

Министерство образования и науки Российской Федерации
Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение
высшего профессионального образования
«Амурский государственный университет»
Кафедра физики

УЧЕБНО-МЕТОДИЧЕСКИЙ КОМПЛЕКС ДИСЦИПЛИНЫ
«Медицинская электроника»
для специальности 010701.65 - «Физика»

Благовещенск 2012

УМКД разработан канд. физ. – мат. наук, профессором Ульянычевым Николаем Вячеславовичем

Рассмотрен на заседании кафедры физики

Протокол заседания кафедры № _____ от « ____ » _____ 20__ г.

Зав. кафедрой _____ / _____ Голубева И.А. _____ /

(подпись)

(фамилия, имя, отчество)

СОГЛАСОВАНО:

Протокол заседания УМСС _____

№ _____ от « ____ » _____ 20__ г.

Председатель УМСС _____ / _____ /

(подпись)

(фамилия, имя, отчество)

СОДЕРЖАНИЕ

| | |
|--|-----|
| I Методический раздел | 4 |
| 1.1. Рабочая программа дисциплины | 4 |
| 1.2. Методические рекомендации по подготовке и выполнению лабораторного практикума | 15 |
| II Обучающий раздел | 16 |
| 2.1 Курс лекций | 16 |
| III Контролирующий раздел | 184 |
| 3.1 Вопросы для подготовки к экзамену | 184 |
| 3.2 Примерные экзаменационные билеты | 185 |
| 3.3 Критерии оценки знаний студентов | 187 |

І МЕТОДИЧЕСКИЙ РАЗДЕЛ

1.1 Рабочая учебная программа дисциплины

1. ЦЕЛИ ОСВОЕНИЯ ДИСЦИПЛИНЫ

Целями освоения дисциплины «Медицинская электроника» являются:

знания, навыки и умения исследования биологического объекта или явления, для получения наиболее полной и достоверной информации. Для этого необходимо использовать различные методы и способы получения информации об объекте. Эффективность получения этой информации зависит от знания специалистом исследований и умения их применить в соответствии с поставленной задачей. Предмет изучаемой дисциплины – совокупность аппаратных методов исследований, позволяющих с возможно большей объективностью определить состояние биологической системы. Состояние биологической системы описывается комплексом медико-биологических показателей, т.е. группами физических, биохимических, психологических параметров, определяемых в процессе исследований.

Метод исследования – это способ получения целевой информации, основанный на качественной или количественной связи свойства биосистемы с измеряемым параметром, характеризующим это свойство. Для реализации метода исследования необходимо выполнение следующих условий:

- количественное или качественное описание связи свойства биосистемы (медико-биологического показателя) с измеряемым физическим параметром;
- алгоритм проведения измерения;
- наличие технических средств проведения исследования;
- наличие алгоритма и средств обработки полученной информации.

В зависимости от конкретного метода исследования некоторые из перечисленных условий могут занимать основополагающее значение, а некоторые – вовсе отсутствовать.

Большинство методов диагностики и исследований основаны на применении физических принципов и идей. Поэтому при изучении данной дисциплины в рамках специальности «Физика» предполагается такая последовательность рассмотрения сущности метода: используемое физическое явление или процесс; измеряемый физический параметр; биологические процессы, характеризующиеся этим параметром; медицинская значимость метода; количественные или качественные соотношения для примеров диагностики, нашедших широкое применение в клинической практике. Реализация метода исследования представляет собой биотехническую систему (аппарат) – совокупность биологических и технических элементов, выполняющих единую целевую функцию определения медико-биологических параметров.

Задачи дисциплины:

Основной задачей курса является научить студента правильно выбирать в будущей профессиональной деятельности аппарат для решения сложной технической задачи в области медико-биологических исследований и уметь его использовать.

МЕСТО ДИСЦИПЛИНЫ В СТРУКТУРЕ ООП ВПО:

Дисциплина «Медицинская электроника» входит в блок факультативных дисциплин по выбору ФТД. 2.

