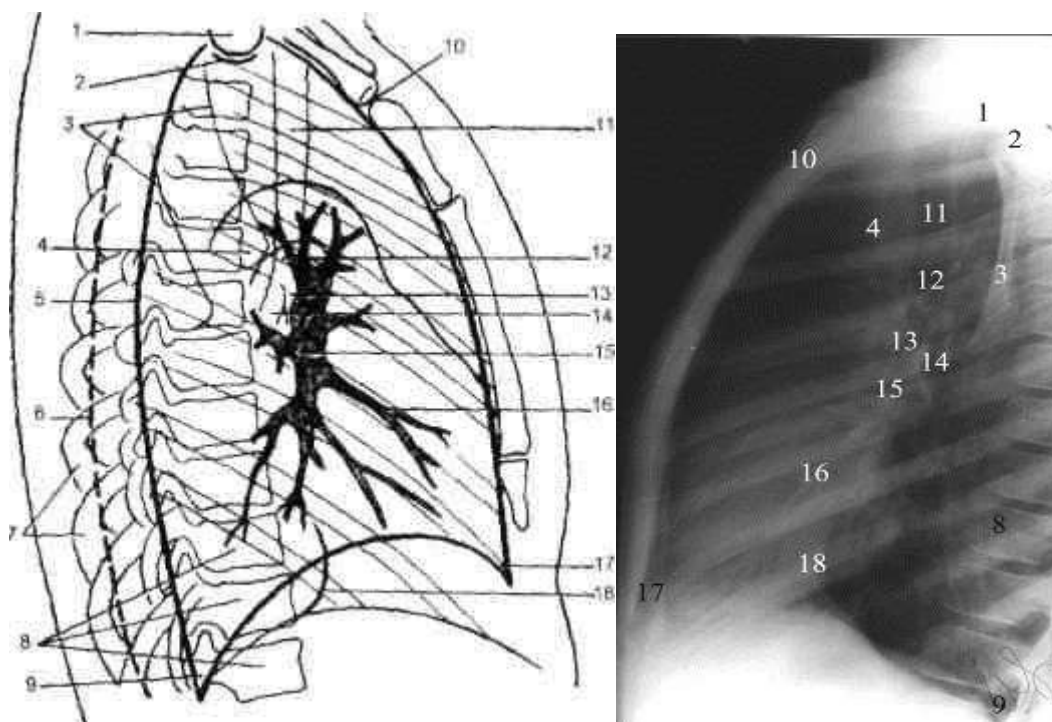


Рисунок 2.13 - Рентгенограмма

### 2.3 Контрольные вопросы

1. С какой целью в рентгеновской трубке используют вращающийся анод?
2. От чего зависит качество рентгеновского изображения?
3. Опишите способы снижения дозы поглощенного излучения при рентгенодиагностике.
4. Почему в качестве материала анода рентгеновской трубки обычно выбирают вольфрам?
5. Как определяется добротность рентгеновской трубки и какие способы ее повышения вы знаете?
6. Опишите известные вам приемники (регистраторы) рентгеновского излучения?

7. В каком диапазоне частот лежит спектр рентгеновского излучения? Как изменить жесткость рентгеновского излучения?

8. В чем сущность метода флюорографии и его преимущества по сравнению с методом рентгенографии?

9. Объясните, чем отличается рентгенография от рентгеноскопии?

10. Использование усилителей рентгеновского изображения позволяет повысить качество изображения по сравнению с рентгенографическим, не изменяет качества изображения или снижает его?

11. Чем определяются оптические свойства усилителя рентгеновского изображения?

12. За счет чего достигается усиление яркости в рентгеновском усилителе изображения?



## Самостоятельная работа №3 Двумерная Фурье-визуализация

### 3.1 Теоретические сведения

Один из способов определения оценки  $f^*$  функции  $f$  состоит в том, чтобы дать формулу, которая выражает значения  $f^*(r, \varphi)$  через величины  $r, \varphi, y_1, \dots, y_i, \dots$ . Такая формула может быть “дискретизированной” версией обратного преобразования Радона, которая описывает  $f$  по ее радоновскому образу  $Rf$ . Алгоритмы, основанные на таком подходе, называются алгоритмами с преобразованием.

Преобразование Радона ставит в соответствие функции  $f$  двух полярных координат другую функцию  $Rf$  двух переменных. Все, что мы имеем, это оператор  $R^{-1}$ , такой, что  $R^{-1}Rf$  приводим к  $f$  (то есть при его действии на данную функцию  $Rf$  получилась бы функция  $f$ ).

Точно так же, как выражение описывает, каким образом определяется значение  $Rf$  для любой пары действительных значений  $(l, \theta)$  по значениям  $f$ , принимаемым этой функцией в области ее определения, нам нужна формула, которая по функциям от двух вещественных переменных  $p$  (радоновского образа) определяет  $Rf$  в точках  $(r, \varphi)$ .

Отметим, что можно показать, что для любой функции изображения двух полярных переменных  $f$  (которая удовлетворяет некоторым физическим разумным условиям)  $R^{-1}Rf=f$  в том смысле, что для всех точек  $(r, \varphi)$ .

Для того, чтобы понять сущность оператора  $R^{-1}$ , выразим его в виде последовательности простых операторов.

Обозначим взятие частной производной по первой переменной функции двух вещественных переменных через  $D_y$ . Тогда для любой функции  $p$  двух вещественных переменных для любой пары вещественных чисел  $(l, \theta)$

$$[D_y p](l, \theta) = \lim_{\Delta l \rightarrow 0} [(p(l+\Delta l, \theta) - p(l, \theta)) / \Delta l], \quad (3.1)$$

в предположении, что предел правой части этого выражения существует.

В нашем случае функция  $p$ , на которую действует  $D_y$ , есть радоновский образ функции изображения. Довольно легко функцию  $f$  можно выбрать такой, что  $D_y Rf$  не определена для всех значений  $(l, \theta)$ . Таким примером является функция изображения, которая имеет одинаковые значения во всех точках внутри кадра изображения. Можно строго математически определить  $D_y$  так, что этот оператор имеет смысл и в подобных ситуациях. Здесь же мы просто предположим, что для любой функции изображения  $f$ , которое мы хотим восстановить, правая часть выражения (4.14) определена для  $p=Rf$ .

Следующий оператор, который нам надо ввести, - это оператор преобразования Гильберта  $H_y q$  по отношению к первой переменной функции двух переменных  $q$ .

Отметим, что интеграл расходится при  $l'=l$ . Его можно преобразовать в интеграл в смысле главного значения Коши, то есть

$$[H_y \theta](l', \theta) = -1/\pi \cdot \lim \left\{ \int_{-\infty}^{l'-\varepsilon} q(l, \theta)/(l' - l) dl + \int_{l'+\varepsilon}^{\infty} q(l, \theta)/(l' - l) \right\} \quad (3.2)$$

В нашем случае  $q$  - это  $D_y Rf$  для некоторой функции изображения  $f$ . Мы опять же предположим, что для изображений, которые нам надо восстановить, предел правой части выражения существует.

