

МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ РОССИЙСКОЙ
ФЕДЕРАЦИИ
ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ АВТОНОМНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ
УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
«СЕВЕРО-КАВКАЗСКИЙ ФЕДЕРАЛЬНЫЙ УНИВЕРСИТЕТ»

Физические основы интроскопии

Методические указания по выполнению лабораторных работ

Направление подготовки 03.03.02 Физика
Направленность (профиль)
«Медицинская физика»

**Ставрополь
2026**

Введение

Цель и задачи освоения дисциплины

Целью освоения дисциплины «Физические основы интроскопии» является приобретение теоретических знаний об основах интроскопии биообъектов как техники использования проникающих излучений для исследования внутренней структуры организма. В рамках одной из основных целей ООП бакалавриата по направлению «Медицинская физика» изучение данной дисциплины направлено на формирование интереса к изучению современной физики и пониманию ее важнейшей роли в развитии различных сфер человеческой деятельности.

Компетенции обучающегося, формируемые в результате освоения дисциплины

ПК-1- Способен применять фундаментальные знания в области физики и математики для постановки и решения научно-исследовательских и прикладных задач в своей профессиональной деятельности

ПК-2 - Способен проводить научные исследования в избранной области экспериментальных и (или) теоретических физических исследований с помощью современной приборной базы (в том числе сложного физического оборудования) и информационных технологий с учетом отечественного и зарубежного опыта

ИД-4_{ПК-5} - Владеет современным программным обеспечением, в том числе текстовыми редакторами и графическими программами, средствами подготовки обзоров, отзывов, отчетов, заключений В результате освоения дисциплины, обучающийся должен:

Знать физические принципы зондовой микроскопии, основы современных методов работы на зондовых микроскопах

Уметь применять методики сканирующей зондовой микроскопии для анализа свойств поверхности, применять методики туннельной и атомно-силовой микроскопии для анализа свойств различных материалов

Владеть навыками работы на сканирующем зондовом микроскопе, навыками обработки данных в сканирующей зондовой микроскопии.

ЛАБОРАТОРНОЕ ЗАНЯТИЕ № 1

ТЕМА: Методы интроскопии с использованием ионизирующего излучения

Цель: Основной задачей медицинской аппаратуры является измерение физиологических переменных. Переменная есть некоторая величина, значения которой изменяются в течение времени. Переменная, связанная с физиологическими процессами в организме называется физиологической. Примерами физиологических показателей являются температура тела, электрическая активность сердца, артериальное давление, параметры дыхательной активности.

Актуальность темы:

Измерение физиологических показателей необходимо и при диагностике заболеваний и при наблюдении за процессом лечения. В любом случае измеренные значения сравнивают с так называемыми нормальными, полученными при тех же самых измерениях у большого числа здоровых людей.

Чтобы физиологический показатель имел ценность при диагностике конкретного заболевания, необходимо иметь возможность легко его измерить, не создавая пациенту значительных неудобств. Одни физиологические показатели, такие как температура тела и пульс, удовлетворяют этим требованиям, другие показатели труднее поддаются измерению и для их изучения необходима сложная электронная аппаратура.

Теоретическая часть:

Некоторые физиологические показатели изменяются медленно, например масса тела, другие изменяются непрерывно и достаточно быстро. Мгновенное значение физиологических показателей, например напряжение электрокардиосигнала, несет мало информации. Чтобы этот показатель был полезным его необходимо регистрировать в течение определенного временного интервала. Запись электрокардиосигнала необходимо проводить в течение, по крайней мере, одного цикла работы сердца. В некоторых случаях клинически важная информация появляется при регистрации весьма редко и физиологический показатель следует регистрировать длительное время. Например, регистрация нарушений сердечного ритма, отклонений артериального давления.

Размеры анатомических структур обычно описываются в единицах длины, поверхности и объема. Изменение положений или смещение описываются в единицах скорости или ускорения. Возрастание объема жидкости, проходящей через сечение сосуда с различной скоростью, может быть описано в терминах изменения скорости на данном отрезке сосуда. Смещение определенного количества крови за единицу времени может быть выражено как скорость объемного кровотока. Так, например, количество крови, выбрасываемой в аорту левым желудочком в каждую минуту, представляет собой объемную скорость кровотока и получило название «минутный объем сердца», или «сердечный выброс».

Изменение значения скорости или направления движения крови может быть вызвано действием таких сил, как, например, сила тяжести или сила сокращающихся мышц. При многих различных условиях противоположно действующие силы уравниваются и не вызывают никакого движения (рис. 1). Подобно этому ведут себя силы, которые мы обозначаем терминами «артериальное» или «венозное давление». Пока давление в цилиндрическом канале остается постоянным, силы, действующие изнутри, уравниваются силами растяжения стенок, система остается неподвижной. Если давление колеблется, растяжение стенок меняется, цилиндр растягивается или пульсирует при каждом повышении давления. Сокращение левого желудочка создает силу, вызывающую быстрое повышение скорости кровотока в аорте. Величина действующих сил в каждый момент представлена, как произведение массы выброшенной крови на ее ускорение (рис. 1).

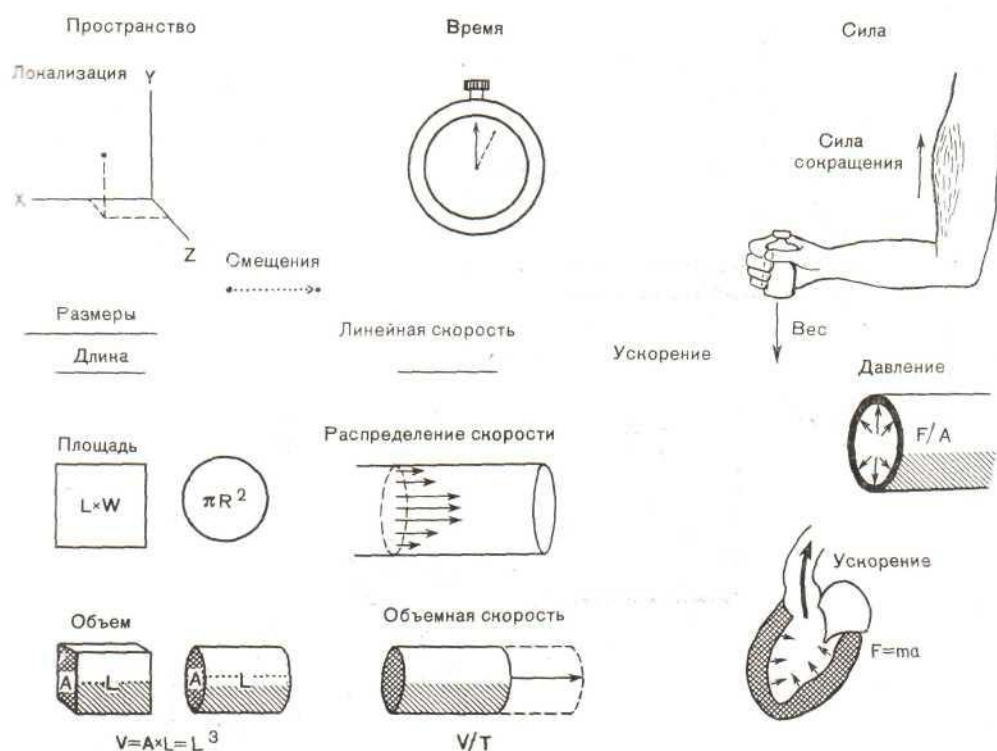


Рис.1. Физические свойства любой механической системы определяются несколькими основными показателями, такими, как положение или размеры, время и силы. Взаимоотношение между этими величинами выражается в терминах изменений смещения, скорости, ускорения, течения, давления.

Иногда важную информацию можно получить только при измерении физиологического показателя с использованием определенной стимуляции. Стимуляция предполагает создание определенных условий или использование специальной программы упражнений, или применение некоторых медикаментов. Измерение физиологических показателей при стимуляции являются откликом на стимуляцию.

Типы преобразователей и приборов

Имеется значительное количество различных типов чувствительных устройств (датчиков). В основном используется регистрация изменений трех основных электрических свойств, а именно: сопротивления, индуктивности и емкости. Так, например, если заполнить тонкостенную резиновую трубочку жидкостью, проводящей электрический ток (ртутью или соевым раствором), и оба конца жидкости присоединить к проводам, то натяжение трубки будет удлинять столб жидкости и уменьшать ее поперечное сечение. Оба эти фактора повышают сопротивление электрическому току, протекающему через жидкость (см. рис. 2.А). При помощи такого простого датчика можно получить достаточно много полезной и точной информации. Он может быть использован, в частности, для получения данных об изменении растяжения стенок камер сердца или окружности артерий. Повышение электрического сопротивления возникает и при растяжении тонкой проволоки, жестко связанной с мембраной манометра (см. рис. 2.А). Подобные чувствительные к растяжению проволоки, соединенные с металлическими зажимами, могут укрепляться и на поверхности сердца для того, чтобы измерять силы, развивающиеся во время сокращения. Чувствительность и надежность этих датчиков сильно возрастают при включении их в мостик Уитстона (рис. 2.А). Индуктивность катушки, через которую пропущен электрический ток, может изменяться при движении внутри ее металлического стержня (рис. 2.Б). Такие приспособления могут быть использованы как датчики, регистрирующие изменения размеров, так как они реагируют на изменение положения сердечника при его колебаниях. Комбинация трех катушек – дифференциальный преобразователь – в значительной мере повышает чувствительность датчика и может быть эффективно использована для регистрации весьма слабых смещений мембраны манометра (см. рис. 2.Б). Пара катушек проволоки, расположенных одна против другой на малом расстоянии, может также служить датчиком, определяющим изменение сопротивления тканей (см. рис. 2.Б). Так, магнитное поле, возникающее в одной катушке при пропускании через нее тока, благодаря явлениям электромагнитной индукции, вызывает появление тока в соседней катушке, величина которого выражается нелинейной функцией расстояния между катушками.

Типы датчиков



Рис. 2. Достижения электронной техники дают возможность производить электрические измерения неэлектрических величин: давлений, перемещений, размеров и т. д. Эти явления воспринимаются датчиками, т. е. устройствами, в которых указанные воздействия вызывают изменение емкости, индуктивности или электрического сопротивления.

Явления электромагнитной индукции используются также в электромагнитных флоуметрах. Если сосуд с протекающей через него кровью поместить в магнитное поле, то в токе крови как в движущемся проводнике второго рода возникает разность потенциалов, пропорциональная скорости течения крови (см. также рис. 2.Б).

Емкость конденсаторов, состоящих из двух плоских пластинок, повышается, если пластинки смещаются ближе друг к другу, и это позволяет регистрировать колебания мембраны манометра, измеряющего давление (см. рис.2.В). Относительные движения нагруженных пластинок, ориентированных параллельно друг другу, вызывают изменения емкости, которые можно измерить и использовать для определения величины смещений различных структур.

Пьезоэлектрические кристаллы способствуют появлению разности потенциалов, когда они смещаются под влиянием давления, что также может быть использовано в специальных типах датчиков. Они применяются как чувствительные элементы для измерения внешних сил, вызывающих смещения. Так, например, очень малые кристаллы, связанные с мембраной, могут регистрировать колебания давления (см. рис.2.В). С другой стороны, высокочастотная пульсация напряжения электрического тока, пропущенного через противоположные стороны этого кристалла, вызывает высокочастотные

звуковые колебания (ультразвук), которые сегодня используют для зондирования сердечно-сосудистой системы и других внутренних органов.

Таким образом, все типы электрических преобразователей способны тем или другим способом уловить смещения, возникающие при прямом действии механических сил. Использование их как датчиков, определяющих изменение размеров, ограничено возможностью прямой фиксации их на том или ином органе. Они широко применяются, скажем, во время хирургических операций у человека, в острых экспериментах на животных или в хронических опытах с предварительной имплантацией датчиков. Энергия различных видов волн и колебаний может быть использована для того, чтобы изучать внутренние органы путем прямого преобразования энергии и без каких-либо механических посредников. Картина на экране, продуцируемая рентгеновскими лучами, проникающими через тело, представляет собой наиболее простой способ изучения позиций, размеров, теней и смещения внутренних органов (см. рис. 2.В). Ультразвуковые лучи с частотами от 2МГц и выше находят широкое применение при определении локализации и регистрации изменений структуры внутренних органов или движения крови, что позволяет определить локализацию патологического очага или скорость кровотока без имплантации датчиков и без всякого механического проникновения в организм. Ультразвуковые и рентгеновские устройства хороши для исследования внутренних органов у человека в условиях полной безопасности для организма. Результаты использования этих приборов в физиологических и диагностических исследованиях подробно изложены в разделах, посвященных обзору специальных устройств, применяемых в биологических и медицинских исследованиях.

Кроме того, электрические потенциалы, возникновение которых связано с распространением возбуждения по сердцу, можно зарегистрировать при помощи электродов, наложенных на поверхность тела. Электроды представляют собой изогнутые металлические пластины, которые плотно фиксируются к коже (предварительно покрытые либо электродной пастой, либо раствором электролита) при помощи специальных ремней, присосок или «прищепок».

В табл. 1. кратко приведены основные методы преобразования первичных физических величин.

Таблица 1.

Методы преобразования некоторых первичных физических величин

Величина	Физический эффект	Примеры и разъяснения
Температура	Термоэлектрический	Термопара
	Термемкостный	Изменение емкости
	Термосопротивление	Термисторы, термометр, основанный на изменении сопротивления платиновой проволоки
	Тепловое расширение	Стеклянный термометр, биметаллическая пластинка,

		кварцевый кристаллический пальцевой термометр
	Радиация	Термистор, полупроводниковые фотоэлементы и фотосопротивления
	Термохимический	Жидкие кристаллы (химические изменения, возникающие при изменении температуры)
	Пироэлектрический	Проводники из цирконата-титоната (поляризация меняется тем больше, чем выше температура)
Смещение	Резистивные	Потенциометр вращения или линейное смещение
Типы с низким сопротивление м	Емкостные	Изменение емкости
	Индуктивные	Изменение индуктивности
	Электромагнитные	Движение катушки в магнитном поле
	Оптические	Интерферометрия, изменение отражения
	Ультразвуковые	Время прохождения пульсации
Типы с высоким сопротивление м	Пьезорезистивные	Полупроводниковые тензометры
	Механорезистивны е	Проволочные или ртутные резисторы, металлическая фольга
Скорость	dx/dt	Дифференциация выброса при помощи преобразователя смещения
	Магнитная индукция	Движение катушки дает выброс пропорционально скорости
	Допплеровский эффект	Ультразвуковой или оптический преобразователь частот
Ускорение	dv/dt	Дифференцирование выброса из преобразователя скорости
	$F=m \times a$	Измерение сил, вызывающих движение определенной массы (так, например, пьезоэлектрические, магнитостриктивные, механорезистивные преобразователи)
Сила	Эластическое смещение	Первичное смещение эластической камеры
	Пьезосопротивлени е	Полупроводник (например, кремний)
	Пьезоэлектрически	Титанат бария (ферроэлектрическая)

	й	керамика)
	Равновесие	Равновесие электромагнитных сил
Давление (сила/единица площади)	Электрическое смещение	Смещение диафрагмы, трубка Бурдона, преобразователи, определяющие смещение
Кровоток	Разность давлений	Дифференциальный манометр с отверстием
	Механический	Ротаметр, преобразователь с электромагнитным генератором
	Термический	Перенос тепла от нагреваемого элемента (например, самонагревающийся термистор)
	Электромагнитный	Электромагнитный флоуметр, генерирующий э.д.с. при протекании жидкости в магнитном поле
	Ультразвуковой	Импульсный преобразователь
	Оптический	Лазерный доплеровский флоуметр
	Индикаторный	Разведение красок, термодилуция, изменение электропроводности
	Время прохождения	Измерение скорости прохождения маленьких пузырьков или других маркируемых частиц, вводимых в кровяное русло

Вопросы и задания.

1. Нарисовать и объяснить структурную схему медицинского электронного прибора.
2. Назвать основные характеристики медицинского электронного прибора.
3. Привести примеры физиологических переменных.
4. Дать определение и привести примеры преобразователей медицинских электронных приборов.

Список литературы рекомендуемый к использованию по данной теме:

1. Соколова А.А. Оценка точности воспроизведения кардиосигнала в процессе синхронного накопления [Текст] / А.С. Красичков, А.А. Соколова // Известия ВУЗов России. Радиоэлектроника. – 2010. – № 3. – С. 48-53.
2. Соколова А.А. Алгоритм определения эпизодов желудочковой экстрасистолии [Текст] / А.С. Красичков, А.А. Соколова // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2010. – № 11. – С. 21-26.