Для освоения дисциплины необходимо знать: радиофизику, общую физику и высшую математику на уровне базовой части профессионального цикла.

В результате освоения дисциплины обучающийся должен демонстрировать следующие результаты образования:

1. Знать:

1.1. Особенности биологических систем как объектов исследований

1.2. Структуру методов медико-биологических исследований

1.3. Технологические циклы медико-биологических экспериментов

1.4. Измерения в медико-биологической практике

2. Уметь: понимать, излагать и критически анализировать базовые медико-биологические понятия, пользоваться теоретическими основами, основными понятиями, законами и моделями медицинской электроники

3. Владеть: методами получения, обработки и анализа экспериментальной и теоретической медико-биологической информации, методами построения и анализа радиоэлектронных устройств для медико-биологических исследований.

| № п/п | Раздел дисциплины | Виды учебной работы | | | Формы текущего контроля |
|----------|--|---------------------|--------------------------------|---------------|--|
| | | Лекции (час.) | Лабораторные занятия (час.) | СРС (час.) | |
| 1 | Системные аспекты проведения медико-биологических исследований | 2 | | | . |
| 2 | Исследование механических проявлений жизнедеятельности | 4 | 2 | 2 | Отчеты по выполнению лабораторных работ. |
| 3 | Исследование электропроводности органов и биотканей | 2 | 2 | 1 | Отчеты по выполнению лабораторных работ. |
| 4 | Методы исследований, основанные на измерении биопотенциалов | 4 | 2 | 1 | Отчеты по выполнению лабораторных работ. |
| 5 | Магнитография биологических объектов. Физиотерапия | 2 | | | |
| 6 | Фотометрические методы исследований | 4 | 2 | 2 | Отчеты по выполнению лабораторных работ. Коллоквиум |
| 7 | Исследование процессов теплопродукции и теплообмена | 2 | 2 | 1 | Отчеты по выполнению лабораторных работ. |

| | | | | | |
|----|--|----|----|----|--|
| | | | | | |
| 8 | Рентгеновские методы исследований | 2 | | | |
| 9 | Радиоизотопные методы исследований | 2 | | 2 | Отчеты по выполнению лабораторных работ. |
| 10 | Ультразвуковые методы исследований | 2 | 2 | 1 | Отчеты по выполнению лабораторных работ. |
| 11 | Методы исследований, основанные на применении внешнего магнитного поля | 2 | 2 | 1 | Отчеты по выполнению лабораторных работ. |
| | Итого | 28 | 14 | 11 | |

3. СТРУКТУРА И СОДЕРЖАНИЕ ДИСЦИПЛИНЫ «Медицинская электроника»

Общая трудоемкость дисциплины составляет 66 часа.

4. СОДЕРЖАНИЕ РАЗДЕЛОВ И ТЕМ ДИСЦИПЛИНЫ

4.1 ЛЕКЦИИ

Введение

Тема 1. Системные аспекты проведения медико-биологических исследований (2 часа)

1.1. Особенности биологических систем как объектов исследований

1.2. Структура методов медико-биологических исследований

1.3. Технологические циклы медико-биологических экспериментов

1.4. Измерения в медико-биологической практике

1.4.1. Обобщенная схема измерительного канала для медико-биологических исследований

1.4.2. Электробезопасность электронно-медицинской аппаратуры

- 1.4.3. Электроды для съема биоэлектрического сигнала
- 1.4.4. Датчики медико-биологической информации. Датчики температуры тела и среды. Датчики параметров системы дыхания. Датчики параметров сердечно-сосудистой системы.
- 1.4.5. Классификация методов измерений
- 1.4.6. Погрешности измерений
- 1.4.7. Вопросы метрологического обеспечения
- 1.4.8. Аппаратурное оснащение отделений интенсивной терапии и реанимации. Мониторные системы. Индивидуальные носимые мониторы.