И, наконец, ищем важный оператор, который называется оператором обратного проецирования. Заданной функции  $t$  от двух переменных ставится в соответствие другая функция  $Bt$  двух полярных переменных, значение которой в любой точке  $(r, \varphi)$  определяется следующим образом:

Видно, что обратное проецирование функции  $t$  в данной точке  $(r, \varphi)$  получается путем интегрирования  $t$  по сегменту кривой  $l$  от  $\theta=0$  до  $\theta=\pi$ .

Почему этот оператор назван обратным проецированием, объясняется следующим образом.

“Проекция” функции двух переменных на данную кривую  $K$  есть функция одной переменной, полученная путем интегрирования  $f$  вдоль прямой, перпендикулярной  $K$ . Другими словами, есть  $[Rf](l, \theta')$ , рассматриваемая как функция только  $l$ . Прямая  $L$  проходит через точку  $(r, \varphi)$  перпендикулярно  $K$  и

пересекает прямую  $K$  в точке  $P$ , которая находится на расстоянии  $l' = r \cdot \cos(\theta' - \varphi)$  от начала координат.

Теперь рассмотрим обратный процесс. Прежде чем находить  $Rf$  из  $f$  путем интегрирования (проецирования) вдоль линии  $L$  получим для произвольной функции двух переменных  $t$  другую функцию  $Vt$  размытием (обратным проецированием) значений вдоль таких линий. Для фиксированного значения  $\theta'$  (определяющего данную прямую) вклад от  $t$  в  $Vt$  одинаков для всех точек  $(r, \varphi)$ , лежащих на одной и той прямой  $L$ , перпендикулярной  $K$ . Величина вклада пропорциональна  $t(l', \theta')$ , где  $l'$  - расстояние  $L$  от начала координат. Так как  $L$  проходит через точку  $(r, \varphi)$ , а  $K$  проходит через начало координат, то траектория точки  $P$ , в которой эти взаимно перпендикулярные прямые, пересекаются при изменении  $\theta'$  есть окружность, диаметр которой равен расстоянию от начала координат до этой точки  $(r, \varphi)$ .

Тождественность правых частей выражений и с точностью до постоянного множителя можно кратко выразить операторным уравнением:

$$R^{-1} = -1/2 * V N_y D_y \quad (3.3)$$

Обратное преобразование Радона для функции двух переменных  $p$  может быть сведено к следующей последовательности операций:

- а) взятию частной производной  $p$  по ее первой переменной для получения функции  $q$ ;
- б) преобразование Гильберта для  $q$  по ее первой переменной для получения функции  $t$ ;
- в) обратному проецированию  $t$ ;
- г) умножение результата всех этих операций на  $(-1/2\pi)$ .

Этот последний процесс иногда называют нормировкой.

Последовательность этих операций предполагает, что известно точное значение  $p(l, \theta)$  для всех  $l$  и  $\theta$  и что требуемые операции можно выполнить точно. Но ни одно из этих допущений не удовлетворяется, когда используется ЭВМ для вычисления функции по экспериментально полученным данным. Поэтому методу реконструкции изображений, основанные на выражении (3.3) практически не используются.

### 3.2 Алгоритмы обратного проецирования

Наипростейший алгоритм реконструкции состоит в том, что оценку плотности в любой точке находят путем сложения лучевых сумм для всех лучей, проходящих через данную точку. Это алгоритм суммирования или обратного проецирования.

Отметим, что традиционная томография, по существу, является методом обратного проецирования.

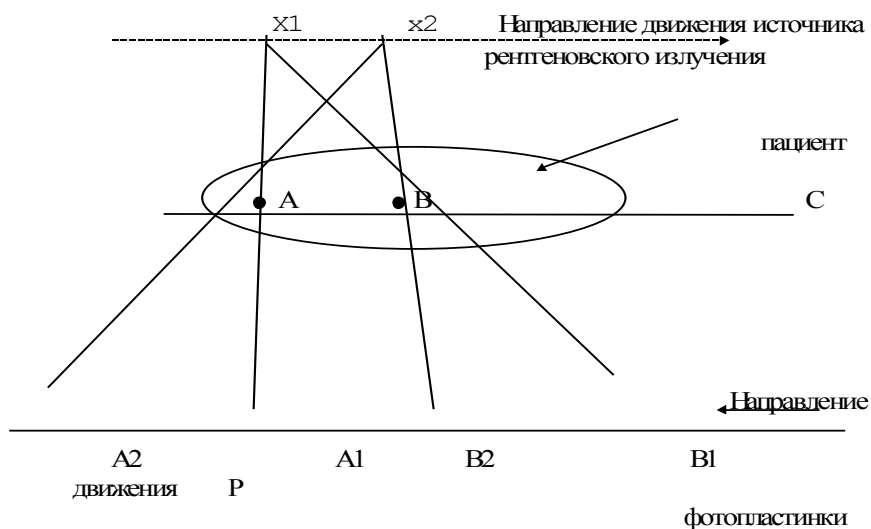


Рисунок 3.1 – Получения изображения сечение С в традиционной томографии.

На вышеприведенном рисунке линейное ослабление в точке А оценивается путем сложения (интегрирования) суммарной плотности вдоль путей от  $X_t$  до  $A_t$  в течении времени  $t$ . Напомним, что  $A_t$  - всегда одна и та же точка на передвигающейся фотографической пластинке Р, и потому А является единственной общей точкой для любых путей от  $X_t$  до  $A_t$  в различные моменты  $t$ . Все виды традиционной томографии, включая систему, в которой перемещение источника рентгеновского излучения и фотопластинки ведут вдоль осей координат, представляют собой трехмерную версию алгоритма обратного проецирования. Как было подробно изложено ранее, по заданной функции двух переменных оператор обратного проецирования В производит другую функцию  $B_p$  двух полярных переменных таким образом, что  $[B_p](r, \varphi)$  равно интегралу по  $\theta$  величин  $p(l, \theta)$ , где  $l=r \cdot \cos(\theta - \varphi)$  равна расстоянию от начала координат до прямой L, проходящей через точку  $(r, \varphi)$ , и

перпендикулярной прямой  $K$ , которая образует угол  $\theta$  с осью  $X$  (рисунок 3.1). Если  $p(l, \theta)$ - лучевая сумма, связанная с переменной  $L$ , то ясно, что математическая идеализация алгоритма суммирования заключается в том, чтобы сопоставить проекционным данным  $p$  оценку реконструкции  $V_r$ .

Рассмотрим возражения против такой процедуры реконструкции. Ранее мы показали, что обратное преобразование Радона можно выполнить при помощи четырех последовательных операций: дифференцирования, преобразование Гильберта, обратного проецирования и нормировки. Использование для реконструкции только обратного проецирования мало обосновано, и, по всей вероятности, должно приводить к размазыванию изображения. Для того, чтобы понять, как происходит подобное размазывание, рассмотрим следующие наглядные рассуждения.

Допустим, что мы получили ряд проекций объекта, состоящего из единственной точки. Результатом реконструкции по этим проекциям методом суммирования будет объект в форме звезды с центром в начале координат.

Давайте получим равномерно распределенные в пространстве проекции точки по всем направлениям. По мере увеличения числа проекций реконструкция по этим проекциям имеет все больше приближенные к распределению плотности, пропорциональной  $1/r$ , где  $r$  - расстояние от данной точки.