3. Волосатова Т.М., Спасёнов А.Ю., Логунова А.О. Автоматизированная система анализа и интерпретации электрокардосигнала. *Радиостроение*. 2016;(1):1-18.

ЛАБОРАТОРНОЕ ЗАНЯТИЕ № 2.

ТЕМА: Цифровая рентгенография.

Нарушения сердечного ритма. Методы регистрации. Дефибрилляторы. Электрокардиостимуляторы. Другие медицинские генераторы импульсов.

Цель: Ознакомить студентов с основными нарушениями сердечного ритма и проводимости, методами их инструментальной коррекции.

Знания и умения, приобретаемые студентом в результате освоения темы (семинара), формируемые компетенции или их части.

В процессе проведения семинарского занятия у студентов должно сформироваться представление о механизмах возникновения нарушений сердечного ритма и проводимости и методах их коррекции. Механизм действия медицинских электронных приборов (дефибриллятора, кардиостимулятора), их применение в медицине.

Указанные знания будут способствовать формированию частей компетенций

ОК-1 способность и готовность использовать на практике методы гуманитарных, естественнонаучных, медико-биологических и клинических наук в различных видах профессиональной и социальной деятельности;

ПК-5 способность и готовность интерпретировать результаты современных диагностических технологий, понимать стратегию нового поколения лечебных и диагностических препаратов, методов диагностики и лечения.

Актуальность темы:

Понимание механизмов нарушений сердечного ритма и проводимости позволит решать вопрос о выборе метода оказания неотложной помощи пациентам с нарушениями сердечного ритма, а также освоить методику применения дефибриллятора.

Теоретическая часть:

Разбор структурной схемы и устройства дефибриллятора. Изучение инструкции по применению прибора.

Разбор электрокардиограмм, на которых зарегистрированы различные нарушения сердечного ритма и проводимости.

Под нарушением сердечного ритма понимают любой сердечный ритм, отличающийся от нормального частотой, регулярностью и источником возбуждения сердца, а также нарушением связи или последовательности между активацией предсердий и желудочков.

КЛАССИФИКАЦИЯ НАРУШЕНИЙ СЕРДЕЧНОГО РИТМА И ПРОВОДИМОСТИ

1. Нарушение образования импульса.

1.1. Нарушение автоматизма синусового узла.

1.1.1. Синусовая тахикардия.

1.1.2. Синусовая брадикардия.

1.1.3. Синусовая аритмия.

1.1.4. Синдром слабости синусового узла

1.2. Эктопические комплексы или ритмы вследствие относительного или абсолютного преобладания автоматизма подчиненных центров

1.3. Эктопические ритмы, преимущественно не связанные с нарушением автоматизма.

1.3.1. Экстрасистолия.

1.3.1.1. Предсердная экстрасистолия.

1.3.1.2. Экстрасистолия из АВ-соединения.

1.3.1.3. Желудочковая экстрасистолия.

1.3.2. Пароксизмальные тахикардии.

1.3.2.1. Суправентрикулярная пароксизмальная тахикардия.

1.3.2.2. Желудочковая пароксизмальная тахикардия.

1.3.3. Фибрилляция и трепетание предсердий

2. Нарушения проводимости

2.1. Синоаурикулярная блокада

2.2. Межпредсердная блокада

2.3. Атриовентрикулярная блокада.

2.3.1. Атриовентрикулярная блокада I степени.

2.3.2. Атриовентрикулярная блокада II степени.

2.3.3. Атриовентрикулярная блокада III степени.

2.4. Блокада ножек пучка Гиса.

2.4.1. Блокада правой ножки пучка Гиса.

2.4.1.1. Неполная блокада правой ножки пучка Гиса.

2.4.1.2. Полная блокада правой ножки пучка Гиса.

2.4.2. Блокада левой ножки пучка Гиса.

2.4.2.1. Неполная блокада левой ножки пучка Гиса.

2.4.2.2. Полная блокада левой ножки пучка Гиса.

2.4.2.3. Блокада передне-верхнего разветвления

2.4.2.4. Блокада задне-нижнего разветвления

2.5. Синдромы предвозбуждения желудочков (WPW, CLC, LGL и др.)

3. Комбинированные нарушения ритма и проводимости

3.1. Парасистолия

3.2. Эктопические ритмы с блокадой выхода

3.3. Атриовентрикулярные диссоциации

Синдром нарушения ритма сердца составной частью входит в синдром поражения сердечной мышцы и обуславливает его отдельные клинические проявления.

По данным современной электрофизиологии, синдром нарушения ритма сердца проявляется нарушением образования импульса, нарушением проведения импульса и комбинацией этих нарушений.

1. Синдром нарушения образования импульса.

В этот синдром входят следующие симптомы: нарушения автоматизма синусового узла: синусовая тахикардия, синусовая брадикардия, синусовая аритмия, а также эктопические ритмы, преимущественно не связанные с

нарушением автоматизма (симптом экстрасистолии, пароксизмальной тахикардии и др.)

Синусовая тахикардия – это увеличение частоты сердечных сокращений от 90 до 140-160 в минуту при сохранении правильного синусового ритма. В основе ее лежит повышение автоматизма основного водителя ритма - синоатриального узла. Причинами синусовой тахикардии могут быть различные эндогенные и экзогенные влияния: физическая нагрузка и умственное напряжение, эмоции, инфекция и лихорадка, анемия, гиповолемия и гипотензия, дыхательная гипоксемия, ацидоз и гипогликемия, ишемия миокарда, гормональные нарушения (тиреотоксикоз), медикаментозные влияния (симпатомиметики). Синусовая тахикардия может быть первым признаком сердечной недостаточности. При синусовой тахикардии электрические импульсы обычным путем проводятся по предсердиям и желудочкам.

Синусовая брадикардия – это уменьшение частоты сердечных сокращений до 59-40 в минуту при сохранении правильного синусового ритма. Синусовая брадикардия обусловлена понижением автоматизма синоатриального узла. Основной причиной синусовой брадикардии является повышение тонуса блуждающего нерва. В норме часто встречается у спортсменов, однако, может встречаться и при различных заболеваниях (микседема, ишемическая болезнь сердца и т.д.). ЭКГ при синусовой брадикардии мало, чем отличается от нормальной, за исключением более редкого ритма.

Синусовая аритмия – это неправильный синусовый ритм, характеризующийся периодами постепенного учащения и урежения ритма. Синусовая аритмия обусловлена нерегулярным образованием импульсов в синоатриальном узле, вызванным дисбалансом вегетативной нервной системы с отчетливым преобладанием ее парасимпатического отдела. Чаще всего встречается дыхательная синусовая аритмия, при которой ЧСС увеличивается на вдохе и уменьшается на выдохе.

Синдром слабости синусового узла – это сочетание электрокардиографических признаков, отражающих структурные повреждения синусового узла, его неспособность нормально выполнять функцию водителя ритма сердца и (или) обеспечивать регулярное проведение автоматических импульсов к предсердиям. Чаще всего он наблюдается при заболеваниях сердца, ведущих к развитию ишемии, дистрофии, некрозу или фиброзу в области синоатриального узла.

Эктопические комплексы или ритмы вследствие относительного или абсолютного преобладания автоматизма подчиненных центров.

В случае угнетения автоматизма синусового узла до уровня более низкого, чем автоматизм латентных водителей ритма, либо при блокаде проведения синусовых импульсов которые по каким либо причинам своевременно не достигают гетерогенных центров, включается естественный механизм защиты, направленный против асистолии – физиологическая система «выскальзывания». Длительность интервала выскальзывания, то есть время от начала основного комплекса до начала выскальзывающего удара, соответствует автоматизму подчиненного центра. Монотопные выскальзывающие комплексы имеют равные интервалы выскальзывания. Политопные выскальзывающие удары отличаются не только своей формой, но и длительностью интервалов выскальзывания. Усиление автоматической активности подчиненных центров распознается на ЭКГ по укорочению интервалов выскальзывания в сравнении с физиологическими (должными) величинами. Однако в отличие от экстрасистол ускоренные выскальзывающие удары приходят не преждевременно, а с некоторым запаздыванием по отношению к очередному потенциальному комплексу основного ритма. Три и более следующих друг за другом быстрых выскальзывающих удара формируют ускоренный выскальзывающий ритм или непароксизмальную эктопическую тахикардию.

Эктопические ритмы, преимущественно не связанные с нарушением автоматизма.

Экстрасистолия – преждевременное возбуждение всего сердца или его отдела, обусловленное механизмом повторного входа волны возбуждения или повышенной осцилляторной активностью клеточных мембран, возникающими в синусовом узле, предсердиях, АВ-соединении или различных участках проводящей системы желудочков. Различают синусовые, предсердные, из АВ-соединения и желудочковые экстрасистолы.

Предсердная экстрасистолия – это преждевременное возбуждение сердца, возникающее под влиянием импульсов, исходящих из различных участков проводящей системы предсердий.

Экстрасистолия из АВ-соединения – это преждевременное возбуждение сердца, возникающее под влиянием импульсов, исходящих из атриовентрикулярного соединения. Эктопический импульс, возникающий в АВ-соединении, распространяется в двух направлениях: сверху вниз по проводящей системе к желудочкам (в связи с этим, желудочковый комплекс экстрасистолы не отличается от желудочковых комплексов синусового происхождения) и ретроградно снизу вверх по АВ-узлу и предсердиям, что приводит к формированию отрицательных зубцов R".

Желудочковая экстрасистолия – это преждевременное возбуждение сердца, возникающее под влиянием импульсов, исходящих из различных участков проводящей системы желудочков.

Пароксизмальная тахикардия – это внезапно начинающийся и так же внезапно заканчивающийся приступ учащения сердечных сокращений до 140-250 в минуту при сохранении в большинстве случаев правильного регулярного ритма. Эти преходящие приступы могут быть неустойчивыми (нестойкими) длительностью менее 30 с и устойчивыми (стойкими) продолжительностью 30 с.

Важным признаком пароксизмальной тахикардии является сохранение в течение всего пароксизма (кроме первых нескольких циклов) правильного ритма и постоянной частоты сердечных сокращений, которая в отличие от синусовой тахикардии не изменяется после физической нагрузки, эмоционального напряжения или после инъекции атропина. В настоящее время выделяют два основных механизма пароксизмальных тахикардий: 1) механизм повторного входа волны возбуждения (re-entry); 2) повышение автоматизма клеток проводящей системы сердца - эктопических центров II и III порядка.

В зависимости от локализации эктопического центра повышенного автоматизма или постоянно циркулирующей возвратной волны возбуждения (re-entry) выделяют предсердную, атриовентрикулярную и желудочковую формы пароксизмальной тахикардии. Поскольку при предсердной и атриовентрикулярной пароксизмальной тахикардии волна возбуждения распространяется по желудочкам обычным путем, желудочковые комплексы в большинстве случаев не изменены. Основными отличительными признаками предсердной и атриовентрикулярной форм пароксизмальной тахикардии, выявляемыми на поверхностной ЭКГ, являются различная форма и полярность зубцов R", а также их расположение по отношению к желудочковому комплексу QRS. Однако, очень часто на ЭКГ, зарегистрированной в момент приступа, на фоне резко выраженной тахикардии выявить зубец R не удастся. Поэтому, в практической электрокардиологии предсердную и атриовентрикулярную формы пароксизмальной тахикардии часто объединяют понятием наджелудочковая (суправентрикулярная) пароксизмальная тахикардия, тем более, что медикаментозное лечение обеих форм во многом схожее (применяются одни и те же препараты).

Суправентрикулярная пароксизмальная тахикардия – это внезапно начинающийся и также внезапно заканчивающийся приступ учащения сердечных сокращений до 140-250 в минуту при сохранении правильного ритма; неизмененные желудочковые комплексы QRS, похожие на комплексы QRS, регистрировавшиеся до приступа пароксизмальной тахикардии,

отсутствие зубца Р на ЭКГ или наличие его перед либо после каждого комплекса QRS.

Желудочковая пароксизмальная тахикардия. При желудочковой пароксизмальной тахикардии источником эктопических импульсов является сократительный миокард желудочков, пучок Гиса или волокна Пуркинье. В отличие от других тахикардий, желудочковая тахикардия имеет худший прогноз в связи со склонностью переходить в фибрилляцию желудочков, либо вызывать тяжелые нарушения кровообращения. Как правило, желудочковая пароксизмальная тахикардия развивается на фоне значительных органических изменений сердечной мышцы. В отличие от суправентрикулярной пароксизмальной тахикардии при желудочковой тахикардии ход возбуждения по желудочкам резко нарушен: эктопический импульс вначале возбуждает один желудочек, а затем с большим опозданием переходит на другой желудочек и распространяется по нему необычным путем.

Трепетание предсердий – это значительное учащение сокращений предсердий (до 250-400) в минуту при сохранении правильного регулярного предсердного ритма.

Непосредственными механизмами, ведущими к очень частому возбуждению предсердий при их трепетании, является либо повышение автоматизма клеток проводящей системы, либо механизм повторного входа волны возбуждения - re-entry, когда в предсердиях создаются условия для длительной ритмичной циркуляции круговой волны возбуждения. В отличие от пароксизмальной наджелудочковой тахикардии, когда волна возбуждения циркулирует по предсердиям с частотой 140-250 в минуту, при трепетании предсердий эта частота выше и составляет 250-400 в минуту.

3.2. Мерцание (фибрилляция) предсердий, или мерцательная аритмия, – это такое нарушение ритма сердца, при котором на протяжении всего сердечного цикла наблюдается частое (от 350 до 700) в минуту беспорядочное, хаотичное возбуждение и сокращение отдельных групп мышечных волокон предсердий. При этом, возбуждение и сокращение предсердия как единого целого отсутствует.

В зависимости от величины волн различают крупно- и мелковолнистую формы мерцания предсердий. При крупноволнистой форме амплитуда волн f превышает 0,5 мм, их частота - 350-450 в минуту; они появляются с относительно большей правильностью. Такая форма мерцательной аритмии чаще встречается у больных с выраженной гипертрофией предсердий, например, при митральном стенозе. При мелковолнистой форме фибрилляции предсердий частота волн f достигает 600-700 в минуту, их амплитуда меньше 0,5 мм. Нерегулярность волн выражена резче, чем при

первом варианте. Иногда волны f вообще не видны на ЭКГ ни в одном из электрокардиографических отведений. Эта форма мерцательной аритмии часто встречается у пожилых людей страдающих кардиосклерозом.

Нарушения проводимости

Замедление или полное прекращение проведения электрического импульса по какому-либо отделу проводящей системы получило название блокады сердца. Также как и синдром нарушения образования импульса данный синдром входит в синдром нарушения ритма сердца.

Синдром нарушения проведения импульса включает в себя атриовентрикулярные блокады, блокады правой и левой ножек пучка Гиса, а также, нарушения внутрижелудочковой проводимости.

По своему генезу блокады сердца могут быть функциональными (вагусными) - у спортсменов, молодых людей с вегетативной дистонией, на фоне синусовой брадикардии и в других подобных случаях; они исчезают при физической нагрузке или внутривенного введения 0,5-1,0 мг атропина сульфата. Вторая разновидность блокады - органическая, которая и имеет место при синдроме поражения мышцы сердца. В некоторых случаях (миокардит, острый инфаркт миокарда) она появляется в остром периоде и проходит после лечения, в большинстве случаев, такая блокада становится постоянной (кардиосклероз).

Синоаурикулярная блокада. Проявляется в более медленном, чем в норме, выходе из синусового узла импульса или в полной его остановке. По существующей классификации различают три степени СА-блокады. Первая степень связана с замедлением выхода импульсов из синусового узла и на обычной ЭКГ не может быть распознана. Вторая степень характеризуется периодическим прекращением выхода импульсов из синусового узла и обнаруживается на ЭКГ периодическим исчезновением одного, двух и более предсердно – желудочковых комплексов. Третья степень или полная СА-блокада характеризуется постоянным отсутствием проведения импульсов из синусового узла к предсердия. В этом случае, на ЭКГ будут отсутствовать синусового происхождения предсердно – желудочковые комплексы и будет регистрироваться изоэлектрическая линия, что соответствует остановке сердца. Однако, в благоприятных случаях, вместо синусового ритма, в результате активации нижерасположенных водителей сердечного ритма, будет регистрироваться замещающий ритм, например из АВ-соединения. Аналогичная симптоматика может быть и при остановке (отказе) синусового узла. Различить эти синдромы можно только при помощи специальных электрофизиологических исследований проводящей системы сердца. ЭКГ – признаки: после ряда комплексов синусового происхождения, регистрируется изоэлектрическая линия, кратная нескольким интервалам RR. Пауза

прерывается либо возобновлением синусового ритма, либо замещающими сокращениями или замещающим ритмом.