Тема 2. Исследование механических проявлений жизнедеятельности (4 часа)

- 2.1. Механокардиография
- 2.2. Баллистокардиография
- 2.3. Динамокардиография
- 2.4. Сфигмография
- 2.5. Механическая плетизмография
- 2.6. Исследование механических параметров кровотока
 - 2.6.1. Методы измерения кровяного давления
 - 2.6.2. Перфузионный метод исследования параметров кровотока
- 2.7. Оценка механических параметров системы дыхания. Спирография
- 2.8. Исследования акустических феноменов. Аускультация
- 2.9. Фонокардиография
- 2.10. Методы исследования нервно-мышечной системы

Тема 3. Исследование электропроводности органов и биотканей (2 часа)

- 3.1. Исследование электрического сопротивления биотканей
- 3.2. Электропунктурная диагностика
- 3.3. Электропроводность биологических тканей на переменном токе
- 3.4. Реография
- 3.5. Диэлектрография

3.6. Томография приложенных потенциалов

Тема 4. Методы исследований, основанные на измерении биопотенциалов (4 часа)

4.1. Биопотенциалы и их параметры. Электрография

4.2. Электрокардиография

4.3. Электроэнцефалография

4.4. Другие виды электрографии

Тема 5. Магнитография биологических объектов. Физиотерапия (2 часа)

Тема 6. Фотометрические методы исследований (4 часа)

6.1. Концентрационная колориметрия

6.2. Оксигемометрия

6.3. Поляриметрия

6.4. Нефелометрия

6.5. Другие методы медицинской фотометрии и спектрометрии

Тема 7. Исследование процессов теплопродукции и теплообмена (2 часа)

7.1. Термография

7.2. Биокалориметрия

Тема 8. Рентгеновские методы исследований (2 часа)

8.1. Законы образования теневых изображений

8.2. Классификация рентгенологических исследований

8.3. Методы, основанные на применении рентгеноконтрастных веществ

8.4. Принцип рентгеновской томографии

Тема 9. Радиоизотопные методы исследований (2 часа)

9.1. Детекторы гамма-излучения

9.2. Виды радиоизотопных исследований

Тема 10. Ультразвуковые методы исследований (2 часа)

10.1. Эхоимпульсные методы исследований (эхография)

10.2. Доплеровские ультразвуковые методы исследований

10.3. Акустическая ультразвуковая микроскопия

Тема 11. Методы исследований, основанные на применении внешнего магнитного поля (2 часа)

4.2 ЛАБОРАТОРНЫЕ РАБОТЫ

1. Биологические сигналы. Способы регистрации. Обработка.

2. Пульсоксиметрия. Основы метода. Физические основы и аппаратная реализация.

3. Оптико-акустические методы диагностики. Области применения. Аппаратная реализация (два любых метода).

4. Физиотерапия. Современное состояние. Перспективы развития.

5. Масс-спектрометрия. Области применения.

6. Диагностические датчики. Физические основы и принцип действия. Области применения.

7. УЗИ. Принцип действия. Области применения. Аппаратная реализация.

8. Томография. Физические основы. Области применения. Аппаратная реализация.

9. Лазер. Области применения в медицине (диагностика и лечение).

10. Фотометрические методы исследований.

11. Биопотенциал. ЭКГ, ЭМГ, ЭЭГ.

12. Исследования акустических феноменов. Аускультация. Фонокардиография

13. Исследование электропроводности органов и тканей

14. Рентгеновские методы.

15. Исследование механических проявлений жизнедеятельности. Методы измерения кровяного давления.

16. Спектральные методы в лабораторных исследованиях.

5. САМОСТОЯТЕЛЬНАЯ РАБОТА СТУДЕНТОВ

| Темы, разделы дисциплины | Количество часов | Форма (вид) самостоятельной работы |
|---|------------------|---|
| Исследование механических проявлений жизнедеятельности | 2 | Подготовка отчетов по выполнению лабораторных работ |
| Исследование электропроводности органов и биотканей | 1 | Подготовка отчетов по выполнению лабораторных работ |
| Методы исследований, основанные на измерении биопотенциалов | 1 | Подготовка отчетов по выполнению лабораторных работ |
| Фотометрические методы исследований | 2 | Подготовка отчетов по выполнению лабораторных работ Подготовка к коллоквиуму |
| Исследование процессов теплопродукции и теплообмена | 1 | Подготовка отчетов по выполнению лабораторных работ |
| Радиоизотопные методы исследований | 2 | Подготовка отчетов по выполнению лабораторных работ. |
| Ультразвуковые методы исследований | 1 | Подготовка отчетов по выполнению лабораторных работ |