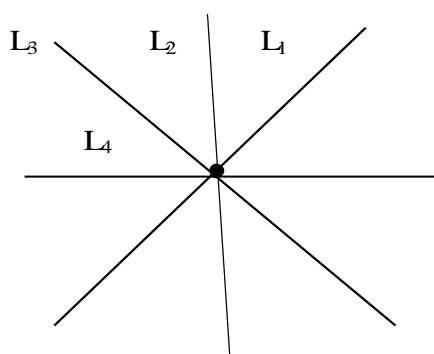


Рисунок 3.2 – Восстановление изображения точки методом обратного проецирования.

Это связано с тем, что предельный случай суперпозиции ряда равномерно распределяемых в пространстве прямых, имеющих общую точку, является эквивалентом вращения прямой вокруг этой точки. Статический вес каждой точки равномерно распределяется

при вращении на окружности длиной  $2\pi r$ . Эти наглядные соображения указывают на то, что при любой реализации алгоритма обратного проецированию, вероятно, будет происходить размазывание четких деталей на реконструированном изображении.

Метод суммирования может быть реализован различными аналоговыми устройствами. Например, можно использовать электронно-лучевую трубку, на экране которой последовательно отображают линии; их положение соответствует тем пучкам рентгеновского излучения, для которых производится измерение лучевых сумм. Информация с электронно-лучевой трубки суммируется на фотографической пленке, причем плотность почернения модулируется пропорционально величине лучевой суммы. Результирующее изображение на фотопленке будет представлять собой реконструкцию, полученную обратным проецированием. Наш же интерес заключается в вычислении величины  $[Bp](r, \varphi)$  по данным  $U$ , где  $U_i = p(i, \theta)$  для  $1 < i < I$ . Мы ограничим наше рассмотрение схемой сбора данных для  $M$  равномерно распределенных в пространстве параллельных лучей в каждом ракурсе. Пусть  $\Delta$  обозначает угол между направлением ракурсов (так, что  $\Delta = \pi/M$ ), а  $d$  - шаг между параллельными лучами. Пусть  $Nd > E > r$ .

Метод обратного проецирования состоит из следующих двух этапов:

Сначала аппроксимируют правую часть выражения функции суммой, которую называю суммой Римана для данного интеграла, затем производят оценку для каждого значения  $m$  величины  $p(r \cdot \cos(m\Delta - \varphi), m\Delta)$  по известным значениям  $p(nd, m\Delta)$  ( $-N < n < N$ ) путем интерполирования.

В реконструктивной томографии обычно используют два метода интерполяции: метод интерполяции по ближайшему значению и метод линейной интерполяции. При интерполяции по ближайшему значению вычисляют  $p(r \cdot \cos(m\Delta - \varphi), m\Delta)$  по величинам  $p(nd, m\Delta)$ , где  $n$  выбирают таким образом, чтобы выражение  $|nd - r \cdot \cos(m\Delta - \varphi)|$  имело наименьшее возможное значение.

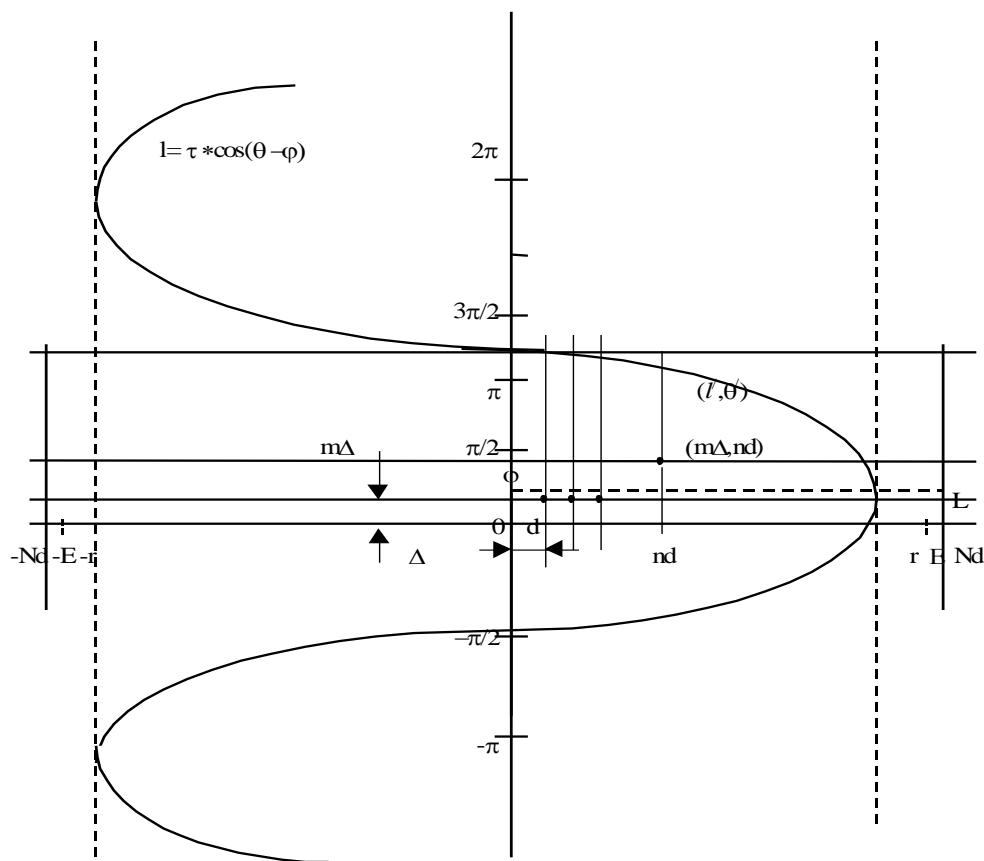


Рисунок 3.3 – Метод обратного проецирования

При линейной интерполяции и выбирают так, чтобы

$$nd < r \cdot \cos(m\Delta - \varphi) < (n+1)d,$$

и вычисляют  $p(r \cdot \cos(m\Delta - \varphi), m\Delta)$  по формуле

$$\frac{(n+1)d - r \cdot \cos(m\Delta - \varphi) p(nd, m\Delta)}{d} + \frac{r \cdot \cos(m\Delta - \varphi) - nd p((n+1)d, m\Delta)}{d}$$

Другими словами, определение  $[Bt](r, \varphi)$  при помощи метода интерполяции по ближайшему значению выполняют следующим образом: складывают вместе лучевые суммы для лучей по одному из каждого ракурсов, которые являются ближайшие к точке  $(r, \varphi)$ , и результат умножают на  $\Delta$ .

Линейная интерполяция является несколько более сложной и дорогостоящей: вместо лучевых сумм одного луча складывают линейную интерполяцию лучевых сумм двух лучей, которые находятся по обеим сторонам от точки  $(r, \varphi)$ .

Чтобы получить дискретизированное изображение, вычисления повторяют для центральной точки каждого элемента изображения и полученный результат рассматривают как оценку плотности в данном элементе изображения. Такое дискретизированное изображение можно представить как  $J$  - мерный вектор - столбец  $x^*$ .

Реально  $x^*$  отличается от настоящих плотностей  $x$ , следовательно, средняя плотность  $x^*$ , которую обозначим  $x'$  отличается от средней плотности реконструируемого изображения  $x''$ .

Так как мы имеем достаточно хорошую оценку  $x''$  величины  $x'$  (из априорных данных об объекте реконструкции), то считаем  $x''$  известной.