Межпредсердная блокада – это замедление проводимости по пучкам, соединяющим правое и левое предсердия. На ЭКГ регистрируются уширенные ($\geq 0,12$ с) и расщепленные зубцы Р.

Атриовентрикулярная блокада – это частичное или полное нарушение проведения электрического импульса от предсердий к желудочкам. Причиной хронического или «идиопатического» нарушения атриовентрикулярной проводимости может быть с одной стороны дегенеративный процесс, вовлекающий обе ножки пучка Гиса – развивается у лиц молодого и среднего возраста, с другой – прогрессирующий склероз сердечного скелета; изменения захватывают область атриовентрикулярного соединения, область бифуркации пучка Гиса и обе его ножки. Коронарная патология ответственна в первую очередь за возникновение острых АВ-блокад, чаще всего осложняющих заднедиафрагмальные инфаркты миокарда. Среди других причин АВ-блокад выделяют кардиомиопатии и миокардиты, обезызствление ключевых участков проводящей системы. В меньшей степени причинами АВ-блокад являются коллагенозы, саркоидоз, опухоли, амилоидоз, острый ревматизм, травмы, определенные формы мышечной дистрофии и пр.

Атриовентрикулярная блокада I степени – это удлинение интервала PQ более 0,18 – 0,20 сек. Замедление атриовентрикулярной проводимости может встречаться у здоровых людей, а также при миокардитах, кардиосклерозе, передозировке некоторых медикаментов.

Атриовентрикулярная блокада II степени – это периодически возникающее прекращение проведения отдельных импульсов от предсердий к желудочкам. Различают два основных типа атриовентрикулярной блокады II степени - тип Мобитца I (с периодами Самойлова-Венкебаха) и тип Мобитца II.

Атриовентрикулярная блокада III степени характеризуется полным прекращением проведения импульсов от предсердий к желудочкам. Существование двух независимых ритмов: синусового для предсердий и эктопического для желудочков из центров II или III уровня. Чем ниже располагается эктопический центр для желудочков, тем реже (медленнее) его ритм.

Блокада ножек и ветвей пучка Гиса – это замедление или полное прекращение проведения возбуждения по одной, двум или трем ветвям пучка Гиса. При полном прекращении проведения возбуждения по той или иной ветви или ножке пучка Гиса говорят о полной блокаде. Частичное замедление проводимости свидетельствует о неполной блокаде ножки.

Блокада правой ножки пучка Гиса – это замедление или полное прекращение проведения импульса по правой ножке пучка Гиса.

Неполная блокада правой ножки пучка Гиса – это замедление проведения импульса по правой ножке пучка Гиса.

Блокада левой ножки пучка Гиса – это замедление или полное прекращение проведения импульса по левой ножке пучка Гиса.

Неполная блокада левой ножки пучка Гиса – это замедление проведения импульса по левой ножке пучка Гиса.

Полная блокада левой ножки пучка Гиса – это прекращение проведения импульса по левой ножке пучка Гиса.

Блокада передне-верхнего разветвления. В связи с тем, что левая ножка разделяется на два разветвления: передне-верхнюю и задне-нижнюю выделяют блокады передней и задней ветвей левой ножки пучка Гиса. При блокаде передне-верхней ветви левой ножки пучка Гиса нарушено проведение возбуждения к передней стенке левого желудочка. Возбуждение миокарда левого желудочка протекает как бы в два этапа: вначале возбуждаются межжелудочковая перегородка и нижние отделы задней стенки, а затем передне-боковая стенка левого желудочка.

Блокада задне-нижнего разветвления. При блокаде левой задней ветви пучка Гиса изменяется последовательность охвата возбуждением миокарда левого желудочка. Возбуждение беспрепятственно проводится вначале по левой передней ветви пучка Гиса, быстро охватывает миокард передней стенки и только после этого по анастамозам волокон Пуркинье распространяется на миокард задне-нижних отделов левого желудочка.

Особое значение в диагностике пароксизмальных тахикардий отводится тахикардиям связанным с преждевременным возбуждением желудочков – синдромом WPW (Wolf-Parkinson-Whaite). Клинико-электрокардиографический синдром WPW является результатом проведения импульса к желудочкам через добавочные пучки, которые связывающие предсердия с желудочками, минуя атриовентрикулярное соединение.

Комбинированные нарушения ритма.

Парасистолия. Для парасистолии характерны три классических электрокардиографических признака: 1) непостоянство предэктопических интервалов; 2) сливные комплексы; 3) так называемое правило общего делителя, которое гласит, что кратчайший интервал между двумя парасистолами (автоматизм парацентра), определяемый по ЭКГ или

расчетным способом, укладывается целое число раз во все другие, более продолжительные межэктопические интервалы.

Сердце способно выполнять свою важную функцию по перекачке крови только при синхронизированном действии волокон сердечных мышц. Быстрое распространение потенциалов действия по поверхности предсердий заставляет эти две камеры сердца одновременно сокращаться и выталкивать кровь через два предсердно-желудочковых клапана в желудочки. Мощные желудочковые мышцы синхронно возбуждаются и прокачивают кровь через большой и малый круги кровообращения. Нарушения синхронности называются фибрилляцией. Во время фибрилляции вместо нормальных ритмических сокращений предсердий или желудочков появляются быстрые нерегулярные судорожные подергивания мышечных стенок. При предсердной фибрилляции желудочки еще могут функционировать относительно нормально, но они откликаются на несинхронизированную электрическую стимуляцию из предсердий неправильным ритмом. Таким образом, при предсердной фибрилляции циркуляция крови сохраняется, несмотря на отсутствие регулярной систолы предсердий.

Желудочковая фибрилляция значительно более опасна, так как при этом состоянии желудочки становятся неспособными перекачивать кровь, и если фибрилляция не устраняется, то через несколько минут наступает смерть. Поэтому пациент, у которого есть риск развития фибрилляции желудочков, должен находиться под непрерывным наблюдением медицинского персонала.

До конца 1950-х годов лечение фибрилляции сердца осуществлялось только механическими методами (непрямой массаж сердца) или медикаментозно. Пауль Золь (англ.) первым предложил в 1956 году использовать электрический ток для воздействия на сердечную мышцу в случае фибрилляции, продемонстрировал первый успешный опыт при операции на открытом сердце и с применением переменного тока напряжением 110 Вольт непосредственно к сердечной мышце. В 1959 году, на основании его публикации, Бернард Лоун поставил задачу добиться более эффективного и менее травмирующего воздействия электрическим током, для чего стал ставить эксперименты на животных. Результатом его исследований стала форма одиночного импульса, в дальнейшем известная как «*Lown waveform*» (англ.) - одиночный синусоидальный импульс с полупериодом около 5 миллисекунд. В серийном устройстве импульс генерировался разрядом предварительно заряженных до 1000 Вольт конденсаторов через индуктивную катушку и электроды. Продолжая исследования, Лоун привлёк к сотрудничеству инженера Беркович Баро (англ.), который по представленным Лоуном спецификациям и разработал первый прототип дефибриллятора, под названием «кардиовертер» (*cardioverter*). Этот первый

аппарат, весивший 27 килограмм, обеспечивал импульс энергией 100 Джоулей для применения на открытом сердце и регулируемый импульс 200-400 Джоулей для наружного трансгрудного применения .

Дефибриллятор (defibrillator) — прибор, использующийся в медицине для электроимпульсной терапии нарушений сердечного ритма. В основе дефибриллятора используется способность конденсатора заряжаться и разряжаться. Электрическая энергия накапливается в конденсаторе (на одной пластине создается избыток, а на другой дефицит электронов). К торсу пациента прикладываются пластины или электроды (как правило, это металлические пластинки с изолированными ручками), которые вместе с торсом пациента (тело является проводником 2 рода) и проводами образуют замкнутую электрическую цепь. При замыкании переключателя через тело пациента проходит ток. Электрическая энергия быстро передается от дефибриллятора к пациенту, тем самым осуществляя терапевтическое воздействие.

Основные показания к дефибрилляции: фибрилляция желудочков, аритмии. Первая попытка дефибрилляции должна быть начата с 4000 В, при последующих попытках заряд увеличивается до 5000-7000 В. Электроды должны быть увлажнены и во время разряда плотно прижаты к грудной клетке. Во время проведения разряда нужно соблюдать технику безопасности, отсоединять регистрирующие устройства и аппараты искусственной вентиляции лёгких. Дефибрилляция еще известна, как кардиоверсия.

Другим вариантом является наложение электродов на переднюю поверхность грудной клетки и на спину. Этот метод позволяет лечить аритмии, которые возникают вследствие нарушения деятельности предсердий.

Дефибрилляторы используются также для перевода других потенциально опасных аритмий в нормальный сердечный ритм или в такой ритм, которым легко управлять. Разряд дефибриллятора можно использовать для преобразования тахикардии в нормальный ритм. В отличие от ЭКГ при желудочковой фибрилляции, ЭК при тахикардии содержит комплекс QRS. Чтобы избежать возможности возникновения желудочковой фибрилляции из-за подачи импульса постоянного тока при кардиоверсии, разряд должен быть синхронизирован с ЭКГ. Оптимальными для разряда являются моменты времени в течение или сразу после спадающего фронта зубца R, когда сердце находится в абсолютном рефрактерном периоде. Такая синхронизация гарантирует, что электрический разряд не наступит во время, соответствующее середине зубца T, которое называется периодом уязвимости миокарда. В течение этого времени, так как сердце находится в относительно рефрактерном периоде, оно может быть подвержено желудочковой фибрилляции при проведении искусственной стимуляции. В современных

дефибрилляторах предусмотрены средства синхронизации разрядного импульса с ЭКГ пациента. Сигнал ЭКГ подводится к усилителю либо от монитора для наблюдения за пациентом, либо от кабеля ЭКГ. При применении соответствующих программ дефибриллятор будет разряжаться только в необходимых участках электрокардиографической кривой. Включение переключателя приведет к разряду дефибриллятора при последующем появлении зубца R.

Электрокардиостимулятор (ЭКС) (искусственный водитель ритма – медицинский прибор, позволяющий генерировать искусственные стимулирующие импульсы, предназначенные для воздействия на ритм сердца. Основной задачей кардиостимулятора (водителя ритма) является поддержание или навязывание частоты сердечных сокращений пациенту, у которого или сердце бьётся недостаточно часто, или имеется электрофизиологическое разобщение между предсердиями и желудочками (атриовентрикулярная блокада). Также имеются специальные (диагностические) наружные кардиостимуляторы для проведения нагрузочных функциональных проб.

Наружная кардиостимуляция используется для первичной стабилизации больного, но она не исключает имплантацию постоянного кардиостимулятора. Методика заключается в размещении двух пластин стимулятора на поверхности грудной клетки. Один из них обычно располагается на верхней части грудины, второй - слева сзади практически на уровне последних ребер. При прохождении электрического разряда между двумя пластинами он вызывает сокращение всех мышц, расположенных на его пути, в том числе сердца и мышц грудной стенки.

Пациент с наружным стимулятором не может быть оставлен без присмотра на длительное время. Если пациент находится в сознании, применение этого вида стимуляции вызовет у него дискомфорт вследствие частого сокращения мышц грудной стенки. К тому же стимуляция мышц грудной стенки ещё не означает стимуляцию сердечной мышцы. В целом метод недостаточно надёжен, поэтому применяется редко.

Временная эндокардиальная стимуляция (ВЭКС) Стимуляция производится через зонд-электрод, проведённый по центральному венозному катетеру в полость сердца. Операция установки зонда-электрода проводится в стерильных условиях, наилучшим вариантом является использование для этого одноразовых стерильных наборов, включающих собственно зонд-электрод и средства его доставки. Дистальный конец электрода устанавливается в правом предсердии или правом желудочке. Проксимальный конец снабжен двумя универсальными клеммами для подключения к любому пригодному наружному стимулятору.

Временная кардиостимуляция часто используется для спасения жизни пациента, в том числе как первый этап перед имплантацией постоянного водителя ритма. При определённых обстоятельствах (например, в случае острого инфаркта миокарда с преходящими нарушениями ритма и проводимости или в случае временных нарушений ритма и проводимости вследствие передозировки медикаментов) пациент после осуществления временной стимуляции может переведён на постоянную.

Имплантация постоянного кардиостимулятора — это малое оперативное вмешательство, оно проводится в рентгенооперационной, как правило под местным обезболиванием. Операция включает несколько этапов: разрез кожи и подкожной клетчатки, выделение одной из вен (чаще всего *головной*, она же *v.cefalica*), проведение через вену одного или более электродов в камеры сердца под рентгеновским контролем, проверку параметров установленных электродов с помощью наружного прибора (определение порога стимуляции, чувствительности и др.), фиксацию электродов в вене, формирование в подкожной клетчатке ложа для корпуса кардиостимулятора, подключение стимулятора к электродам, ушивание раны.

Вопросы и задания

1. Каковы причины нарушения сердечного ритма (аритмий)? Назвать виды нарушений сердечного ритма
2. Какова структурная схема устройства дефибриллятора?
3. При каких нарушениях сердечного ритма применяется дефибрилляция?
4. При каких нарушениях сердечного ритма применяется кардиостимуляция?
5. Какова структурная схема кардиостимулятора?
6. Какие виды кардиостимуляции вы можете назвать?

Список литературы рекомендуемый к использованию по данной теме

1. В.М.Яковлев, Г.Я.Хайт, С.В.Гусев «Комплексное компьютерное электрокардиографическое исследование сердца в практике семейного врача», Ставрополь, 2007 г.
2. В.М. Яковлев, Г.Я. Хайт «Введение в клиническую физиологию», Ставрополь, 2007 г.
3. Г.В.Рябыкина, А.В. Соболев «Использование холтеровского мониторирования ЭКГ в диагностике ишемии», Методические рекомендации. Москва, 2012 г.
4. В.М.Тихоненко «Практикум по холтеровскому мониторированию». Санкт-Петербург, «БХВ-Петербург», 2012 г.

Интернет-ресурсы <http://www.rasfd.com/> - официальный сайт ассоциации функциональной диагностики

ЛАБОРАТОРНОЕ ЗАНЯТИЕ № 3

ТЕМА: Контрастные средства в интроскопии.

Тело как проводник электрических явлений. Реография. Устройство реографа. Виды реографии

Цель

Ознакомить студентов с основными гемодинамическими параметрами сердечно-сосудистой системы, бескровными методами определения общего и органного кровотока, разобрать структурную схему реографа, формирование реограммы.

Знания и умения, приобретаемые студентом в результате освоения темы (семинара), формируемые компетенции или их части

В процессе проведения занятия у студентов должно сформироваться понятие о формировании пульсовой кривой, реограммы, представление об устройстве реографа.

Указанные занятия будут способствовать формированию частей компетенций ОК-1 способность и готовность использовать на практике методы гуманитарных, естественнонаучных, медико-биологических и клинических наук в различных видах профессиональной и социальной деятельности;

ПК-5 способность и готовность интерпретировать результаты современных диагностических технологий, понимать стратегию нового поколения лечебных и диагностических препаратов, методов диагностики и лечения

Актуальность темы: понимание основ формирования кровотоков в человеческом теле, методов их регистрации позволит составить представление о медицинских электронных приборах, при помощи которых можно неинвазивными методами составить представление о кровенаполнении органов, а также определить основные гемодинамические параметры.

Теоретическая часть

Ознакомление со структурной схемой реографа. Разбор конкретных примеров реограмм.

Сердце среднего взрослого человека в состоянии покоя перекачивает от 5 до 6 л крови в минуту, а так как полный объем крови в среднем около 5 л, то это значит, что в состоянии покоя каждую минуту происходит полная циркуляция крови. При тяжелой нагрузке скорость циркуляции значительно увеличивается. В любой момент 75-80 % объема крови находится в венах, около 20% – в артериях, остальная кровь – в сосудах системы микроциркуляции.