| | | |
|--|----|---|
| Методы исследований, основанные на применении внешнего магнитного поля | 1 | Подготовка отчетов по выполнению лабораторных работ |
| Подготовка к экзамену | 13 | |
| Итого | 24 | |

6. ОБРАЗОВАТЕЛЬНЫЕ ТЕХНОЛОГИИ

При изучении дисциплины «Медицинская электроника» применяются следующие интерактивные технологии:

1. Метод заданий
2. Метод дебатов
3. Метод презентации информации

Лекции проводятся с использованием интерактивной доски и мультимедийного оборудования. Практически каждая лекция сопровождается показом лекционных демонстраций (видеосюжетов).

Лабораторные работы проводятся на реальном медицинском оборудовании с целью освоения его основных функциональных особенностей.

7. ОЦЕНОЧНЫЕ СРЕДСТВА ДЛЯ ТЕКУЩЕГО КОНТРОЛЯ УСПЕВАЕМОСТИ, ПРОМЕЖУТОЧНОЙ АТТЕСТАЦИИ ПО ИТОГАМ ОСВОЕНИЯ ДИСЦИПЛИНЫ И УЧЕБНО-МЕТОДИЧЕСКОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ САМОСТОЯТЕЛЬНОЙ РАБОТЫ СТУДЕНТОВ

7.1 Подготовка отчетов по лабораторным работам

7.2 Коллоквиум

Коллоквиум проводится в устной форме по окончании лекционного материала по соответствующим разделам. Вопросами коллоквиума является часть экзаменационных вопросов

7.3 Экзаменационные вопросы

Особенности биологических систем как объектов исследований

Структура методов медико-биологических исследований

Обобщенная схема измерительного канала для медико-биологических исследований
Электробезопасность электронно-медицинской аппаратуры

Механокардиография

Баллистокардиография

Динамокардиография

Сфигмография

Механическая плетизмография

Исследование механических параметров кровотока

Оценка механических параметров системы дыхания. Спирография

Исследования акустических феноменов. Аускультация

Фонокардиография

Методы исследования нервно-мышечной системы

Исследование электрического сопротивления биотканей

Электропунктурная диагностика

Электропроводность биологических тканей на переменном токе

Реография

Электрокардиография

Электроэнцефалография

Физиотерапия

Концентрационная колориметрия

Оксигемометрия

Поляриметрия

Нефелометрия

Классификация рентгенологических исследований

Принцип рентгеновской томографии

Виды радиоизотопных исследований

Эхоимпульсные методы исследований (эхография)

Доплеровские ультразвуковые методы исследований

10. УЧЕБНО-МЕТОДИЧЕСКОЕ И ИНФОРМАЦИОННОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ ДИСЦИПЛИНЫ «Медицинская электроника»

Основная литература

[Наумкина Л. Г. Электроника: учеб. пособие](#) / Л.Г. Наумкина. - М.: Горная книга, 2007. - 309 с. (ЭБС ун. б-ка online)

[Ремизов А. Н. Учебник по медицинской и биологической физике](#): учеб. пособие / А.Н. Ремизов. - М.: Дрофа, 2010. – 402 с. (ЭБС ун. б-ка online)

Волькенштейн М.В. Биофизика: учеб. пособие / М.В. Волькенштейн. – 4 изд., стер.- СПб.: Лань. 2012, - 608 с. (ЭБС Лань)

Дополнительная литература

[Кузовкин В. А. Электроника. Электрофизические основы, микросхемотехника, приборы и устройства: учебник](#) / В.А. Кузовкин. - М.: Логос, 2011. – 328 с. (ЭБС ун. б-ка online)