Поэтому мы можем ввести аддитивную и мультипликативную корректировку реконструируемого изображения.

Аддитивная коррекция позволяет получить дискретизированное изображение  $x^{**}$ , у которого  $j$  - компонента определяется так

$$x_j^{**} = x_j^* + (x'' - x')$$

Мультипликативная нормировка дает дискретизированное изображение - компонента которого равна

$$x_j^{**} = x_j^* (x'' / x')$$

Последнее выражение применимо только тогда, когда  $x' > 0$ . Отметим, что в любом случае средняя плотность  $x^{**}$  равна  $x''$ .

### 3.3 Контрольные вопросы

1. С какой целью при получении данных в рентгеновской томографии используют компенсатор?
2. Для чего при получении данных в рентгеновской томографии используют эталонный детектор?
3. Сколько калибровочных измерений производится при получении данных в рентгеновской томографии?
4. Перечислите, от каких параметров зависит линейный коэффициент ослабления рентгеновского излучения?



5. Объясните, чем отличается полихроматическая лучевая сумма от монохроматической лучевой суммы? В каком количественном отношении между собой они находятся?

6. Изобразите преобразование Радона для отрезка, проходящего через начало координат.

7. Изобразите преобразование Радона для круга с центром в начале координат.

8. Докажите, что одной точке в радоновском пространстве соответствует множество прямых (в общем случае бесконечное) в полярных координатах исходного изображения  $f(r, \varphi)$ .

9. Какое предположение позволяет заменить в преобразовании Радона верхний предел интегрирования  $2\pi$  на  $\pi$ ?

10. Сколько проекций в ракурсе? Приведите необходимые расчеты.

11. Что является ядром преобразования Радона?

12. Каким параметром определяют координаты исследуемого сечения в традиционной рентгеновской томографии? Как выбрать новое сечение?

13. Нарисуйте изображение отрезка, проходящего через начало координат, полученное путем обратного проецирования преобразования Радона.

14. Нарисуйте изображение точки не лежащей в начале координат, полученное путем обратного проецирования ее преобразования Радона.

15. Дайте сравнительную оценку аддитивным и мультипликативным методам коррекции данных. Чем определяется их эффективность?

16. Приведите анализ ошибок при восстановлении изобретений с помощью алгоритма обратного проецирования.

## Самостоятельная работа №4

### Общие принципы построения ультразвуковых сканеров

#### 4.1 Теоретические сведения

Общие принципы реализации ультразвуковых сканеров рассмотрим на примере простейшего ультразвукового эхотомографа с одноэлементным фокусирующим преобразователем и механическим сканированием.

Структурная схема такого устройства с основными диаграммами, поясняющими его работу, приведена на рисунке 4.1.

Перемещение зонда осуществляется с помощью механического устройства одно- или двухкоординатного сканирования. Для воспроизведения на экране дисплея ЭВМ изображения сканируемого объекта необходимо сформировать сигналы координат, направления и скорости перемещения сканирующего зонда. Эти функции выполняет формирователь сигналов координат, направления и времени (ФСКНиВ). В качестве одноэлементных зондов применяют фокусирующие и нефокусирующие преобразователи. Фокусирующие преобразователи имеют высокую разрешающую способность на глубине, соответствующей фокальному расстоянию преобразователя, но глубина резкости весьма ограничена, то есть изображения структур, лежащих выше и ниже фокуса, "размывается".

Нефокусирующие преобразователи имеют малую излучающую поверхность (единицы мм), что дает худшую разрешающую способность, но она слабо зависит от глубины отражающих структур. Для возбуждения зондирующего УЗ-импульса на зонд от генератора импульсов возбуждения (ГИВ) подается короткий электрический импульс амплитудой 100-200 В. В ответ на возбуждающий импульс преобразователь на своей резонансной частоте вырабатывает УЗ-импульс, содержащий 3-4 периода колебаний. Резонансная частота преобразователя выбирается исходя из глубины залегания исследуемых структур.

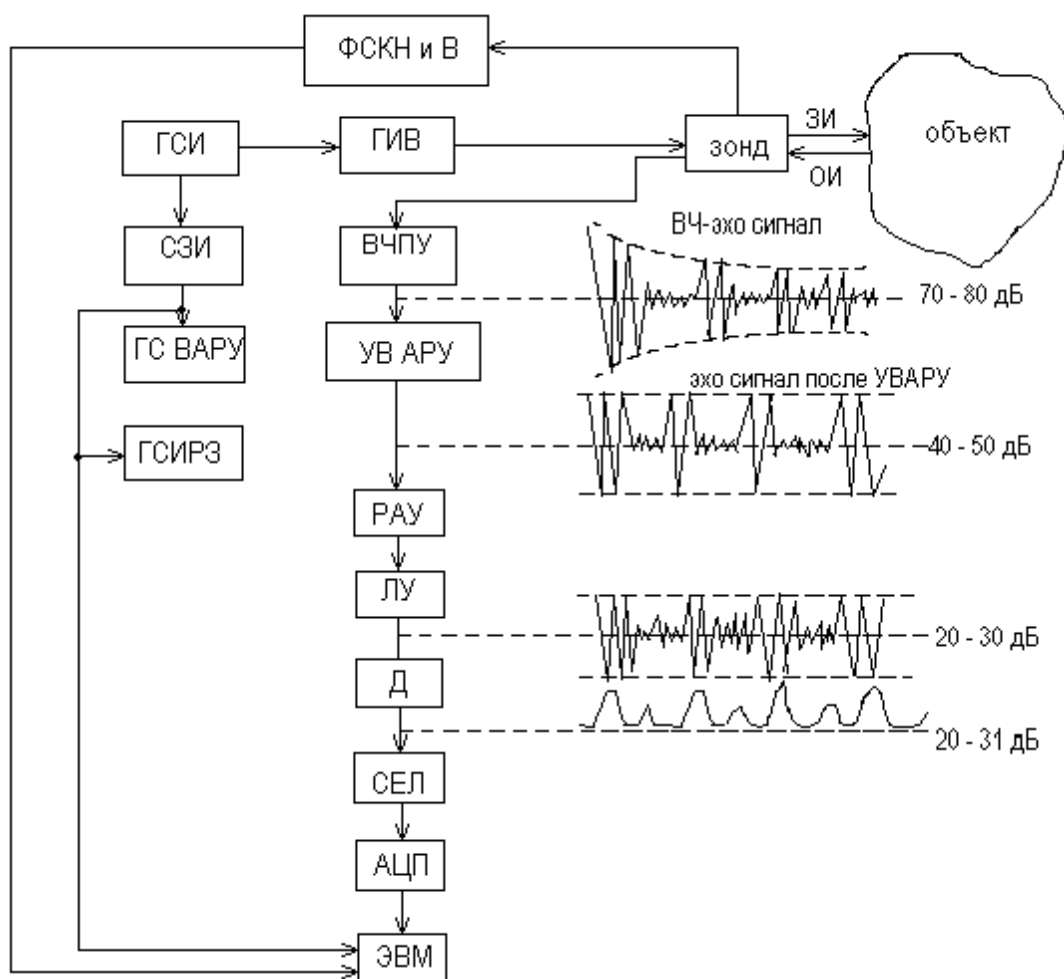


Рисунок 4.1 – Структурная схема УЗ – сканера.