Циркуляция крови в системе кровообращения происходит в результате давления, развиваемого при сокращении мускулатуры левого желудочка. На рис. 6.1 показаны типичные значения давления в левом предсердии, левом желудочке и аорте. Для сравнения на том же графике приведены кривые ЭКГ и записи токов сердца.

При рассмотрении кривой для аорты можно заметить, что во время систолы выброс крови из левого желудочка вначале происходит быстро. По мере того как скорость изменения давления уменьшается, кривая загибается и образуется скругленный максимум. Максимальное давление в аорте во время систолы зависит от систолического ударного объема левого желудочка, максимального значения скорости выброса крови и от эластичности стенок аорты. В больном сердце за счет изменения сократимости желудочка и жесткости атеросклеротических артерий происходит нежелательное повышение давления крови.

Когда систолический период завершается, клапан аорты закрывается обратным давлением крови (против хода клапана). На кривой этот эффект обозначен как дикротический зубец. Когда клапан полностью закрывается, артериальное давление постепенно уменьшается, по мере того как кровь растекается по бесчисленным сосудам периферической системы. Скорость уменьшения давления определяется давлением, достигнутым во время интервала систолы, скоростью протекания через оказывающие сопротивление периферические сосуды и интервалом диастолы.

Форма импульса артериального давления изменяется по мере его прохождения через артерии. Воздействие стенок артерии вызывает затухание и отражения. По мере того как артерии ветвятся на более мелкие артерии с меньшей площадью поперечного сечения, давление и объем крови изменяются, следовательно, изменяется и скорость потока. Максимальное систолическое давление становится немного больше, а диастолическое – более выравненным, плоским. Среднее давление в некоторых артериях (например, в брахиальной артерии) может превышать давление в аорте на 20 мм рт. ст.

По мере того как поток крови поступает в меньшие артерии и артериолы, давление уменьшается и теряет колебательный характер. Давление в артериолах может изменяться от 60 до 30 мм рт. ст. По мере того как кровь поступает в венозную систему после протекания по капиллярам, давление спадает до 15 мм рт. ст.

В венозной системе давление в венулах уменьшается до 8 мм рт. ст., а в венах до 5 мм рт. ст. В полой вене давление составляет всего лишь 2 мм рт. ст. Вследствие такой разницы в давлениях процесс и результаты измерений артериального давления разительно отличаются от измерения венозного давления. Например, ошибка в 2 мм рт. ст. при измерении систолического давления приводит к искажению результатов лишь на 1,5%. При измерении давления в вене это может дать ошибку 100%. Различием в давлении обусловлена разница в толщине стенок артерии (толстые) и вен (тонкие). Более того, вены имеют больший внутренний диаметр. Так как около 80%

объема крови содержится в венозной системе, то вены служат как бы резервуаром для снабжения тела кровью.

Систолическое давление крови нормального взрослого человека, измеряемое на артерии руки от 95 до 140 мм рт. ст. Для сравнения укажем, что в аорте и в левом желудочке ожидаемое давление 130/75 мм рт.ст., в левом предсердии – 9/5 мм рт.ст., в правом желудочке – 25/0 мм рт.ст., в правом предсердии – 3/0 мм рт.ст. и в легочной артерии 25/12 мм рт.ст.

В условиях кардиологических отделений стационаров давление крови измеряют в различных камерах сердца и в различных точках системы кровообращения.

Поток крови в любой точке системы кровообращения представляет собой объем крови, который проходит через данную точку в единицу времени. Обычно он измеряется в миллиметрах в минуту или в литрах в минуту. Поток крови больше всего в легочной артерии и в аорте там, где эти кровеносные сосуды отходят от сердца. Поток в этих точках, называемый *объемом сердечного выброса*, для нормального взрослого человека в состоянии покоя 3,5 – 5 л/мин. В капиллярах поток крови может быть настолько медленным, что под микроскопом можно наблюдать перемещение отдельных клеток крови.

Зная работу сердца или поток крови в данном сосуде, можно определить другие показатели работы сердца. Объем сердечного выброса, деленный на число сердцебиений в минуту, определяет количество крови, выбрасываемое во время каждого сердцебиения, или *ударный объем*. Если известен общий объем крови в циркуляционной системе, то, поделив его на объем сердечного выброса, мы получим *среднее время циркуляции*. Поделив поток крови через сосуд на площадь его поперечного сечения, мы можем определить *среднюю скорость кровотока в данной точке*.

Поток крови в артериях имеет пульсирующий характер. В действительности в некоторых кровеносных сосудах во время определенных интервалов цикла сердцебиения поток крови может иметь противоположное направление. Вследствие эластичности стенок кровеносные сосуды имеют тенденцию сглаживать пульсации потока крови и кровяного давления.

Поток крови зависит от давления крови и от сопротивления, которое оказывают потоку кровеносные сосуды, точно так же, как электрический ток зависит от напряжения и сопротивления.

Сопротивление потоку в капиллярах велико, однако оно может меняться в широких пределах. Под воздействием низких температур или определенных лекарственных и наркотических средств (например, никотина) поток крови через кожу уменьшается, так как сужаются сосуды (капилляры). Нагревание, возбуждение или локальное воспаление, как и некоторые другие факторы, могут вызвать расширение сосудов (капилляров), что увеличивает поток крови, по крайней мере локально. Вследствие широких вариаций возможных значений сопротивления потоку крови определение только одного значения давления крови недостаточно для определения состояния циркуляционной системы.

Скорость крови не постоянна по сечению сосуда, а зависит от расстояния до его стенок. Около самой стенки скорость равна нулю, наибольшая скорость в центре сосуда. Некоторые измерители потока крови измеряют вместо потока крови среднюю скорость движения крови. Если, однако, площадь поперечного сечения кровеносного сосуда известна, то эти приборы можно прокалибровать непосредственно в единицах потока крови.

Если локальная скорость крови превышает определенный предел (это может случиться, например, когда кровеносный сосуд сжат), то могут возникать небольшие завихрения и *ламинарный поток* превращается в *турбулентный*, для которого определить скорость потока труднее.

Прямые количественные измерения потока крови в определенных сосудах проводятся методом дуплексного сканирования. Также для индикации значительного потока крови в сосуде или в органе тела можно использовать качественные измерения. Работа сердца, ударный объем, общий объем крови и среднее время циркуляции измеряют с помощью стандартных процедур. Среди других параметров и показателей, связанных с работой сердца и потоком крови, укажем изменение размеров желудочков в процессе полного цикла работы сердца, *скорость распространения пульсовой волны* (скорость, с которой артериальный импульс распространяется от сердца к некоторой точке артериальной системы) и оценки зонального потока крови.

Принципиальной основой метода реографии является зависимость изменения сопротивления от изменения кровенаполнения в изучаемом участке тела человека. Человеческое тело на две трети состоит из жидкостей, в которых в разной концентрации растворены соли. Его можно рассматривать как некоторый объем электролита, помещенный в кожаный сосуд. Таким образом, человеческое тело представляет собой объемный проводник электричества. Живые ткани организма являются проводниками электрического тока. При этом разные ткани обладают разной электропроводностью, или разным электрическим сопротивлением. Наименьшим сопротивлением обладают жидкие среды организма, в первую очередь кровь. Известно, что под влиянием сердечной деятельности электрическое сопротивление органов и тканей изменяется. Во время систолы сердце выталкивает в артериальное русло некоторый объем крови, образуя пульсовую волну. В момент расширения сосудов сопротивление тканей уменьшается, а в момент сужения увеличивается.

Более полное представление о пульсовых колебаниях электрического сопротивления получают при учете базового сопротивления исследуемого участка зондирующему току высокой частоты. Если через какой-то участок тела пропускать безвредный для организма переменный электрический ток высокой частоты (порядка 500 кГц) и малой силы (не более 10 мА) и одновременно регистрировать электрическое сопротивление этого участка, то окажется, что такое сопротивление будет постоянно меняться в связи с прохождением по тканям пульсовой волны. Чем больше кровенаполнение тканей, тем меньше их сопротивление.

Полный импеданс (сопротивление) состоит из двух величин, постоянный или базовый импеданс, обусловленный общим кровенаполнением тканей и их сопротивлением, и переменный или пульсовой импеданс, вызванный колебаниями кровенаполнения во время сердечного цикла. Величина пульсового импеданса ничтожно мала и составляет 0,5-1 % общего импеданса. Вместе с тем пульсовой импеданс составляет объект изучения для реографии.

Реография (другое наименование импедансная плетизмография) - это бескровный метод исследования общего и органного кровообращения, основанный на регистрации колебаний сопротивления живой ткани организма переменному току высокой частоты (до 500 Гц силой не более 10 мА), создаваемому специальным генератором.

В зависимости от конкретной клинической задачи применяется определенная зона исследования, и соответственно место наложения электродов. Поэтому различают реографию сосудов головы (реоэнцефалография), сосудов конечностей (реовазография), легких (реопульмонография), сосудов печени (реогепатография), исследование кровенаполнения сердца (реокардиография, прекардиальная реография, тетраполярная реография) и др.

Реограмма – это кривая, отражающая пульсовые колебания электрического сопротивления. При увеличении кровенаполнения сопротивление зондирующему току снижается, на регистрируемой кривой имеет место возрастание амплитуды, другими словами, регистрируется динамика импеданса в обратной полярности.

Реографическая кривая (рис.6.2) обусловлена главным образом колебаниями кровенаполнения сосудов и отражает состояние артериальной системы. В отличие от электрокардиографии и электромиографии, основанных на регистрации электрических процессов, возникающих в исследуемом органе, реография отражает колебания переменного электрического тока, пропускаемого через исследуемую область.

Реограмма любой области, кроме сердца, напоминает обычную сфигмограмму. Она состоит из анакроты (восходящей части), вершины и катакроты (нисходящей части), на которой располагаются 1 – 3 дополнительные волны. Амплитуда систолической волны отражает пульсовой прирост объема крови, интенсивность артериального кровенаполнения. Вершина реограммы соответствует моменту, когда приток крови равен оттоку, скорость кровенаполнения равна нулю. Нисходящая часть реограммы пологая и характеризует венозный отток. На катакrote может быть несколько дополнительных волн, но одна из них наибольшая и соответствует диастолической волне периферической сфигмограммы. Систолическому подъему может предшествовать пресистолическая волна. Вид ее различен – от небольшой зазубрины до хорошо выраженной волны, равной 1/4 основной волны. Пресистолическую волну связывают с сокращением предсердий.

Дифференциальная реограмма или первая производная от реографической волны характеризует скорость изменения кровенаполнения исследуемой области, позволяя получить сведения о тоне сосудов изучаемой области.

Основными факторами, определяющими вид реограммы органа, являются состояние сердца, скорость кровотока в органе (при увеличении скорости течения крови ее удельное сопротивление уменьшается), плотность и химический состав крови, толщина и упругость (эластичность) стенок кровеносных сосудов, геометрия органа.

Реограмма зависит также от частоты сердечных сокращений. При брадикардии вершина ее более закруглена, амплитуда выше, чем при тахикардии.

Качественная и количественная оценка реограмм сводится к измерению и описанию амплитудных и временных отрезков кривой, которые отражают состояние тонуса сосудов, их эластичность, величину объема крови, выбрасываемого сердцем в сосуды в момент сокращения. Кроме того, вычисляются специальные реографические показатели.

Качественная оценка реограмм состоит в изучении регулярности пульсовых волн, их внешнего вида, крутизны подъема и спуска, характера вершины, выраженности инцизуры и ее высоты, наличия и выраженности дополнительных волн, места их расположения на нисходящем отрезке кривой. Учитывается симметричность записи (при регистрации реограммы на конечностях).

Количественная оценка реограмм. В литературе описано свыше 40 различных показателей количественной оценки реограмм. Однако чаще всего рассчитываются следующие реографические показатели:

- реографический индекс (РИ) — отношение амплитуды систолической волны реограммы (в омах или миллиметрах) к величине калибровочного сигнала (в омах или миллиметрах). Этот показатель характеризует величину и скорость систолического притока крови в исследуемую область, амплитуда кривой измеряется от изолинии до высшей точки реограммы;
- время максимального систолического кровенаполнения сосуда — интервал от начала реограммы до ее вершины. Эта фаза подразделяется на периоды быстрого и медленного кровенаполнения:
- время быстрого наполнения — интервал от начала подъема реограммы до точки на объемной кривой, на которой проецируется максимальный пик дифференциальной реограммы. Этот показатель характеризует состояние тонуса сосудистой стенки;
- время медленного наполнения определяют как разность между временем быстрого и общего наполнения;

- время общего наполнения – интервал от начала подъема до инцизуры — отражает общее время систолического притока крови в данную сосудистую область;
- время нисходящей части реограммы, за которое происходит возвращение пульсовой волны от максимальной точки до изолинии. Этот показатель позволяет судить о тоне, эластичности и кровенаполнении вен;
- коэффициент (Aa/cD) - отношение амплитуды систолической волны к амплитуде диастолической волны (отражает соотношение артериального и венозного кровотока);
- дикротический индекс (ДКИ) — отношение высоты инцизуры над изолинией к высоте систолической волны реограммы, отражает состояние тонуса мелких вен.

Регистрация реограмм осуществляется с помощью реографов. Последние состоят из следующих основных элементов: генератора высокой частоты, преобразователя «импеданс-напряжение», детектора, усилителя, фильтра, калибровочного устройства, дифференцирующей цепочки, регистратора.

Биологические ткани, в том числе ткани тела человека, способны проводить электрический ток. Основными носителями заряда в них являются ионы. Наибольшей удельной электропроводимостью, то есть наименьшим удельным сопротивлением, обладают ярко выраженные электролиты - спинномозговая жидкость и кровь. Жировая, костная ткани, а также сухая кожа, имеют очень малую электропроводность.

Рассмотрим простейшую схему измерения сопротивления какого-либо органа или участка тела. Если изменяется сила тока, протекающая через участок тела и измеряемая миллиамперметром, и напряжение между электродами, измеряемое вольтметром, то сопротивление должно изменяться в такт с сердечными сокращениями, поскольку во время них происходят изменения кровенаполнения этого участка.

Однако, практически эти изменения так малы (десятые доли Ом и меньше), что не могут быть надежно зарегистрированы на фоне большого общего сопротивления участка (обусловленного большим сопротивлением кожи, межтканевых границ раздела, переходным сопротивлением кожа-электрод и др.). Кроме того, истинное сопротивление участка тела на постоянном токе вообще трудно зарегистрировать из-за возникающей поляризации тканей и появления дополнительных зарядов на электродах.

По этим причинам в медицинской реографии не используется постоянный ток, а вместо него применяется переменный ток большой частоты (порядка 100 кГц). При подаче на электроды переменного напряжения в цепи исследуемого объекта протекает переменный ток.

В тканях тела человека структур, обладающих индуктивными свойствами, не обнаружено. Однако клеточные мембраны, а также границы раздела между различными тканями в определенном смысле подобны конденсаторам (при прохождении тока в них возникает двойной электрический слой зарядов), поэтому любой участок тела обладает более

или менее значительной электрической емкостью. Известно, что присутствующая в электрической цепи емкость оказывает переменному электрическому току сопротивление, величина которого обратно пропорциональна частоте тока (т.е. чем выше частота, тем меньше сопротивление). В медицинской реографии используются частоты переменного тока порядка 100 кГц. При столь больших частотах общее сопротивление исследуемого органа или участка тела уменьшается и в значительно большей степени зависит от кровенаполнения органа. Поэтому относительные изменения сопротивления во время сердечных сокращений становятся большими, и их регистрация значительно облегчается. Причем эти изменения практически определяются лишь изменением активной составляющей полного импеданса исследуемого органа, так как емкостная составляющая на используемых частотах при изменении кровенаполнения изменяется совершенно незначительно.

Другим важным преимуществом переменного тока является то, что на больших частотах его раздражающее действие уменьшается. А именно: величина плотности порогового тока в диапазоне частот 50 - 300 кГц увеличивается прямо пропорционально частоте тока. Так, на частоте реографии ~ 100 кГц - плотность тока обычно не превышает 0,2 мА/см². Такой ток, как правило, не ощущается пациентом, и реографическое обследование является абсолютно безвредным и может повторяться многократно.

В зависимости от целей исследований регистрируют интегральную реографию тела, грудную реографию, реографию легких, сосудов конечностей (реовазограмму), сосудов мозга (реоэнцефалограмму) и др. Измерительные электроды при этом располагают так, чтобы между ними оказалась исследуемая область.