[Грабовски Б. Справочник по электронике](#): справочное пособие / Б. Грабовски. - М.: ДМК Пресс, 2009. – 410 с. (ЭБС ун. б-ка online)

в) программное обеспечение и Интернет-ресурсы:

| № | Наименование ресурса | Краткая характеристика |
|---|---|--|
| 1 | http://ru.wikipedia.org | Интернет-энциклопедия образовательных изданий, в которой собраны электронные учебники, справочники, а также статьи различной тематики. Удобный поиск по ключевым словам, отдельным |

| | | |
|---|---|--|
| | | темам, отраслям знания. |
| 2 | Электронная библиотечная система «Университетская библиотека-online» http://www.biblioclub.ru | ЭБС по тематике охватывает всю область естественнонаучных знаний и предназначена для использования в процессе обучения в высшей школе как преподавателями, так и студентами. |
| 3 | Единое окно доступа к образовательным ресурсам window.edu.ru/window/library | Раздел «математика и естественнонаучное образование» содержит большой перечень учебников и учебно-методических пособий по всем разделам курса молекулярной физики и термодинамики. |
| 4 | Электронный информационный ресурс АРБИКОН (http://arbicon.ru). | Содержит разветвленную сеть ссылок на разнообразные образовательные ресурсы в российском интернете. |
| 5 | Компьютерная программа «Виртуальная лаборатория» | Позволяет визуализировать труднонаблюдаемые физические явления и эффекты. |
| 6 | Электронный ресурс МАРС (http://mars.arbicon.ru). | Электронная система доставки документов. Позволяет найти нужный документ и получить его по электронной почте. |
| 7 | http://uisrussia.msu.ru/is4/main.jsp . | Университетская информационная система России. Обеспечивает просмотр материалов по изучаемым предметам, разработанных в других вузах. |

МАТЕРИАЛЬНО-ТЕХНИЧЕСКОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ ДИСЦИПЛИНЫ «Радиофизика и электроника»

Оборудование

1. Интерактивная доска, мультимедийное оборудование в аудитории.
2. Видеопроектор Epson.
3. Ноутбук Пентиум 100, 2003 г.
4. Комплекты оборудования для проведения лекционных демонстраций по темам дисциплины.

5. Набор видеосюжетов лекционных демонстраций по разделам курса «радиофизика и электроника».

6. Компьютер. Виртуальная лаборатория.

1.2 Методические рекомендации по подготовке и выполнению лабораторного практикума

1. Лабораторный практикум выполняется индивидуально каждым студентом.
2. Следует учесть, что **подготовка к практикуму** требует немалого времени, поэтому целесообразно **планировать ее заранее!**
3. Для эффективной подготовки к лабораторной работе придерживайтесь следующих правил:
 - Внимательно прочтите описание работы в методическом пособии по лабораторному практикуму;
 - Отчет по выполнению работы формируется в процессе ее выполнения на компьютере; отчет в распечатанном виде сдается преподавателю.
4. Для **получения зачета** студент представляет преподавателю оформленный отчет со всеми необходимыми расчетами и защищает его в ходе последующего собеседования.
5. **Следует своевременно сдавать выполненные работы:** не допускается выполнение следующей работы при наличии двух выполненных, но не сданных работ!