Так, например, для зондирования достаточно глубоко расположенных органов (сердце, желудок, печень и др.) выбираемая частота 3-5 МГц. Для структур, расположенных ближе к поверхности (щитовидная железа, молочные железы) выбирают частоту 4-10 МГц. Частота повторений зондирующих импульсов задается генератором синхроимпульсов (ГСИ) и определяется временем, необходимым для распространения ультразвука до самой глубокой из обследуемых структур и обратно с тем, чтобы следующий зондирующий импульс не накладывался на отраженный сигнал. Эти же синхроимпульсы используются для синхронизации сигналов через временной автоматический регулятор усиления (ГСВАРУ), через схему задержки синхроимпульсов (СЗИ). Если эхотомограф не содержит ЭВМ и эхограмма строится непосредственно на ЭЛТ с большим временем послесвечения, синхроимпульсы с ГСИ используются для запуска линейной развертки ЭЛТ. При использовании ЭВМ импульсы с

ГСИ через СЗИ поступают в ЭВМ для формирования кадра изображения. СЗИ используют при иммерсионных исследованиях для организации задержки, соответствующей времени прохождения ультразвука до поверхности тела и обратно. Отраженный эхосигнал усиливается предварительным высокочастотным усилителем (ВЧПУ) и поступает на усилитель с временной автоматической регулировкой усиления (УВАРУ). Коэффициент усиления УВАРУ автоматически меняется синхронно с формированием зондирующих импульсов. Необходимость использования УВАРУ определяется тем, что из-за сильного затухания ультразвука в тканях человека, а также из-за расхождения ультразвукового луча, эхосигналы, отраженные от разных внутренних структур, сильно (до 10000 раз) различаются. Динамический диапазон эхосигналов составляет 70-80 дБ, в то время, как динамический диапазон (по яркости свечения) ЭЛТ составляет 20-30 дБ, а это означает, что эхосигналы, отраженные от более глубоких структур, если не принять специальных мер, будут не видны. После УВАРУ различия в амплитудах сигналов будут определяться только различиями в отражающей способности этих структур. Динамический диапазон эхосигналов, обусловленный различиями в отражательной способности биоструктур, лежит в пределах 40-50 дБ, что также превышает динамический диапазон ЭЛТ. Чтобы не потерять сигналов от слабо отражающих поверхностей, используют усилители с логарифмической характеристикой коэффициента усиления от амплитуды сигнала (ЛУ). В УЗ-сканерах, не использующих ЭВМ, сигнал после ЛУ детектировался детектором (Д) и подавался на модулятор ЭЛТ. Вертикальная развертка в этом случае определяется генератором линейной развертки, а горизонтальное смещение луча соответствует перемещению УЗ-зонда вдоль поверхности тела. Поскольку такое перемещение осуществляется достаточно медленно, используется ЭЛТ с большим послесвечением. Сигнал, соответствующий перемещению УЗ-зонда, при механическом сканировании вырабатывается блоком ФСКН и В. В компьютерных УЗ-томографах после детектора сигнал дискретизируется аналогово-цифровым преобразователем (АЦП) и записывается в экранную память ЭВМ, после чего томограмма может быть выведена на экран дисплея после соответствующей цифровой обработки.

В эхотомографах с механическим сканированием из-за низких скоростей сканирования не удается получать изображения томограмм в реальном времени.

Из-за широкого динамического диапазона тракты усиления должны быть малозумящими, а кабель, соединяющий УЗ-зонд с аппаратурой и сам зонд, тщательно экранируют. В описанном варианте реализуется В-режим визуализации. Для реализации С-режима в схему добавляются генератор строб-импульса с регулируемой задержкой (ГСИРЗ) и селектор (Сел), которые позволяют из всего эхосигнала выделять и пропускать в ЭВМ для запоминания только короткие фрагменты сигналов, соответствующие определенной глубине проникновения ультразвука. При этом сканирование производится по двум координатам. Для получения изображений в реальном масштабе времени сканирование по обеим координатам осуществляют электронным путем при использовании многоэлементных УЗ-зондов в виде двухкоординатных матриц. Такие зонды изготавливаются из единой пластины, имеющей от несколько сотен до тысяч излучающих и принимающих элементов, разделенных звукопоглощающими перегородками.

## **4.2 Контрольные вопросы**

1. Зависит ли длина ультразвуковой волны от параметров среды? Если да, то от каких?
2. Зависит ли скорость распространения ультразвуковых волн от параметров среды? Если да, то от каких?
3. Поясните механизмы диссипации при распространении ультразвуковых волн.
4. какие эффекты возникают при распространении ультразвуковых волн?
5. При каких условиях ультразвуковую волну в биообъекте можно считать плоской?
6. Поясните физический смысл акустического импеданса.
7. Какие вы знаете методы возбуждения ультразвуковых волн?
8. С какой целью между биообъектом и возбудителем ультразвуковых волн размещают иммерсионную смазку?
9. С какой целью в возбудителе ультразвуковых колебаний используется демпфер?

10. Дайте сравнительную оценку механического и электрического сканирования в биообъектах.

11. С какой целью используется фокусирование при ультразвуковом сканировании биообъектов и как оно реализуется?

12. Чем вызываются реверберационные шумы, какие параметры преобразователя они определяют и каковы методы уменьшения их влияния на эти параметры?

13. Как при электрическом сканировании разрешается противоречие между разрешающей способностью преобразователя и чувствительностью по глубине?

14. Какие характеристики ультразвукового преобразователя определяет диаграмма направленности?

15. Какие режимы используются для отображения информации, содержащейся в эхо-сигнале и какова техническая поддержка этих режимов?

16. В каких единицах прокалиброваны оси координат при получении изображения в режиме А?

17. Как получается эхограмма в режиме С?

18. В чем сущность эффекта Доплера и как он используется в биомедицинских приборах?

19. Как в кардиоэхоскопии механические эволюции анатомических органов преобразуются в звуковой сигнал?

20. Нарисуйте структурную схему преобразователя доплеровского сигнала в напряжение.

21. Нарисуйте временную диаграмму ультразвукового эхоскопа в режиме А.

22. Нарисуйте структурную схему цифрового ультразвукового эхоскопа с не фокусирующей решеткой преобразователей.

## **Самостоятельная работа №5**

### **Методы исследования сердца и крупных сосудов. Особенности лучевого изучения сердца и крупных сосудов у детей. Лучевая анатомия сердца и крупных сосудов у взрослых и детей**

#### **5.1 Теоретические сведения**

##### **5.1.1 Методы исследования**

1. Рентгенография грудной клетки в передней и левой боковой проекциях, которую предпочтительнее выполнять с контрастированием пищевода взвесью бария сульфата. Детям первого года жизни выполняется только задняя рентгенограмма грудной клетки при вертикальном положении. Анализ рентгенограмм позволяет дать комплексную оценку состояния сосудов малого круга кровообращения, формы и размеров сердца. Характеристика отдельных его полостей дается не в абсолютных величинах, а по косвенным признакам, исходя из учения о краеобразующих дугах. Кроме этого, существуют 2 дополнительные косые проекции (правая и левая), которые выполняются по индивидуальным показаниям.

2. Рентгеноскопия. В последнее время показания к ней строго ограничены. Она используется для обнаружения интракардиальных кальцификатов и выявления функциональных признаков.