Тетраполярная грудная реография используется для косвенного неинвазивного определения основных показателей центральной гемодинамики – ударного и минутного объемов и общего периферического сопротивления. Грудные реограммы регистрируют с помощью тетраполярного реографа.

Реовазография – это регистрация кровенаполнения различных сосудистых областей. Наибольшее практическое значение имеет исследование сосудов нижних конечностей. В этих случаях для записи РВГ используют лентообразные электроды, которые устанавливают в проксимальной и дистальной частях конечности симметрично справа и слева.

При анализе реовазограмм конечностей оценивают форму кривой, некоторые количественные показатели, а также обращают внимание на симметричность кривых, зарегистрированных на одних и тех же участках конечности справа и слева. Такой анализ позволяет выявить локализацию и распространенность нарушения периферического кровообращения по магистральным артериям; оценить тонус сосудов, состояние коллатерального кровотока и венозного оттока.

Реоэнцефалография используется для косвенной оценки кровенаполнения сосудов головы. Для регистрации реоэнцефалограммы мозга электроды располагают симметрично справа и слева на лобной кости и в области сосцевидного отростка.

Для дифференцирования органических и функциональных нарушений кровообращения применяют фармакологические пробы (эуфиллин, нитроглицерин и др.), а также наклоны и повороты головы.

Качественный и количественный анализ реоэнцефалограммы позволяет выявить:

1. Межполушарную асимметрию кровоснабжения.
2. Установить преобладание функциональных или органических расстройств кровоснабжения (при использовании фармакологических препаратов).
3. Уточнить преобладающие механизмы выявляемых нарушений (стеноз артерий, склеротические изменения сосудов головного мозга, повышение или снижение тонуса артериальной стенки, нарушения венозного оттока и др.).

Так, например, при стенозе крупных артерий реоэнцефалограмма отличается низкой амплитудой, уплощенной вершиной, плохо выраженной инцизурой и диастолической (дикротической) волной.

Выраженные атеросклеротические изменения сосудов головного мозга, ведущие к снижению их эластичности, сопровождаются появлением аркообразной формы кривой с плохо выраженной дикротической волной, поздним началом подъема систолической волны и уменьшением индекса эластичности.

При повышении тонуса артериол и ангиоспазме уменьшается скорость медленного наполнения реоэнцефалограммы, которая отражает движение крови преимущественно по мелким артериальным сосудам. Инцизура приближается к вершине реографической кривой, повышается индекс тонуса.

При застойных явлениях в венозном русле церебрального кровообращения отмечается увеличение амплитуды диастолической волны и, соответственно, снижение систоло-диастолического показателя.

Нормализация или положительная динамика реографических показателей и формы реоэнцефалограммы после фармакологических и функциональных проб свидетельствует о преимущественно функциональном характере найденных изменений (например, спазм артерий или снижение венозного тонуса). Сохранение или ухудшение патологических изменений РЭГ после проведения проб говорит в пользу преобладания органических изменений (атеросклероз, стенозирование просвета артерий, тромбоз).

Таким образом, метод реографии позволяет неинвазивными методами определять пульсовое кровенаполнение органов, состояние сосудистой стенки, а также оценивать изменения тонуса сосудов и их кровенаполнения в процессе лечения пациентов.

Вопросы и задания.

1. Как изменяется давление в аорте в различные фазы сердечного цикла?
2. Каковы основные параметры сердечно-сосудистой системы?
3. На чем основан принцип метода реографии?
4. Как функционирует преобразователь реографа?
5. Какова структурная схема реографа?
6. Какие можно назвать виды реографии?
7. Что такое качественная оценка реограммы?

Список литературы рекомендуемый к использованию по данной теме

Гришкин Ю.Н., Журавлёва Н.Б. «Основы клинической электрокардиографии», 2008 г.

Л.М. Макаров, «Холтеровское мониторирование» М., Медпрактика-М, 2011

Д.Д.Зотов, А.А.Гротова «Современные методы функциональной диагностики в кардиологии», Санкт-Петербург, «Фолиант», 2002 г.

Интернет-ресурсы:

<http://www.rasfd.com/> - официальный сайт ассоциации функциональной диагностики

ЛАБОРАТОРНОЕ ЗАНЯТИЕ №4

ТЕМА: Основы систем технического зрения.

Биоакустические измерения и ультразвуковая медицинская техника. Диагностические ультразвуковые приборы. Физические принципы и методы. Типы датчиков, применяемых для регистрации биоакустических сигналов. Применение ультразвуковых методов исследования при исследовании различных органов и систем организма. Эхокардиография. Ультразвуковое исследование сосудов. Эффект Допплера.

Цель

Ознакомить студентов с принципами образования изображения на экране ультразвукового диагностического прибора. Изучить понятие эффекта Допплера. Применение ультразвуковых методов исследования в медицине.

Знания и умения, приобретаемые студентом в результате освоения темы (семинара), формируемые компетенции или их части.

В процессе проведения семинарского занятия у студентов должно сформироваться понимание основ ультразвуковой диагностики заболеваний и состояний различных органов и систем.

Указанные знания будут способствовать формированию частей компетенций

ОК-1 способность и готовность использовать на практике методы гуманитарных, естественнонаучных, медико-биологических и клинических наук в различных видах профессиональной и социальной деятельности;

ПК-5 способность и готовность интерпретировать результаты современных диагностических технологий, понимать стратегию нового поколения лечебных и диагностических препаратов, методов диагностики и лечения

Актуальность темы:

Понимание основ ультразвуковой диагностики поможет сформировать представление о структуре паренхиматозных органов, их кровоснабжения.

Теоретическая часть

Ультразвуком называют механические колебания и волны, частоты которых более 20 кГц. Верхний предел ультразвуковых частот условно считают равным 10^9 - 10^{10} Гц.

По своей физической природе ультразвук представляет собой упругие волны и в этом он не отличается от звука. Частотная граница между звуковыми и ультразвуковыми волнами условна; она определяется субъективными свойствами человеческого слуха и соответствует усреднённой верхней границе слышимого звука. Однако благодаря более высоким частотам и, следовательно, малым длинам волн, имеет место ряд особенностей распространения ультразвука. Ультразвук в газах и, в частности, в воздухе распространяется с большим затуханием. Жидкости и твёрдые тела (в особенности монокристаллы) представляют собой, как правило, хорошие проводники ультразвука, затухание в них значительно меньше. Так, например, в воде затухание ультразвука при прочих равных условиях приблизительно в 1000 раз меньше, чем в воздухе. Поэтому области использования ультразвука средней частоты и ультразвука высокой частоты относятся почти исключительно к жидкостям и твёрдым телам, а в воздухе и газах применяют только ультразвук низкой частоты.

Источником ультразвука могут быть как естественные явления, так и искусственные установки - генераторы ультразвука. Естественными источниками УЗ являются животные, издающие ультразвук (кузнечики, саранча, сверчки, летучие мыши, дельфины). Все эти животные производят ультразвук и воспринимают его специальными рецепторными аппаратами. Например, летучие мыши издают ультразвук с частотой 70-80 кГц. Издаваемые ими колебания отражаются от окружающих предметов и воспринимаются специальными механорецепторами как своеобразные сигналы о лежащих на пути препятствиях. С помощью своего ультразвукового лоатора летучие мыши очень точно ориентируются в полете. Ультразвук воспринимают не только летучие мыши и некоторые насекомые, но и дельфины, киты, кошки, собаки, грызуны, лягушки.

Источником ультразвука может быть и неживая природа: шум ветра, водопады, морской прибой. Ультразвук возникает также при работе ракетных двигателей, некоторых двигателей и станков.

Основной метод излучения ультразвука – преобразование тем или иным способом электрических колебаний в колебания механические.

Для излучения ультразвука средних частот и ультразвука высоких частот используется главным образом явление пьезоэлектричества. Основными пьезоэлектрическими материалами для излучателей ультразвука служат пьезокварц, ниобат лития, дигидрофосфат калия, различные пьезокерамические материалы. Пьезоэлектрические излучатели представляют собой пластинку или стержень из пьезоэлектрического материала с металлическими электродами, к которым прикладывается переменное электрическое напряжение.

Применение ультразвука в медицинской диагностике связано с возможностью получения изображения внутренних органов и структур. Основой метода является взаимодействие ультразвука с тканями тела человека. Собственно получение изображения можно разделить на две части. Первая – излучение коротких ультразвуковых импульсов, направленное в исследуемые ткани, и второе – формирование изображения на основе отраженных сигналов. Понимание принципа работы ультразвуковой диагностической установки, знание основ физики ультразвука и его взаимодействия с тканями тела человека помогут избежать механического, бездумного использования прибора, и, следовательно, более грамотно подходить к процессу диагностики.

Для получения изображения в ультразвуковой диагностике используется не ультразвук, который излучается датчиком (трансдьюсером) непрерывно (постоянной волной), а ультразвук, излучаемый в виде коротких импульсов (импульсный). Он генерируется при приложении к пьезоэлементу коротких электрических импульсов. Для характеристики импульсного ультразвука используются дополнительные параметры. Частота повторения импульсов – это число импульсов, излучаемых в единицу времени (секунду). Частота повторения импульсов измеряется в герцах (Гц) и килогерцах (кГц). Продолжительность импульса – это временная протяженность одного импульса.

Для мягких тканей пространственная протяженность импульса (ППИ) равна произведению $1,54$ (скорость распространения ультразвука в мм/мкс) и числа колебаний (циклов) в импульсе (n), отнесенному к частоте в МГц. Или $ППИ = 1,54 \times n / f$. Уменьшения пространственной протяженности импульса можно достичь (а это очень важно для улучшения осевой разрешающей способности) за счет уменьшения числа колебаний в импульсе или увеличения частоты. Амплитуда ультразвуковой волны – это максимальное отклонение наблюдаемой физической переменной от среднего значения.

Интенсивность ультразвука – это отношение мощности волны к площади, по которой распределяется ультразвуковой поток. Измеряется в ваттах на квадратный сантиметр (Вт/кв.см). При равной мощности излучения – чем меньше площадь потока, тем выше интенсивность. Интенсивность также пропорциональна квадрату амплитуды. Так, если амплитуда удваивается, то интенсивность учетверяется. Интенсивность неоднородна как по площади потока, так и, в случае импульсного ультразвука, во времени.

При прохождении через любую среду будет наблюдаться уменьшение амплитуды и интенсивности ультразвукового сигнала, которое называется затуханием. Затухание ультразвукового сигнала вызывается поглощением, отражением и рассеиванием. Единицей затухания является децибел (дБ). Коэффициент затухания — это ослабление ультразвукового сигнала на единицу длины пути этого сигнала (дБ/см). Коэффициент затухания возрастает с увеличением частоты.

При прохождении ультразвука через ткани на границе сред с различным акустическим сопротивлением и скоростью проведения ультразвука возникают явления отражения, преломления, рассеивания и поглощения. В зависимости от угла говорят о перпендикулярном и наклонном (под углом) падении ультразвукового луча. При перпендикулярном падении ультразвукового луча он может быть полностью отражен или частично отражен, частично проведен через границу двух сред; при этом направление ультразвука, перешедшего из одной среды в другую среду, не изменяется.

Интенсивность отраженного ультразвука и ультразвука, прошедшего границу сред, зависит от исходной интенсивности и разности акустических сопротивлений сред. Отношение интенсивности отраженной волны к интенсивности падающей волны называется **коэффициентом отражения**. Отношение интенсивности ультразвуковой волны, прошедшей через границу сред, к интенсивности падающей волны называется **коэффициентом проведения ультразвука**. Таким образом, если ткани имеют различные плотности, но одинаковое акустическое сопротивление — отражения ультразвука не будет. С другой стороны, при большой разнице акустических сопротивлений интенсивность отражения стремится к 100%. Примером этого служит граница воздух/мягкие ткани. На границе этих сред происходит практически полное отражение ультразвука. Чтобы улучшить проведение ультразвука в ткани тела человека, используют соединительные среды (гель). При наклонном падении ультразвукового луча определяют угол падения, угол отражения и угол преломления.

Угол падения равен углу отражения. Преломление – это изменение направления распространения ультразвукового луча при пересечении им границы сред с различными скоростями проведения ультразвука. Синус угла преломления равен произведению синуса угла падения на величину,

полученную от деления скорости распространения ультразвука во второй среде на скорость в первой. Синус угла преломления, а, следовательно, и сам угол преломления тем больше, чем больше разность скоростей распространения ультразвука в двух средах. Преломление не наблюдается, если скорости распространения ультразвука в двух средах равны или угол падения равен 0. Говоря об отражении, следует иметь в виду, что в том случае, когда длина волны много больше размеров неровностей отражающей поверхности, имеет место зеркальное отражение (описанное выше). В случае, если длина волны сопоставима с неровностями отражающей поверхности или имеется неоднородность самой среды, происходит рассеивание ультразвука.

При обратном рассеивании ультразвук отражается в том направлении, откуда пришел исходный луч. Интенсивность рассеянных сигналов увеличивается с увеличением неоднородности среды и увеличением частоты (т.е. уменьшением длины волны) ультразвука. Рассеивание относительно мало зависит от направления падающего луча и, следовательно, позволяет лучше визуализировать отражающие поверхности, не говоря уже о паренхиме органов. Для того, чтобы отраженный сигнал был правильно расположен на экране, необходимо знать не только направление излученного сигнала, но и расстояние до отражателя. Это расстояние равно $1/2$ произведения скорости ультразвука в среде на время между излучением и приемом отраженного сигнала. Произведение скорости на время делится пополам, так как ультразвук проходит двойной путь (от излучателя до отражателя и назад), а нас интересует только расстояние от излучателя до отражателя.

Для получения ультразвука используются специальные преобразователи – трансдьюсеры, которые превращают электрическую энергию в энергию ультразвука. Получение ультразвука базируется на обратном пьезоэлектрическом эффекте. Суть эффекта состоит в том, что если к определенным материалам (пьезоэлектрикам) приложить электрическое напряжение, то произойдет изменение их формы.

С этой целью в ультразвуковых приборах чаще всего применяются искусственные пьезоэлектрики, такие, как цирконат или титанат свинца. При отсутствии электрического тока пьезоэлемент возвращается к исходной форме, а при изменении полярности вновь произойдет изменение формы, но уже в обратном направлении. Если к пьезоэлементу приложить быстропеременный ток, то элемент начнет с высокой частотой сжиматься и расширяться (т.е. колебаться), генерируя ультразвуковое поле. Рабочая частота трансдьюсера (резонансная частота) определяется отношением скорости распространения ультразвука в пьезоэлементе к удвоенной толщине этого пьезоэлемента. Детектирование отраженных сигналов базируется на прямом пьезоэлектрическом эффекте.

Возвращающиеся сигналы вызывают колебания пьезоэлемента и появление на его гранях переменного электрического тока. В этом случае пьезоэлемент функционирует как ультразвуковой датчик. Обычно в ультразвуковых приборах для излучения и приема ультразвука используются одни и те же элементы. Поэтому термины "преобразователь", "трансдюсер", "датчик" являются синонимами. Ультразвуковые датчики представляют собой сложные устройства и, в зависимости от способа развертки изображения, делятся на датчики для приборов медленного сканирования (одноэлементные) и быстрого сканирования (сканирования в реальном времени) — механические и электронные. Механические датчики могут быть одно- и многоэлементные (анулярные). Развертка ультразвукового луча может достигаться за счет качания элемента, вращения элемента или качания акустического зеркала.

Изображение на экране в этом случае имеет форму сектора (секторные датчики) или окружности (круговые датчики). Электронные датчики являются многоэлементными и в зависимости от формы получаемого изображения могут быть секторными, линейными, конвексными (выпуклыми). Развертка изображения в секторном датчике достигается за счет качания ультразвукового луча с его одновременной фокусировкой.

В линейных и конвексных датчиках развертка изображения достигается путем возбуждения группы элементов с пошаговым их перемещением вдоль антенной решетки с одновременной фокусировкой.

В настоящее время приборы медленного (ручного, сложного) сканирования представляют лишь исторический интерес. Морально они умерли с появлением приборов быстрого сканирования (приборов, работающих в реальном времени). Однако их основные компоненты сохраняются и в современных приборах (естественно, с использованием современной элементной базы). Сердцем является главный генератор импульсов (в современных аппаратах — мощный процессор), который управляет всеми системами ультразвукового прибора.