3. Томография. Является дополнительным методом рентгенологического исследования. Она дает ценную информацию о состоянии сосудов малого круга кровообращения, грудного отдела аорты.

4. Эхокардиография - доступный, не связанный с ионизирующей радиацией, неинвазивный метод исследования. Двухмерная эхокардиография позволяет получить изображение сердца, отдельных его структур в реальном масштабе времени. Одномерная эхокардиография дает представление о движении различных структур сердца. Доплер-эхокардиография дает возможность оценить характер и скорость кровотока.

5. РКТ используется для уточнения локализации патологических образований (интракардиальных, паракардиальных), диагностики болезней перикарда, выявления аневризмы аорты любой локализации. РКТ со спиральным

сканированием является эффективным методом для динамических исследований сердца.

6. МРТ позволяет отчетливо визуализировать все структуры сердца, оценивать сократимость сердца и функцию клапанов, определять характер изменений в миокарде.

7. Радионуклидное сканирование сердца представляет собой исследование, позволяющее получить информацию о функции левого желудочка, перфузии миокарда.

8. Ангиокардиография (АРКТ) является специальным инвазивным методом рентгенологического исследования и должна выполняться по строгим показаниям: для уточнения характера и оценки гемодинамических нарушений, для уточнения состояния коронарных артерий у больных с ишемической болезнью сердца, после инфаркта миокарда.

### **5.1.2 Основы рентгеноанатомии сердца**

Сердце орган, имеющий неправильную форму, напоминающую овал, крупные сосуды также по форме напоминают овал только расположенный над тенью сердца вертикально. Поэтому контуры сердца на рентгенограмме рассматривают в виде дуг

Правый контур сердечно-сосудистой тени состоит из двух дуг: верхняя дуга является контуром восходящей аорты (в некоторых случаях - верхней полой вены), а нижняя - контуром правого предсердия. Угол между этими двумя дугами называют правым атриовазальным углом.

Левый контур сердечно-сосудистой тени образован в прямой проекции четырьмя дугами. Верхняя (первая) дуга соответствует дуге аорты и началу ее нисходящей части. Вторая дуга, принадлежит основному стволу и левой ветви легочной артерии. Еще ниже короткая третья дуга ушка левого предсердия. Нижняя (четвертая) дуга образована левым желудочком. Угол между второй и третьей дугами левого контура называют левым атриовазальным углом.

Описанную форму сердца с четко выраженными дугами именуют обычной, или нормальной, формой. Она зависит от телосложения человека, положения его тела, глубины дыхания, но нормальные соотношения между дугами сердца сохраняются.



Показатели обычной формы сердца: 1) правый атриовазальный угол расположен посередине высоты сердечно-сосудистого силуэта, то есть верхняя и нижняя дуги приблизительно одинаковы по протяженности; 2) длина второй и третьей дуг левого контура одинакова и примерно равна 2 см; 3) край четвертой дуги слева (левого желудочка) находится на расстоянии 1,5-2 см кнутри от левой срединно-ключичной линии.

Возрастные особенности. Сердце здорового ребёнка в рентгеновском изображении.

У новорожденного сердце:

- Расположено горизонтально, вследствие высокого расположения купола диафрагмы;

- *Расположено симметрично*, (у взрослого -1/3 справа и 2/3 слева);

- Величина сердца относительно большая по сравнению с поперечником грудной клетки;

- Конфигурация сердца - округлая, поперечник сердечной тени больше, чем её длинник.

- Границы сердца. После рождения левая граница выходит за левую среднеключичную линию. К 6 мес она располагается 2 см кнаружи от левой средне-ключичной линии. Правая граница со временем располагается по правой парастернальной линии. Верхняя граница опускается вниз до 2-го ребра к году.

- У новорожденных на рентгенограмме сердце образует справа две, слева три дуги (аорта, легочная артерия, левый желудочек).

- Талия сердца выражена из-за западения дуги левого предсердия и увеличения дуги левого желудочка.

- Сосудистый пучок - иногда справа видна тень верхней полой вены. Сосудистая тень часто прикрыта тенью увеличенной вилочковой железы.

**Задача 1.** Какая анатомическая область представлена на снимке. Как называется метод исследования? Можно ли его отнести методам искусственного контрастирования?

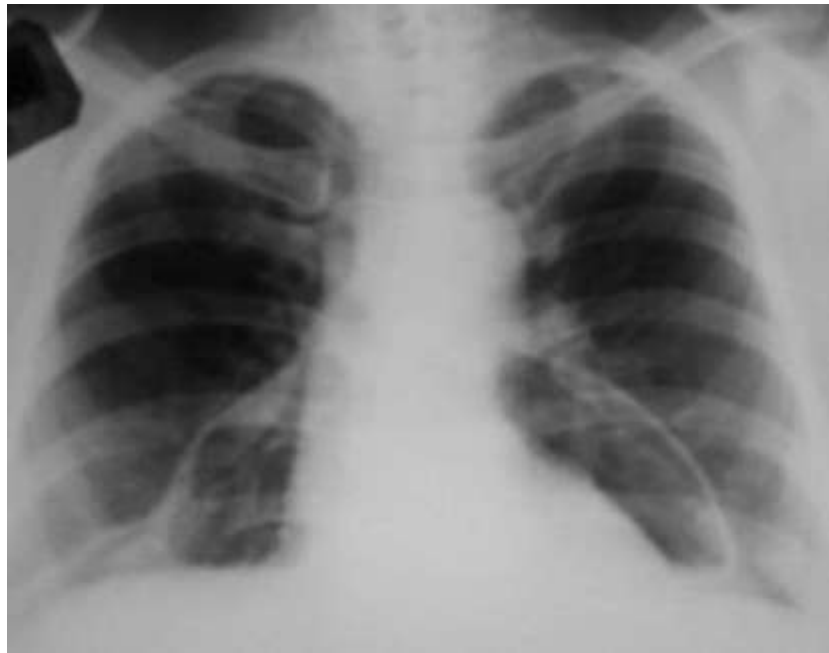


Рисунок 5.1 – Рентген грудной клетки

**Задача 2.** Какая анатомическая область представлена на снимке. Как называется метод исследования? Можно ли его отнести методам искусственного контрастирования? Указать анатомические образования, отмеченные стрелками.

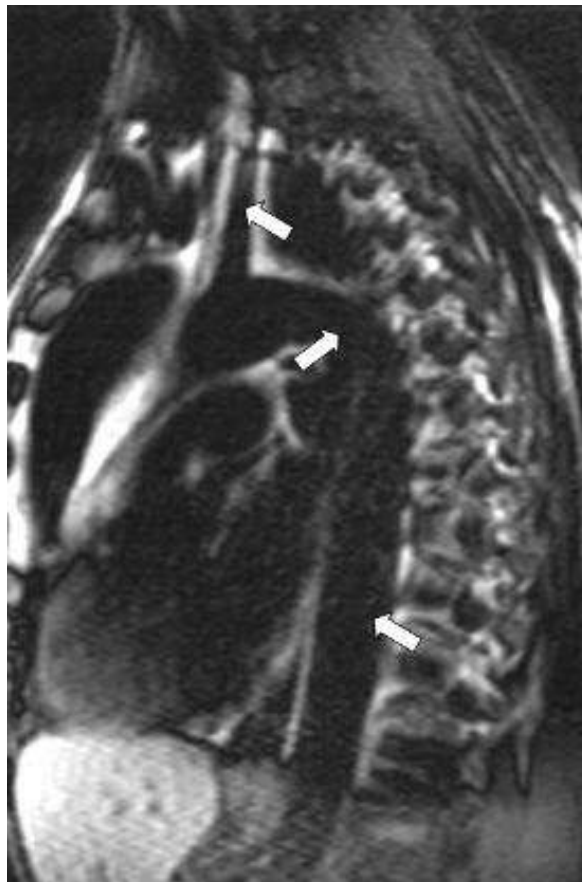


Рисунок 5.2 – Рентген анатомической области

**Задача 3.** На рисунке представлено рентгенологическое исследование с применением искусственного контрастирования. Как называется эта методика? Каковы показания к ее использованию?