Генератор импульсов посылает электрические импульсы на трансдюсер, который генерирует ультразвуковой импульс и направляет его в ткани, принимает отраженные сигналы, преобразовывая их в электрические колебания. Эти электрические колебания далее направляются на радиочастотный усилитель, к которому обычно подключается временно-амплитудный регулятор усиления (ВАРУ) — регулятор компенсации тканевого поглощения по глубине. Ввиду того, что затухание ультразвукового сигнала в тканях происходит по экспоненциальному закону, яркость объектов на экране с увеличением глубины прогрессивно падает.

Использование линейного усилителя, т.е. усилителя, пропорционально усиливающего все сигналы, привело бы к переусилению сигналов в

непосредственной близости от датчика при попытке улучшения визуализации глубоко расположенных объектов. Использование логарифмических усилителей позволяет решить эту проблему. Ультразвуковой сигнал усиливается пропорционально времени задержки его возвращения – чем позже вернулся, тем сильнее усиление. Таким образом, применение ВАРУ позволяет получить на экране изображение одинаковой яркости по глубине. Усиленный таким образом радиочастотный электрический сигнал подается затем на демодулятор, где он выпрямляется и фильтруется и еще раз усиленный на видеоусилителе подается на экран монитора.

Для сохранения изображения на экране монитора необходима видеопамять. Она может быть разделена на аналоговую и цифровую. Первые мониторы позволяли представлять информацию в аналоговой бистабильной форме. Устройство, называемое дискриминатором, позволяло изменять порог дискриминации — сигналы, интенсивность которых была ниже порога дискриминации, не проходили через него и соответствующие участки экрана оставались темными. Сигналы, интенсивность которых превышала порог дискриминации, представлялись на экране в виде белых точек. При этом яркость точек не зависела от абсолютного значения интенсивности отраженного сигнала – все белые точки имели одинаковую яркость. При таком способе представления изображения – он получил название «бистабильный» - хорошо были видны границы органов и структуры с высокой отражающей способностью (например, почечный синус), однако, оценить структуру паренхиматозных органов не представлялось возможным. Появление в 70-х годах приборов, которые позволяли передавать на экране монитора оттенки серого цвета, знаменовало начало эры серошкальных приборов. Эти приборы давали возможность получать информацию, которая была недостижима при использовании приборов с бистабильным изображением. Развитие компьютерной техники и микроэлектроники позволило вскоре перейти от аналоговых изображений к цифровым. Цифровые изображения в ультразвуковых установках формируются на больших матрицах (обычно 512×512 пикселей) с числом градаций серого 16-32-64-128-256 (4-5-6-7-8 бит). При визуализации на глубину 20 см на матрице 512×512 пикселей один пиксел будет соответствовать линейным размерам в 0,4 мм. На современных приборах имеется тенденция к увеличению размеров дисплеев без потери качества изображения и на приборах среднего класса 12-дюймовый (30 см по диагонали) экран становится обычным явлением.

Электронно-лучевая трубка ультразвукового прибора (дисплей, монитор) использует остро сфокусированный пучок электронов для получения яркого пятна на экране, покрытом специальным фосфором. С помощью отклоняющих пластин это пятно можно перемещать по экрану.

При **А-типе** развертки (Amplitude) по одной оси откладывается расстояние от датчика, по другой — интенсивность отраженного сигнала. В современных приборах А-тип развертки практически не используется.

В-тип развертки (Brightness — яркость) позволяет вдоль линии сканирования получить информацию об интенсивности отраженных сигналов в виде различия яркости отдельных точек, составляющих эту линию.

М-тип (иногда ТМ) развертки (Motion — движение) позволяет регистрировать движение (перемещение) отражающих структур во времени. При этом по вертикали регистрируются перемещения отражающих структур в виде точек различной яркости, а по горизонтали — смещение положения этих точек во времени.

Для получения двумерного томографического изображения необходимо тем или иным образом произвести перемещение линии сканирования вдоль плоскости сканирования. В приборах медленного сканирования это достигалось перемещением датчика вдоль поверхности тела пациента вручную.

Приборы быстрого сканирования, или, как их чаще называют, приборы, работающие в реальном времени, в настоящее время полностью заменили приборы медленного, или ручного, сканирования. Это связано с целым рядом преимуществ, которыми обладают эти приборы: возможность оценивать движение органов и структур в реальном времени (т.е. практически в тот же момент времени); резкое уменьшение затрат времени на исследование; возможность проводить исследования через небольшие акустические окна.

Если приборы медленного сканирования можно сравнить с фотоаппаратом (получение неподвижных изображений), то приборы, работающие в реальном времени — с кино, где неподвижные изображения (кадры) с большой частотой сменяют друг друга, создавая впечатление движения.

В приборах быстрого сканирования используются, как уже говорилось выше, механические и электронные секторные датчики, электронные линейные датчики, электронные конвексные (выпуклые) датчики, механические радиальные датчики.

В настоящее время наилучшим датчиком для исследования органов брюшной полости, забрюшинного пространства и малого таза является конвексный. Он обладает относительно небольшой контактной поверхностью и очень большим полем зрения в средней и дальней зонах, что упрощает и ускоряет проведение исследования.

При сканировании ультразвуковым лучом результат каждого полного прохода луча называется кадром. Кадр формируется из большого количества вертикальных линий.

Каждая линия – это как минимум один ультразвуковой импульс. Частота повторения импульсов для получения серошкального изображения в современных приборах составляет 1 кГц (1000 импульсов в секунду).

Существует взаимосвязь между частотой повторения импульсов (ЧПИ), числом линий, формирующих кадр, и количеством кадров в единицу времени:

$$\text{ЧПИ} = \text{число линий} \times \text{частота кадров.}$$

На экране монитора качество получаемого изображения будет определяться, в частности, плотностью линий. Для линейного датчика плотность линий (линий/см) является отношением числа линий, формирующих кадр, к ширине части монитора, на котором формируется изображение.

Для датчика секторного типа плотность линий (линий/градус) — отношение числа линий, формирующих кадр, к углу сектора.

Чем выше частота кадров, установленная в приборе, тем (при заданной частоте повторения импульсов) меньше число линий, формирующих кадр, меньше плотность линий на экране монитора, ниже качество получаемого изображения. Зато при высокой частоте кадров мы имеем хорошее временное разрешение, что очень важно при эхокардиографических исследованиях.

Приборы для доплерографии

Ультразвуковой метод исследования позволяет получать не только информацию о структурном состоянии органов и тканей, но и характеризовать потоки в сосудах. В основе этой способности лежит эффект Доплера – изменение частоты принимаемого звука при движении относительно среды источника или приемника звука или тела, рассеивающего звук. Он наблюдается из-за того, что скорость распространения ультразвука в любой однородной среде является постоянной. Следовательно, если источник звука движется с постоянной скоростью, звуковые волны, излучаемые в направлении движения как бы сжимаются, увеличивая частоту звука. Волны, излучаемые в обратном направлении, как бы растягиваются, вызывая снижение частоты звука.

Путем сопоставления исходной частоты ультразвука с измененной возможно определить доплеровский сдвиг и рассчитать скорость. Не имеет значения, излучается ли звук движущимся объектом или этот объект отражает звуковые волны. Во втором случае источник ультразвука может быть неподвижным (ультразвуковой датчик), а в качестве отражателя ультразвуковых волн могут выступать движущиеся эритроциты. Доплеровский сдвиг может быть как положительным (если отражатель движется к источнику звука), так и отрицательным (если отражатель движется от источника звука). В том случае, если направление падения ультразвукового луча не параллельно направлению движения отражателя, необходимо скорректировать доплеровский сдвиг на косинус угла φ между падающим лучом и направлением движения отражателя.

Для получения доплеровской информации применяются два типа устройств – постоянно-волновые и импульсные. В постоянно-волновом доплеровском приборе датчик состоит из двух трансдюсеров: один из них постоянно излучает ультразвук, другой постоянно принимает отраженные сигналы. Приемник определяет доплеровский сдвиг, который обычно составляет $1/1000$ частоты источника ультразвука (слышимый диапазон) и передает сигнал на громкоговорители и, параллельно, на монитор для качественной и количественной оценки кривой. Постоянно-волновые приборы детектируют кровотоки почти по всему ходу ультразвукового луча или, другими словами, имеют большой контрольный объем. Это может вызвать получение неадекватной информации при попадании в контрольный объем нескольких сосудов. Однако большой контрольный объем бывает полезен при расчете падения давления при стенозе клапанов сердца.

Для того, чтобы оценить кровоток в какой-либо конкретной области, необходимо разместить контрольный объем в исследуемой области (например, внутри определенного сосуда) под визуальным контролем на экране монитора. Это может быть достигнуто при использовании импульсного прибора. Существует верхний предел доплеровского сдвига, который может быть детектирован импульсными приборами (иногда его называют пределом Найквиста). Он составляет примерно $1/2$ частоты повторения импульсов. При его превышении происходит искажение доплеровского спектра (aliasing). Чем выше частота повторения импульсов, тем больший доплеровский сдвиг может быть определен без искажений, однако тем ниже чувствительность прибора к низко-скоростным потокам.

Ввиду того, что ультразвуковые импульсы, направляемые в ткани, содержат большое количество частот помимо основной, а также из-за того, что скорости отдельных участков потока неодинаковы, отраженный импульс состоит из большого количества различных частот. С помощью быстрого преобразования Фурье частотный состав импульса может быть представлен в виде спектра, который может быть изображен на экране монитора в виде

кривой, где по горизонтали откладываются частоты доплеровского сдвига, а по вертикали – амплитуда каждой составляющей. По доплеровскому спектру возможно определять большое количество скоростных параметров кровотока (максимальная скорость, скорость в конце диастолы, средняя скорость и т.д.), однако эти показатели являются углом зависимыми и их точность крайне зависит от точности коррекции угла. И если в крупных неизвитых сосудах коррекция угла не вызывает проблем, то в мелких извитых сосудах (сосуды опухоли) определить направление потока достаточно сложно. Для решения этой проблемы был предложен ряд почти угол независимых индексов, наиболее распространены из которых являются индекс резистентности и пульсаторный индекс. Индекс резистентности является отношением разности максимальной и минимальной скоростей к максимальной скорости потока. Пульсаторный индекс является отношением разности максимальной и минимальной скоростей к средней скорости потока. Получение доплеровского спектра с одного контрольного объема позволяет оценивать кровотоки в очень небольшом участке. Цветовая визуализация потоков (цветовое доплеровское картирование) позволяет получать двумерную информацию о кровотоках в реальном времени в дополнение к обычной серошкальной двумерной визуализации. Цветовая доплеровская визуализация расширяет возможности импульсного принципа получения изображения. Сигналы, отраженные от неподвижных структур, распознаются и представляются в серошкальном виде. Если отраженный сигнал имеет частоту, отличную от излученного, то это означает, что он отразился от движущегося объекта. В этом случае производится определение доплеровского сдвига, его знак и величина средней скорости. Эти параметры используются для определения цвета, его насыщенности и яркости. Обычно направление потока к датчику кодируется красным, а от датчика — синим цветом. Яркость цвета определяется скоростью потока.

В последние годы появился вариант цветового доплеровского картирования, получивший название "энергетического доплера" (Power Doppler). При энергетическом доплере определяется не значение доплеровского сдвига в отраженном сигнале, а его энергия. Такой подход позволяет повысить чувствительность метода к низким скоростям, сделать его почти углом независимым, правда, ценой потери возможности определения абсолютного значения скорости и направления потока.

Новые направления в ультразвуковой диагностике

Происходит бурное развитие ультразвуковой диагностики, постоянное совершенствование ультразвуковых диагностических приборов. Можно предположить несколько основных направлений будущего развития этого диагностического метода.

Возможно дальнейшее совершенствование доплеровских методик, особенно таких, как энергетический доплер, доплеровская цветовая визуализация тканей.

Трехмерная эхография в будущем может стать весьма важным направлением ультразвуковой диагностики. В настоящий момент существуют несколько коммерчески доступных ультразвуковых диагностических установок, позволяющих проводить трехмерную реконструкцию изображений, однако, пока клиническое значение этого направления остается неясным.

Концепция применения ультразвуковых контрастов была впервые выдвинута R.Gramiak и P.M.Shah в конце шестидесятых при эхокардиографическом исследовании. В настоящее время существует коммерчески доступный контраст "Эховист" (Шеринг), применяемый для визуализации правых отделов сердца. Недавно он был модифицирован с уменьшением размеров частиц контраста и может рециркулировать в кровеносной системе человека ("Левовист", Шеринг). Этот препарат существенно улучшает доплеровский сигнал, как спектральный, так и цветовой, что может оказаться существенным для оценки опухолевого кровотока.

Внутриполостная эхография с использованием ультратонких датчиков открывает новые возможности для исследования полых органов и структур. Однако в настоящее время широкое применение этой методики ограничивается высокой стоимостью специализированных датчиков, которые к тому же могут применяться для исследования ограниченное число раз (1÷40).

Компьютерная обработка изображений с целью объективизации получаемой информации является перспективным направлением, которое может в будущем улучшить точность диагностики незначительных структурных изменений в паренхиматозных органах. К сожалению, полученные к настоящему времени результаты существенного клинического значения не имеют.

Тем не менее то, что еще вчера казалось в ультразвуковой диагностике далеким будущим, стало сегодня обычной рутинной практикой и, вероятно, в ближайшее время мы станем свидетелями внедрения новых ультразвуковых диагностических методик в клиническую практику.

Различные доплеровские методики. При постоянно-волновой (CW) доплерографии звуковой луч постоянно испускается с одного пьезоэлектрического кристалла и принимается другим. Преимуществом постоянно-волновой доплерографии является возможность определять и

записывать даже очень высокие частотные сдвиги. Недостатком является отсутствие чувствительности к глубине источников эхо.

При импульсной (PW) доплерографии звуковой луч переменного испускается и принимается лишь одним кристаллом. Время задержки эхо (T_E) меняется в зависимости от расстояния, таким образом можно определить глубину источника эхо. Это необходимо для получения двухмерного цветового дуплексного изображения, когда ультразвук в серошкальном В-режиме комбинируется с многочисленными импульсными пробными объемами, чтобы получить двухмерное изображение. Чем меньше цветовая зона (область изображения, выбранная для цветовой кодировки), тем быстрее генерируется новое изображение, и тем выше временное разрешение.

Количество импульсов, испускаемых в секунду, называется частотой повторения импульса (ЧПИ). Она может быть увеличена лишь до величины $1/T_E$ и уменьшается при увеличении глубины сканирования, поскольку для возвращения эхо от более глубоко расположенного пробного объема требуется больше времени (T_{sv}). Это обуславливает верхний предел скорости кровотока, которую можно точно определить при импульсной доплерографии. В результате, сосуды с более высокой скоростью кровотока нужно обследовать с более высокими установленными значениями ЧПИ, а медленный венозный кровоток требует более низкой ЧПИ.

Цветовой режим. Кровоток, направленный к датчику, кодируется красным цветом, а идущий от датчика - синим. Скорость кровотока отображается интенсивностью цвета: чем больше скорость, тем цвет ярче. Эта взаимосвязь важна для оценки внутрисстенотического усиления кровотока, а также при плохих акустических условиях. Кровоток в искривленном сосуде может кодироваться красным цветом в одном сегменте и синим в другом, в зависимости от направления кровотока относительно датчика. Яркость цвета также изменяется в соответствии с изменениями угла между лучом и сосудом. В области соединения красного и синего сегментов под углом 90° образуются цветовые пустоты, которые не следует интерпретировать, как тромб, частично перекрывающий просвет сосуда.

Следует помнить, что настройку цвета на дуплексных аппаратах можно инвертировать нажатием соответствующей кнопки. Актуальная цветовая схема обычно видна на цветовой шкале на краю экрана: цвета в верхней половине шкалы кодируют кровоток к датчику, а в нижней – от датчика.

При использовании линейного датчика, изменения угла доплеровских волн при помощи управления лучом приводят к кодировке одного и того же сегмента сосуда синим или красным, по выбору. Наклоняя цветовую зону, можно корректировать нежелательный угол между лучом и сосудом, в результате легче оценить сегменты с кровотоком, изначально плохо отражаемым цветом. Кроме того, чтобы вывести сосуд под нужным углом, врач может наклонять датчик вручную.

Вопросы и задания

1. Что такое ультразвук?

2. Каковы физические свойства ультразвука?
3. Какие виды ультразвуковых датчиков различают?
4. Что такое доплеровский эффект?
5. Как применяется доплеровский эффект при ультразвуковом исследовании?
6. Какие артефакты могут возникать при проведении ультразвуковых исследований?
7. Каковы новые направления в ультразвуковой диагностике?

Список литературы рекомендуемый к использованию по данной теме

Клиническая эхокардиография Шиллер Н., Осипов М.А.; Издательство: Практика; 2005 Лучевая диагностика / под ред. Сергеева И.И., Мн.: БГМУ, 2007г.

Тихомирова Т.Ф. Технология лучевой диагностики, Мн.: БГМУ, 2008г.

Борейка С.Б., Техника проведения рентгена, Мн.: БГМУ, 2006г.

Новиков В.И. Методика лучевой диагностики, СПб, СПбМАМО, 2004г.

Интернет-ресурсы:

<http://www.rasfd.com/> - официальный сайт ассоциации функциональной диагностики

http://users.i.com.ua/~dydyrko/sonic/_htm_-_blank

ЛАБОРАТОРНОЕ ЗАНЯТИЕ № 5

ТЕМА: Рентгеновские методы исследования.

Устройство рентгеновской трубки. Воздействие рентгеновских лучей на организм человека. Свойства рентгеновских лучей. Рентгеновские снимки. Методика чтения. Безопасность при работе с рентгенодиагностическим оборудованием. Применение рентгеновских методов исследования при диагностике заболеваний. Применение рентгеновских лучей в лечении заболеваний.

Цель

Ознакомить студентов с устройством рентгеновского аппарата, рентгеновской трубки, механизмом получения рентгеновского излучения, основными свойствами рентгеновских лучей.

Знания и умения, приобретаемые студентом в результате освоения темы (семинара), формируемые компетенции или их части.

В процессе проведения семинарского занятия у студентов должно сформироваться понимание основ рентгеновского излучения, строения рентгеновского аппарата, принципов применения в медицине для диагностики различных заболеваний и состояний, а также как получается рентгеновское изображение.

Указанные знания будут способствовать формированию частей компетенций

ОК-1 способность и готовность использовать на практике методы гуманитарных, естественнонаучных, медико-биологических и клинических наук в различных видах профессиональной и социальной деятельности;

ПК-5 способность и готовность интерпретировать результаты современных диагностических технологий, понимать стратегию нового поколения лечебных и диагностических препаратов, методов диагностики и лечения

Актуальность темы:

Понимание Рентгеновские методы исследования в настоящее время широко применяются, изучение свойств рентгеновских лучей позволит сформировать понятие о том, в каких областях медицины их используют.

Теоретическая часть.

На практических занятиях студенты ознакомятся с устройством рентгеновского аппарата, ознакомятся с основами безопасности при проведении исследований. На примере некоторых рентгеновских снимков ознакомятся с возможностями применения метода.

Источником рентгеновских лучей является рентгеновская трубка, в которой есть два электрода – катод и анод. При нагреве катода происходит электронная эмиссия, электроны, вылетающие из катода, ускоряются электрическим полем и ударяются о поверхность анода. От обычной радиолампы (диода) рентгеновскую трубку отличает, в основном, более высокое ускоряющее напряжение (более 1 кВ).

Свойства рентгеновских лучей.

1. Рентгеновские лучи не видимы и не осязаемы нашими органами чувств.

2. Они проходят по прямому направлению и их нельзя отклонять даже при помощи магнита. Отклонение их может быть обусловлено только специальными кристаллами. Посредством системы стеклянных линз рентгеновские лучи могут быть собраны в пучок.

3. Распространение рентгеновых лучей в пространстве проходит лучеобразно. Интенсивность излучения обратно пропорциональна квадрату расстояния от источника.

4. Рентгеновские лучи проникают через тела и при этом частично поглощаются. Размер поглощения прямо пропорционален 3-ей степени длины лучевой волны и 4-й степени атомного веса или атомного числа для поглощающего вещества.

5. В то время как лучи поглощаются телами, возникают новые (диффузные или вторичные) лучи, характерные для поглощающего вещества.

Вторичные лучи возникают, если на атомный электрон поглощающего вещества с боку падает рентгеновский луч. В результате этого приходящий в движение или колебание электрон принимает часть лучистой энергии, а луч проникает затем дальше, хоть и с меньшей энергией. Однако, он уже отклонился от своего направления и его энергия меньше, длина волны больше, в результате чего он в дальнейшем дает более мягкое излучение. Это и есть вторичное излучение, которое на основании подобного механизма может образовывать третичные диффузные лучи. Если же рентгеновский луч падает прямо на атомный электрон поглощающего вещества, то он передает электрону всю энергию. Лучистая энергия превращается в кинетическую энергию выбрасываемого электрона, являющегося уже фотоэлектроном, и тем самым первоначальный луч погашен. Это – простая абсорбция.

Во время проникновения рентгеновского луча через поглощающее вещество, естественно возникает существенное вторичное излучение, значительно мешающее рентгеновской картине, основанной на абсорбции.

6. Рентгеновские лучи вызывают почернение фотографической пластинки, т.е. вызывают те же изменения, как и видимые лучи.

7. Некоторые вещества (платино-цианистоводородный барий, вольфрамовая известь) флуоресцируют под влиянием рентгеновых лучей.

8. Рентгеновские лучи вызывают в некоторых веществах химические реакции.

9. Рентгеновские лучи изменяют проводимость некоторых веществ (селена).

10. Некоторые газы светятся под влиянием рентгеновских лучей проводниками (ионизируются).

11. Рентгеновские лучи вызывают в живом организме биологические изменения. Из-за их биологического действия возникла необходимость количественного определения рентгеновых лучей, применяемых для терапевтических или диагностических целей.

Физическая единица рентгеновского излучения, международно установленная в 1928 году в Стокгольме – «рентгеновская единица», сокращенно r.

Международная единица дозы рентгеновых лучей определяется тем количеством рентгеновых лучей, которое при полном использовании вторичных электронов и при избегании пристеночных действий ионизационной камеры вызывают в 1 см³ атмосферного воздуха (при температуре 0° и давлении в 760 мм рт ст) такую проводимость, что при токе насыщения измеряется заряд, равный 1 ЭСЕ (ЭСЕ – электростатическая единица). Эта единица называется «1 Рентгеновская единица» и обозначается r.

Качество рентгеновских лучей. Абсорбция лучей – как было указано выше – прямо пропорциональна третьей степени длины волны лучей. Таким образом, рентгеновские лучи с длинными волнами в большей степени поглощаются телами, а их способность проникать в тела – меньше. Эти

лучи называют мягкими лучами. Коротковолновые лучи поглощаются менее и поэтому их проникающая способность больше. Это жесткие лучи.

Рентгеновское изображение, рентгеновские снимки

Система рентгенологического исследования состоит из четырех элементов: источника излучения, объекта исследования, приемника излучения и специалиста, проводящего исследование.

Источником излучения является рентгеновская трубка, закрепленная на штативном устройстве рентгеновского аппарата. Пучок рентгеновского излучения из трубки пропускают через исследуемую часть тела. Объектом исследования служит больной или, – при массовых профилактических исследованиях населения, – здоровый человек. Согласно физическим законам, пучок рентгеновского излучения вследствие поглощения и рассеяния квантов в теле пациента, ослабляется. Однако степень этого ослабления неодинакова, потому что органы и ткани, через которые проходит пучок рентгеновского излучения, имеют различную плотность и химический состав. Часть энергии рентгеновского пучка при этом поглощается в теле обследуемого, что обуславливает биологическое действие излучения, то есть способность вызывать изменения в клетках, тканях и организме в целом.

В качестве приемника излучения используется рентгеновская пленка, на которую нанесена эмульсия, содержащая галлоидные соединения серебра. Рентгеновское излучение обладает свойством разлагать эти соединения. На установленной на пути выхода кассете с рентгеновской пленкой регистрируется неоднородность выходящего пучка, так получается рентгеновское изображение. Вместо пленки на современных цифровых рентгеновских аппаратах может быть использована обычная бумага, на которую распечатывается изображение, полученное на экране монитора.

Рентгенограмма дает достоверное представление о структуре объекта, о строении органов и систем человека.

Изображение состоит из более светлых или темных участков соответственно областям неодинакового поглощения рентгеновского излучения в тканях и органах. В наибольшей степени поглощает излучение костная ткань. В проекции легких на рентгенограммах выделяются два светлых поля. В легких мало тканей, а воздух, заполняющий альвеолы и бронхи, слабо поглощает излучение. Между легочными полями видна тень, называемая срединной. Она составлена накладывающимися друг на друга тенями сердца, аорты, легочной артерии, грудных позвонков и грудины. Снизу легочные поля четко ограничены дугообразными контурами обеих половин диафрагмы. Все эти органы определяются раздельно потому, что вследствие естественных условий – различной величины, плотности и химического состава – они по-разному поглощают рентгеновское излучение. Именно на этом свойстве – разного поглощения излучения различными органами и структурами тела – и основан рентгенологический метод исследования.

Способность органов и тканей из-за разной величины, плотности и химического состава неодинаково поглощать рентгеновское излучение называют естественной контрастностью органов по отношению друг к другу. Рентгенологическое исследование многих органов и систем, в частности костей и легких, возможно именно благодаря естественной контрастности.

Однако для рентгенологического исследования многих органов условия естественной контрастности недостаточны. В частности при рентгенологических исследованиях органов брюшной полости можно четко определить лишь тени позвонков и очертания диафрагмы, кроме того, хорошо визуализируются светлые скопления газа в желудке и кишечных петлях. Однако изображение желудка и кишечника, мочевыводящих путей, органов малого таза практически дифференцировать невозможно из-за одинакового поглощения рентгеновских лучей этими органами и окружающими тканями. Для того, чтобы изображение желудка и отделов кишечника стало возможным, применяют методику искусственного контрастирования. Это означает, что в организм вводят специальные контрастные вещества, которые поглощают излучение гораздо сильнее, чем исследуемый орган. Примерами таких веществ являются сульфат бария, органические соединения йода и газы (кислород, закись азота и углекислый газ).

Таким образом рентгеновское изображение это получаемое на экране, на пленке или бумаге изображение исследуемой части тела, в котором различимы отдельные органы и ткани, благодаря их естественной контрастности или искусственному контрастированию.

Метод рентгенографии отличается большими достоинствами. Он прост и необременителен для больного. Снимки можно производить как в рентгеновском кабинете, так и непосредственно в операционной, перевязочной гипсовой или даже в палате с помощью передвижных рентгеновских установок. На снимках получается четкое изображение большинства органов. Некоторые из них, например, кости, легкие, сердце, хорошо различимы, благодаря рентгеновской контрастности. Другие органы ясно отображаются на снимках после их искусственного контрастирования. Снимок является документом, который может храниться долгое время. Его могут рассматривать многие специалисты и сопоставлять с предыдущими рентгенограммами, то есть изучать динамику болезни.

Показания к рентгенографии весьма широки. К рентгенографии не следует прибегать лишь при угрожающем состоянии больного, когда необходимо срочное оперативное вмешательство (например, при открытом пневмотораксе), а также при крайне тяжелом состоянии больного, когда любое исследование уже не может принести пользы, но вызывает лишь страдания.

Проведение исследования требует определенных правил. Снимки каждого органа должны быть проведены в двух взаимно перпендикулярных проекциях, обычно используют прямую и боковую проекции, так как снимок в одной проекции не всегда позволит отличить тень одного очага с уплотнением в центре от суммированных теней двух очагов. Снимки в двух

взаимно перпендикулярных проекциях позволяют, кроме того, определить топографоанатомические взаимоотношения органов.

При рентгенографии стремятся максимально приблизить исследуемую часть тела к кассете с пленкой, тогда изображение является наиболее резким и по размерам мало отличается от истинной величины изучаемого органа. Но существует методика рентгенографии, при которой снимаемый объект, наоборот, помещают сравнительно далеко от пленки. В этих условиях ввиду расходящегося характера пучка рентгеновского излучения получается увеличенное изображение органа.

Различают обзорные и прицельные рентгенограммы. На обзорных получают изображение всего органа, на прицельных – лишь та его часть, которая интересует врача-исследователя, причем в оптимальной проекции, необходимой для выявления определенных деталей.

Компьютерная томография. В компьютерном томографе рентгеновская трубка и приемник излучения движутся вокруг тела больного. Пучок излучения регистрируется большим количеством (несколько сотен) ионизационных или сцинтилляционных камер. Если при обычной томографии и при рентгенографии на пленке отражаются лишь относительно грубые различия в поглощении излучения в разных участках объекта, то ионизационные камеры вследствие их высокой чувствительности улавливают даже ничтожные различия между поглощением излучения в различных тканях человеческого тела. Воспринятая датчиками информация, пройдя через усилитель, регистрируется компьютером в виде цифровой записи на матрицах и может быть преобразована в изображение на экране телевизора, откуда переснимается в виде своеобразной рентгенограммы либо записывается на магнитный диск. На компьютерных рентгенограммах даже без искусственного контрастирования достигается изображение анатомических структур головного мозга, легких и органов средостения, печени, поджелудочной железы, почек, органов таза. Так как движение рентгеновской трубки и датчиков происходит вокруг продольной оси тела больного, на снимках выделяют поперечные слои тела человека.

Обеспечение безопасности рентгенологических исследований

Техника безопасности и охрана здоровья при работе с ионизирующими излучениями строго регламентированы специальными санитарными нормами и правилами. В этих документах определены требования по обеспечению безопасности труда медицинского персонала и больных. Знание и строгое выполнение указанных требований необходимо всем медицинским работникам и в первую очередь врачам-клиницистам, которые принимают непосредственное участие в выполнении рентгенологических исследований курируемым больным. Это связано с тем, что при рентгенологических исследованиях медицинский персонал, пациенты и другие лица могут подвергаться воздействию прямого и рассеянного ионизирующего излучения. Все работники рентгенодиагностических кабинетов, лица, находящиеся в смежных и соседних помещениях, а также больные, подвергающиеся

исследованию, должны быть защищены от вредного действия рентгеновских лучей.

Защитой называют совокупность устройств и мероприятий, предназначенных для уменьшения физической дозы излучения, воздействующей на человека, ниже предельно допустимой дозы. Согласно нормам радиационной безопасности, все лица, работающие в рентгенологических кабинетах и лица, которые по условиям профессиональной деятельности могут подвергаться воздействию источников излучения, должны постоянно контролировать предельно допустимые дозы облучения.

В порядке убывающей радиочувствительности установлены три группы критических органов:

- 1 группа – все тело, гонады, красный костный мозг;
- 2 группа – мышцы, щитовидная железа, жировая ткань, печень, почки, селезенка, желудочно-кишечный тракт, легкие, хрусталик глаза и другие органы, не входящие в первую и третью группы;
- 3 группа – кожный покров, костная ткань, кисти, предплечья, лодыжки, стопы.

Защита медицинского персонала, больных и населения от излучения прежде всего обеспечивается правильным размещением рентгенодиагностических кабинетов. Допускается лишь функционирование кабинетов в поликлиниках, встроенных в жилые здания, если смежные по вертикали и горизонтали помещения не являются жилыми. Рентгенодиагностические кабинеты должны иметь отдельную от других помещений систему вентиляции. Рядом с входной дверью рентгеновского кабинета на высоте не менее 1,6 м от пола должно быть установлено световое табло белого или красного цвета с надписью «Не входить», автоматически загорающееся при включении рентгеновского аппарата.

Главными факторами противолучевой защиты являются стационарные и нестационарные устройства. Стационарными устройствами называют неподвижные сооружения – стены, перекрытия, защитные двери и ставни для окон процедурных помещений. Они обеспечивают защиту от прямого и рассеянного излучения всех лиц, находящихся в смежных с источником излучения помещениях. Для изготовления стен применяют кирпич, бетон, баритобетон, баритовую штукатурку. Барит содержит барий и поэтому сильно поглощает рентгеновское излучение. Двери в рентгенодиагностические кабинеты обивают листовым свинцом. В смотровые окна вставляют просвинцованное стекло.

Нестационарные устройства это перемещаемые приспособления, например защитные ширмы, кожухи рентгенаппаратов, фартуки из просвинцованной резины, защитные юбки, перчатки, защита щитовидной железы.

Важнейшим фактором защиты персонала рентгенодиагностических отделений и кабинетов является расположение рабочих мест врача и рентгенлаборанта от зон наивысшего уровня радиации. Во время

рентгендиагностических процедур следует стремиться к возможно большему расстоянию между рентгеновской трубкой и больным. Все перечисленные средства защиты должны обязательно проверяться не реже одного раза в год.