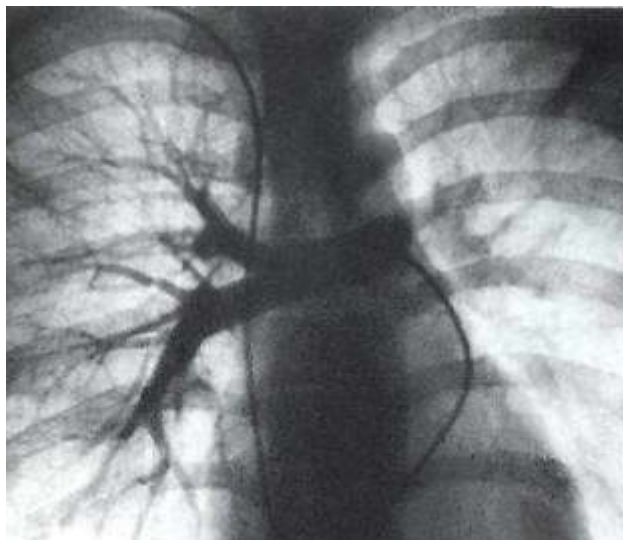


Рисунок 5.3 – Рентгенологическое исследование с применением искусственного контрастирования

**Задача 4.** Рассмотреть схему и рисунок. Найти и правильно подписать дуги сердечной тени.

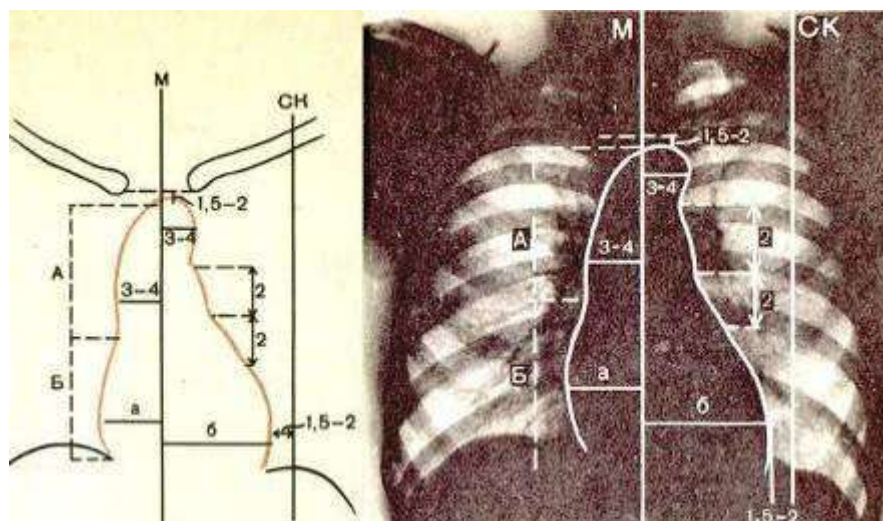


Рисунок 5.4 – Рентген грудной клетки

## Самостоятельная работа №6

### Методы исследования грудной полости. Нормальная рентгеноанатомия органов дыхания у детей и взрослых. Возрастные особенности рентгенологической картины легких

Задача 1. Рентгеноскопия. Метод позволяет исследовать органы грудной полости в реальном времени.

Задача 2. Флюорография. Метод скринингово исследования позволяет исследовать большие группы населения с целью ранней диагностики заболеваний бронхослегочной системы.

Задача 3. Дополнительное образование в верхних отделах левого гемиторакса. РКТ. Трансторакальная игловая биопсия.

Задача 4. Справа верхняя средняя и нижняя. Слева верхняя и нижняя.

Задача 5. Ангиопульмонография. Врожденная и приобретенная патология сосудов малого круга.

Задача 6. Рентгеновская компьютерная томография. Любая патология легких, плевры, средостения. В ряде случаев необходимость поведения трансторакальной пункции.

Задача 7. Бронхография. Врожденные и приобретённые заболевания бронхиального дерева.

Задача 8.

Схема грудной клетки в прямой проекции (по К. В. Помельцову).

1 — (рудино-ключично-сосцевидная мышца; 2 — тень от кожной складки; 3 — менее компактный участок ключицы; 4 — тень от жировой прослойки под костальной плевой; 5 — тень от мягких тканей стеижн грудной клетки; 6 — тень от непарной вены при добавочной верхней доле; 7 — поперечные отростки позвонков; 8 — тень от горизонтальной междолевой борозды; 9 — козырьки задних отделов ребер; 10 — сосок; П — молочная железа; 12 — тень от междолевой борозды при добавочной нижней доле; 13 — волнообразный контур диафрагмы; 4 — нижняя полая вена; 15 — лестничная мышца; 16 — левая подключичная артерия; 17 — синостоз ребер; 18 — лопатка; 19 — обызвествление хрящей ребер; 20 — вилокобразное ребро; 21 — отдельное ядро окостенения диафрагмы; 01 П»УЛ«ая мышца; 23 — скопление жировой клетчатки; 24 — зубчатый контур

Задача 9. 1. Корень правого легкого. 2. Корень левого легкого. 3. Передние отрезки ребер. 4. Задние отрезки ребер. 5. Ключицу. 6. Лопатку. 7. Грудной отдел позвоночника. 8. Диафрагму. 9. Сердце.

Задача 10. 1. Головка плечевой кости. 2. Суставная впадина лопатки 3. Край лопатки. 7,4. Ребра. 5. Задняя поверхность правого легкого. 6. Задняя поверхность левого легкого. 8. Тела позвонков. 9. Задний отдел реберно-диафрагмального синуса. 10. Грудина. 11. Трахея. 12. Поперечное сечение правого верхнедолевого бронха 13. Правый нижнедолевой бронх. 14. Левый нижнедолевой бронх. 15. Сосуды корня легкого. 16. Тень сердца. 17. Передний отдел реберно-диафрагмального синуса. 18. Нижняя полая вена.

Задача 11. В нижней доле справа.

Задача 12. В верхней доле слева.

Задача 13. В средней доле.

Задача 14. В верхней доле левого легкого.

## **Учебно-методическое и информационное обеспечение дисциплины**

### **2.1 Основная и дополнительная учебная литература**

#### **а) Основная учебная литература**

1. Кореневский, Николай Алексеевич. Биотехнические системы медицинского назначения [Текст] : учебник / Н. А. Кореневский, Е. П. Попечителей. - Старый Оскол : ТНТ, 2014. - 688 с. : табл. - ISBN 978-5-94178-3 52-6 : 927.00 р.