Вопросы для самопроверки:

1. Что такое рентгеновское излучение?
2. Каковы основные свойства рентгеновских лучей?
3. Что такое «повреждающее действие рентгеновских лучей»?
4. Как получается рентгеновский снимок?
5. Чем отличается метод компьютерной томографии от простого рентгеновского исследования?
6. Как обеспечивается безопасность при проведении рентгеновских исследований?

Список литературы рекомендуемый к использованию по данной теме

Лучевая диагностика / под ред. Сергеева И.И., Мн.: БГМУ, 2007г.
Тихомирова Т.Ф. Технология лучевой диагностики, Мн.: БГМУ, 2008г.
Борейка С.Б., Техника проведения рентгена, Мн.: БГМУ, 2006г.
Новиков В.И. Методика лучевой диагностики, СПб, СПбМАМО, 2004г.
Лучевые методы в диагностике заболеваний органов дыхания. Профессор П. М. Котляров, Российский научный Центр рентгенорадиологии МЗ РФ, 2008г.

Интернет-ресурсы:

<http://www.rasfd.com/> - официальный сайт ассоциации функциональной диагностики

ТРЕБОВАНИЯ К ОТЧЕТУ

Отчет о проделанной работе должен включать:

- название работы;
- цель каждого опыта;
- глоссарий (используемые в работе термины);
- краткое описание сканирующей зондовой микроскопии;
- устройство измерительной головки и электролизера СЗМ Nanoeducator;
- экспериментальные данные (принтскрины процесса травления и подведенного зонда к поверхности образца, фотографию готового зонда, снимки профиля резонансного пика, снимок подведённого к образцу зонда, 2D и 3D изображения полученного скана поверхности);

- выводы о методах, используемых в работе для подготовки зондового датчика и сканирования поверхности. К отчету необходимо приложить файлы, используемые в работе.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Стручков П.В., Виницкая Р.С., Люкевич И.А. Введение в функциональную диагностику внешнего дыхания. — М., 1996.
2. Турина О.И., Лаптева И.М., Калечиц О.М. и др. Организация работы по исследованию функционального состояния легких методами спирографии и пневмотахографии и применение этих методов в клинической практике: Метод. указания. — Мн., 2002.
3. Ройтберг Г.Е., Струтынский А.В. Внутренние болезни. Система органов дыхания. М.: Бином, 2005
4. Зиневич А.Н. Приборные методы исследования органов дыхания. Л.: ЛенГИДУВ, 1991.
5. Старшов А.М., Смирнов И.В. Спирография для профессионалов. Методика и техника исследования функций внешнего дыхания, М., 2003 г.
6. Ю.М. Перельман, А.Г. Приходько. Спирографическая диагностика нарушений вентиляционной функции легких. Пособие для врачей. Издание 2-е, доп. Благовещенск, 2013.

МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ РОССИЙСКОЙ
ФЕДЕРАЦИИ
ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ АВТОНОМНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ
УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
«СЕВЕРО-КАВКАЗСКИЙ ФЕДЕРАЛЬНЫЙ УНИВЕРСИТЕТ»

Физические основы интроскопии

Методические указания для обучающихся по организации и проведению самостоятельной работы

Направление подготовки 03.03.02 Физика
Направленность (профиль)
«Медицинская физика»

**Ставрополь
2026**

СОДЕРЖАНИЕ

Введение.....	57
План-график выполнения самостоятельной работы	60
Методические рекомендации по изучению теоретического материала, подготовке к лабораторным работам	61
Методические указания по подготовке к экзамену	62

Введение

Самостоятельная работа – планируемая учебная, учебно-исследовательская, научно-исследовательская работа студентов, выполняемая во внеаудиторное (аудиторное) время по заданию и при методическом руководстве преподавателя, но без его непосредственного участия (при частичном непосредственном участии преподавателя, оставляющем ведущую роль за работой студента).

Самостоятельная работа студента является важным видом учебной и научной деятельности студента. Федеральным государственным образовательным стандартом предусматривается значительный объем времени из общей трудоемкости дисциплины на самостоятельную работу. В связи с этим, обучение включает в себя две, практически одинаковые по объему и взаимовлиянию части – процесса обучения и процесса самообучения. Поэтому самостоятельная работа должна стать эффективной и целенаправленной работой студента.

Концепцией модернизации российского образования определены основные задачи профессионального образования – подготовка квалифицированного работника соответствующего уровня и профиля, конкурентоспособного на рынке труда, компетентного, ответственного, свободно владеющего своей профессией и ориентированного в смежных областях деятельности, способного к эффективной работе по специальности на уровне мировых стандартов, готового к постоянному профессиональному росту, социальной и профессиональной мобильности.

Решение этих задач невозможно без повышения роли самостоятельной работы студентов над учебным материалом, усиления ответственности преподавателей за развитие навыков самостоятельной работы, за стимулирование профессионального роста студентов, воспитание творческой активности и инициативы.

Самостоятельная работа студента предполагает, прежде всего, его научно-исследовательскую и практическую деятельность, поскольку именно

эти виды учебной работы в первую очередь готовят к самостоятельному выполнению профессиональных задач. Конечной целью самостоятельной работы является организация самостоятельной познавательной деятельности, формирование умения самостоятельно анализировать информацию, выделять главное и второстепенное.

Основными формами самостоятельной работы студентов по дисциплине «Физические основы интроскопии» являются:

- подготовка к лабораторной работе;
- самостоятельное изучение литературы;
- подготовка к экзамену.

Лабораторная работа – подразумевает изучение определенного физического процесса на практике, используя при этом методы, предварительно изученные на лекциях, выбор наиболее оптимального приема выполнения замеров и исследования, которые обеспечивает наиболее точный результат, определение фактического результата и его сравнение с теоретическими данными, описанными в учебнике согласно выбранной тематике, обнаружение причин полученного несоответствия и грамотное изложение их в отчете лабораторной работы, грамотное оформление выводов согласно требованиям методички.

В результате изучения дисциплины у обучающихся формируются следующие компетенции (в соответствии с образовательным стандартом):

ПК-1- Способен применять фундаментальные знания в области физики и математики для постановки и решения научно-исследовательских и прикладных задач в своей профессиональной деятельности

ПК-2 - Способен проводить научные исследования в избранной области экспериментальных и (или) теоретических физических исследований с помощью современной приборной базы (в том числе сложного физического оборудования) и информационных технологий с учетом отечественного и зарубежного опыта

ИД-4_{ПК-5} - Владеет современным программным обеспечением, в том числе текстовыми редакторами и графическими программами, средствами подготовки обзоров, отзывов, отчетов, заключений В результате освоения дисциплины, обучающийся должен:

Знать физические принципы зондовой микроскопии, основы современных методов работы на зондовых микроскопах

Уметь применять методики сканирующей зондовой микроскопии для анализа свойств поверхности, применять методики туннельной и атомно-силовой микроскопии для анализа свойств различных материалов

Владеть навыками работы на сканирующем зондовом микроскопе, навыками обработки данных в сканирующей зондовой микроскопии.

План-график выполнения самостоятельной работы

Вид деятельности студентов	Итоговый продукт самостоятельной работы	Средства и технологии оценки	Время сдачи
Подготовка к лабораторной работе «Измерение физиологических переменных»	Отчет	Собеседование	Лабораторная работа № 1
Подготовка к лабораторной работе «Нарушения сердечного ритма. Методы их коррекции»	Отчет	Собеседование	Лабораторная работа № 2
Подготовка к лабораторной работе «Давление крови и кровопотоки. Методы изучения пульсового кровенаполнения сосудов»	Отчет	Собеседование	Лабораторная работа № 3
Подготовка к лабораторной работе «Ультразвуковые методы исследования»	Отчет	Собеседование	Лабораторная работа № 4
Подготовка к лабораторной работе «Рентгеновские методы исследования»	Отчет	Собеседование	Лабораторная работа № 5
Подготовка к лабораторной работе «Электрокардиография, как метод изучения биоэлектрических потенциалов, возникающих при работе сердца»	Отчет	Собеседование	Лабораторная работа № 6
Самостоятельное изучение литературы	Конспект	Собеседование	
Подготовка к экзамену	Экзамен	Вопросы к экзамену	

Методические рекомендации по изучению теоретического материала, подготовке к лабораторным работам

При подготовке к лабораторным занятиям необходимо:

- повторить материал соответствующих лекций;
- внимательно изучить описание лабораторного занятия, изложенное в практикуме;
- ответить на вопросы по содержанию лабораторного занятия, задаваемые преподавателем на предварительном опросе перед выполнением заданий.

Все лабораторные занятия предполагают выполнение заданий, решение задач.

В результате выполнения заданий достигаются следующие результаты обучения:

- развитие мышления и творческих способностей студента,
- приобретение и закрепление навыков самостоятельной работы,
- приобретение и закрепление навыков оформления и составления письменных заданий.

ТРЕБОВАНИЯ К ОТЧЕТУ

Отчет о проделанной работе должен включать:

- название работы;
- цель каждого опыта;
- глоссарий (используемые в работе термины);
- краткое описание сканирующей зондовой микроскопии;
- устройство измерительной головки и электролизера СЗМ Nanoeducator;
- экспериментальные данные (принтскрины процесса травления и подведенного зонда к поверхности образца, фотографию готового зонда, снимки профиля резонансного пика, снимок подведённого к образцу зонда, 2D и 3D изображения полученного скана поверхности);
- выводы о методах, используемых в работе для подготовки зондового датчика и сканирования поверхности. К отчету необходимо приложить файлы, используемые в работе.

КОНТРОЛЬНЫЕ ВОПРОСЫ

1. Почему интроскопия выделена в отдельный метод регистрации изображений?
2. Перечислите методы интроскопии, чем они различаются?

3. Почему при регистрации рентгеновского изображения увеличение достигается только удалением регистрирующего устройства от объекта?
4. Перечислите виды устройств для регистрации изображения в рентгеновских лучах. Назовите принципы, на которых основана регистрация.
5. Почему возможна неправильная диагностика по рентгеновскому изображению? Какие меры необходимо принимать для снижения количества неправильных диагнозов?
6. Почему запоминающие рентгенолюминофоры являются наиболее информативными приемными устройствами? В чем состоят их достоинства?
7. Перечислите основные параметры систем для регистрации изображений. Объясните, что они означают.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Л. Д. Линденбрaten, И. П. Королюк Медицинская радиология (основы лучевой диагностики и лучевой терапии). Учебная литература для студентов медицинских вузов. М:Медицина 2000. 3367с.
2. А.В. Зубарев, В.Е. Гажонова Диагностический ультразвук. М:Медицина. 2002. 237с.
3. Сойфер В.А. Компьютерная обработка изображений, Ч.1// Соровский образовательный журнал, № 2, 1996, с. 118-124.
4. Сойфер В.А. Компьютерная обработка изображений Ч.2 //Соровский образовательный журнал, № 3, 1996 , с. 110-121.
5. Прэтт У. Цифровая обработка изображений. М.: Мир, т.1,2. 1982.
6. В.В. Смоленский Статистические методы обработки экспериментальных данных. – Санкт-Петербург: Санкт-Петербургский горный государственный институт им. Н.Г. Плеханова. 2003. Электронное учебное пособие
7. Г.М. Агаджанян, А.П. Красницкий, В.Н. Корнеев Информатика и технология. Система технического зрения Пущино. ИБП РАН. 1996. 215с.

Методические указания по подготовке к экзамену

Для подготовки к ответам на экзаменационные вопросы обучающиеся должны использовать не только курс лекций и основную литературу, но и дополнительную литературу для выработки умения давать развернутые ответы на поставленные вопросы.

Ответы на теоретические вопросы должны быть даны в соответствии с формулировкой вопроса и содержать не только изученный теоретический материал, но и собственное понимание проблемы.

В ответах желательно привести примеры из практики.

Подготовку к экзамену по дисциплине необходимо начать с проработки основных вопросов, список которых приведен в рабочей программе дисциплины.

Для этого необходимо прочесть и уяснить содержание теоретического материала по учебникам и учебным пособиям по дисциплине. Список основной и дополнительной литературы приведен в рабочей программе дисциплины и может быть дополнен и расширен самими студентами.

Особое внимание при подготовке к экзамену необходимо уделить терминологии, т.к. успешное овладение любой дисциплиной предполагает усвоение основных понятий, их признаков и особенности.

Таким образом, подготовка к экзамену включает в себя:

- проработку основных вопросов курса;
- чтение основной и дополнительной литературы по темам курса;
- подбор примеров из практики, иллюстрирующих теоретический материал курса;
- выполнение промежуточных и итоговых тестов по дисциплине;
- систематизацию и конкретизацию основных понятий дисциплины;
- составление примерного плана ответа на экзаменационные вопросы.

Вопросы к экзамену

1. Почему интроскопия выделена в отдельный метод регистрации изображений?
2. Перечислите методы интроскопии, чем они различаются?
3. Почему при регистрации рентгеновского изображения увеличение достигается только удалением регистрирующего устройства от объекта?
4. Перечислите виды устройств для регистрации изображения в рентгеновских лучах. Назовите принципы, на которых основана регистрация.
5. Почему возможна неправильная диагностика по рентгеновскому изображению? Какие меры необходимо принимать для снижения количества неправильных диагнозов?
6. Почему запоминающие рентгенолюминофоры являются наиболее информативными приемными устройствами? В чем состоят их достоинства?

7. Перечислите основные параметры систем для регистрации изображений. Объясните, что они означают.
8. Какие артефакты могут возникать при пленочной рентгенографии?
9. Объясните принцип рентгеновской дозиметрии. Какие виды доз используются в дозиметрии?
10. Перечислите предельно допустимые дозы для персонала и населения?
11. Какие методы используются для защиты от ионизирующего излучения?
12. На чем основано действие контрастирующих веществ в различных методах интроскопии?
13. Чем отличаются позитивные и негативные контрастирующие вещества?
14. Перечислите группы рентгеноконтрастных веществ. Чем они отличаются?
15. Какие контрастные вещества более эффективны, мономерные или димерные?
16. Перечислите причины токсичного действия рентгеноконтрастных препаратов.
17. С какой целью необходимо выделение границ объектов на изображениях? Какими методами это достигается?
18. Опишите погрешности, вносимые в изображение приемными системами и методы их коррекции.
19. Обоснуйте основные принципы распознавания изображений.
20. В чем состоит принцип действия цифровых фильтров?
21. Опишите принципы автоматической фокусировки регистрирующих систем.

Промежуточная аттестация

Промежуточная аттестация в форме экзамена в 7 семестре.

Список рекомендуемой литературы.

1. Л. Д. Линденбрaten, И. П. Королюк Медицинская радиология (основы лучевой диагностики и лучевой терапии). Учебная литература для студентов медицинских вузов. М:Медицина 2000. 3367с.
2. А.В. Зубарев, В.Е. Гажонова Диагностический ультразвук. М:Медицина. 2002. 237с.

Дополнительная литература:

1. Сойфер В.А. Компьютерная обработка изображений, Ч.1// Соровский образовательный журнал, № 2, 1996, с. 118-124.

2. Сойфер В.А. Компьютерная обработка изображений Ч.2 //Соровский образовательный журнал, № 3, 1996 , с. 110-121.
3. Прэтт У. Цифровая обработка изображений. М.: Мир, т.1,2. 1982.
4. В.В. Смоленский Статистические методы обработки экспериментальных данных. – Санкт-Петербург: Санкт-Петербургский горный государственный институт им. Н.Г. Плеханова. 2003. Электронное учебное пособие
5. Г.М. Агаджанян, А.П. Красницкий, В.Н. Корнеев Информатика и технология. Система технического зрения Пушино. ИБП РАН. 1996. 215с.

Интернет-ресурсы:

- <http://www.nanometer.ru/> - сайт нанотехнологического сообщества «Нанометр» (Факультет наук о материалах МГУ)
- www.ntmdt.ru - сайт отечественного производителя сканирующих зондовых микроскопов компании NT-MDT.
- www.spmtips.com, www.veeco.com, www.spmtips.com, www.parkafm.com – сайты производителей сканирующих зондовых микроскопов и зондов для них.

Программное обеспечение:

- специализированное программное обеспечение, входящее в комплект поставки приборов «Nanoeducator».

Материально-техническое обеспечение дисциплины (модуля)

- сканирующие зондовые микроскопы «Nanoeducator», компьютер, мультимедиапроектор.