2. Кореневский, Николай Алексеевич. Узлы и элементы биотехнических систем [Текст] : учебник / Н. А. Кореневский, Е. П. Попечителей. - Старый Оскол : ТНТ, 2014. - 448 с. - ISBN 978-5-94178-3 32-8 : 478.95 р.

3. Кореневский, Николай Алексеевич. Эксплуатация и ремонт биотехнических систем медицинского назначения [Текст] : учебное пособие / Н. А. Кореневский, Е. П. Попечителей. - Старый Оскол : ТНТ, 2014. - 432 с. - ISBN 978-5-94178-3 30-4 : 463.50 р.

#### **б) Дополнительная учебная литература**

4. Кореневский, Н. А. Приборы и технические средства для терапии [Текст] : учебное пособие / Н. А. Кореневский, Е. П. Попечителей, С. А. Филист ; Министерство образования и науки Российской Федерации, Курский государственный технический университет. - Курск : КурскГТУ, 2005. - Ч. 1. - 240 с. - ISBN 5-7681-0221-3 : 114.00 р. - Имеется электрон. аналог.

5. Кореневский, Н. А. Приборы и технические средства для терапии [Электронный ресурс] : учебное пособие / Н. А. Кореневский, Е. П. Попечителей, С. А. Филист ; Курск. гос. техн. ун-т. - Курск : КурскГТУ, 2005. - Ч. 1. - 240 с. : ил. - ISBN 5-7681-0221-3 : Б. ц. - Имеется печ. аналог.

6. Кореневский, Н. А. Приборы и технические средства функциональной диагностики [Текст] : учебное пособие / Н. А. Кореневский, Е. П. Попечителей, С. А. Филист ; Курск. гос. техн. ун-т. - Курск : КурскГТУ, 2004. - Ч. 1. - 230 с. - ISBN 5-7681-0158-6 : 45.00 р.

7. Кореневский, Н. А. Синтез систем для лечебно-оздоровительных мероприятий [Текст] : монография / Н. А. Кореневский, Е. П. Попечителей, С. А. Филист ; Курский государственный технический университет, Санкт-Петербургский

государственный электротехнический университет. - Курск : КурскГТУ, 2009. - 233 с. - ISBN 978-5-7681-04 34-4 : 242.00 р. - Имеется эл. аналог.

8. Кореневский, Н. А. Синтез систем для лечебно-оздоровительных мероприятий [Электронный ресурс] : монография / Курский гос. техн. ун-т, Санкт-Петербургский гос. электротехн. ун-т ; Курский государственный технический университет, Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет. - Курск : КурскГТУ, 2009. - 235 с. - ISBN 978-5-7681-04 34-4 : Б. ц. - Имеется печ. аналог.

9. Синтез диагностических приборов, аппаратов, систем и комплексов [Текст] : монография / Н. А. Кореневский [и др.] ; Курский государственный технический университет, Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет. - Курск : КурскГТУ, 2007. - 259 с. - ISBN 978-5-76-81-0 397-2 : 200 р. - Имеется электрон. аналог.

10. Синтез диагностических приборов, аппаратов, систем и комплексов [Электронный ресурс] : монография / Курский гос. техн. ун-т, Санкт-Петербургский гос. электротехн. ун-т ; Курский государственный технический университет, Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет. - Курск : КурскГТУ, 2007. - 259 с. - ISBN 978-5-76-81-0 397-2 : Б. ц. - Имеется печ. аналог

11. Синтез систем обработки биомедицинской информации [Текст] : монография / Н. А. Кореневский [и др.] ; Курский государственный технический университет, Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет. - Курск : КурскГТУ, 2007. - 272 с. - ISBN 978-5-7681-03 91-0 : 200.00 р. - Имеется эл. аналог.

12. Синтез систем обработки биомедицинской информации [Электронный ресурс] : монография / Н. А. Кореневский [и др.] ; Курск. гос. техн. ун-т, Санкт-Петербургский гос. электротехн. ун-т. - Курск : КурскГТУ, 2007. - 272 с. - ISBN 978-5-7681-03 91-0 : Б. ц. - Имеется печ. аналог.

### **Перечень ресурсов информационно-телекоммуникационной системы Интернет**

1. <http://www.lib.swsu.ru/> - Электронная библиотека ЮЗГУ

2. <http://window.edu.ru/library> - Информационная система «Единое окно доступа к образовательным ресурсам»
3. <http://www.biblioclub.ru> - Электронно-библиотечная система «Университетская библиотека online»
4. [www.statsoft.ru](http://www.statsoft.ru) - Сайт инновационной компании Statsoft
5. [www.exponenta.ru/soft/Statist/Statist.asp](http://www.exponenta.ru/soft/Statist/Statist.asp) - Статистический портал Statistica
6. [http://www.statsoft.ru/resources/statistica\\_text\\_book.php](http://www.statsoft.ru/resources/statistica_text_book.php) - Электронный учебник по статистике «StatSoft»
7. <http://www.physionet.org/> - Исследовательский ресурс для сложных физиологических сигналов «PhysioNet»
8. <http://www.intuit.ru> - Сайт Национального Открытого Университете «ИНТУИТ»
9. <http://videouroki.net> - Видео-уроки для учителей
10. <http://wordexpert.ru> - Сайт профессиональной работы с текстом «WordExpert»
11. <http://www.pcweek.ru> - Сайт корпоративных информационных технологий и решения «PCweek»
12. <http://www.rmj.ru/internet.htm> - Русский медицинский журнал «Клиническая офтальмология»

### **Методические указания для обучающихся по освоению дисциплины**

При самостоятельном изучении дисциплины используются следующие формы обучения: конспектирование учебной литературы и лекции, составление словарей понятий и терминов и т. п.

В процессе обучения преподаватели используют активные формы работы со студентами: чтение лекций, привлечение студентов к творческому процессу на лекциях, промежуточный контроль путем отработки студентами пропущенных лекций, участие в групповых и индивидуальных консультациях (собеседовании). Эти формы способствуют выработке у студентов умения работать с учебником и литературой. Изучение литературы составляет значительную часть самостоятельной работы студента. Это большой труд, требующий усилий и желания студента. В самом начале работы над книгой важно определить цель и



направление этой работы. Прочитанное следует закрепить в памяти. Одним из приемов закрепления освоенного материала является конспектирование, без которого немыслима серьезная работа над литературой. Систематическое конспектирование помогает научиться правильно, кратко и четко излагать своими словами прочитанный материал.

Самостоятельную работу следует начинать с первых занятий. От занятия к занятию нужно регулярно прочитывать конспект лекций, знакомиться с соответствующими разделами учебника, читать и конспектировать литературу по каждой теме дисциплины. Самостоятельная работа дает студентам возможность равномерно распределить нагрузку, способствует более глубокому и качественному усвоению учебного материала. В случае необходимости студенты обращаются за консультацией к преподавателю по вопросам дисциплины с целью усвоения и закрепления компетенций.

Основная цель самостоятельной работы студента при изучении дисциплины - закрепить теоретические знания, полученные в процессе лекционных занятий, а также сформировать практические навыки самостоятельного анализа особенностей дисциплины.