II ОБУЧАЮЩИЙ РАЗДЕЛ

2.1 Курс лекций

1) КОМПЬЮТЕРНАЯ ТОМОГРАФИЯ

Томографы. От 1-го до 4-го поколения

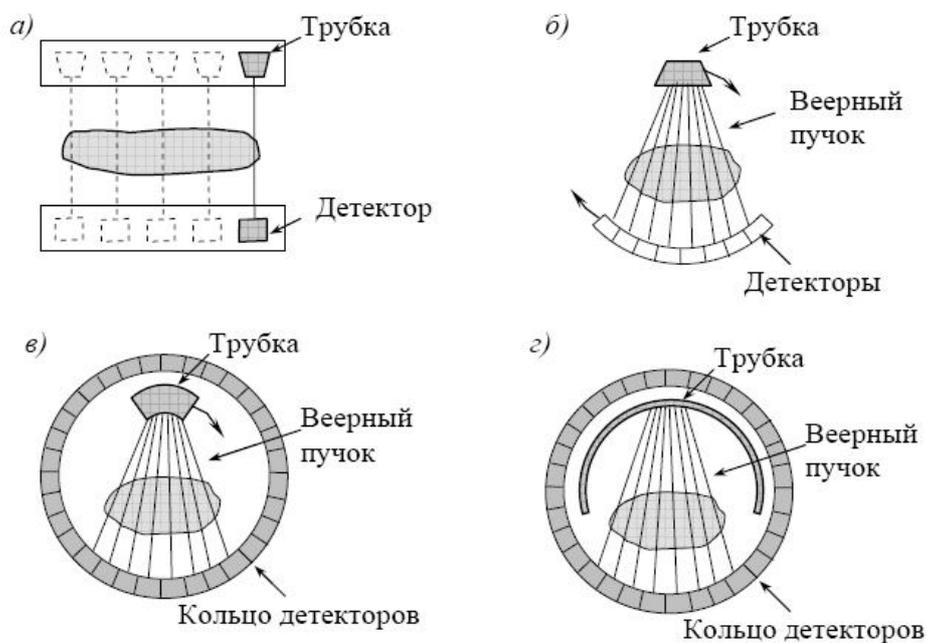


Рис. 2. Схематическое изображение рентгеновских томографов

В томографах 1 поколения имеется одна остронаправленная рентгеновская трубка и один детектор, которые синхронно передвигались вдоль рамы (рис. 2а). Измерения проводились в 160 положениях трубки, затем рама поворачивалась на угол 1° и измерения повторялись. Сами измерения длились около 4,5 минут, а обработка полученных данных и реконструкция изображения на специальном компьютере занимали 2,5 часа.

Томографы 2 поколения имели уже несколько детекторов, работающих одновременно, а трубка излучала не остронаправленный, а веерный пучок. Также как и томограф 1 поколения он использовал параллельное сканирование, но угол поворота трубки увеличился до 30° . Общее время измерений, необходимых для получения одного изображения, значительно сократилось и составляло 20 секунд. Типичным для данной схемы сканирования является то, что она основана на учете только первичных фотонов источника. Первый советский компьютерный томограф СРТ-1000 относился к томографам 2 поколения.

В томографах 3 поколения (середина 1970-х гг.) трубка излучала широкий веерный пучок лучей, направленный на множество детекторов (около 700), расположенных по дуге.

Усовершенствованная конструкция сделала возможным непрерывное вращение трубки и детекторов на 360° по часовой стрелке за счет использования кольца скольжения при подведении напряжения. Это позволило устранить стадию перемещения трубки и сократить время, необходимое для получения одного изображения до 10 секунд. Такие томографы позволили проводить исследования движущихся частей тела (легких и брюшной полости) и сделали возможным разработку спирального алгоритма сбора данных. Все современные медицинские компьютерные томографы относятся к 3 поколению.

В томографах 4 поколения имелось сплошное неподвижное кольцо детекторов (1088 люминисцентных датчиков) и излучающая веерный пучок лучей рентгеновская трубка, вращающаяся вокруг пациента

внутри кольца. Время сканирования для каждой проекции сократилось до 0,7 с, а качество изображения улучшилось. В данных томографах необходимо учитывать влияние эффекта рассеяния при переносе излучения, которое в зависимости от используемой энергии источника может быть рэлеевским или комптоновским.

В начале 1980-х появились электронно-лучевые томографы (томографы

5 поколения). В них поток электронов создается неподвижной электронно-лучевой пушкой, расположенной за томографом. Проходя сквозь вакуум, поток фокусируется и направляется электромагнитными катушками на вольфрамовую мишень в виде дуги окружности (около 210°), расположенную под столом пациента. Мишени расположены в четыре ряда, имеют большую массу и охлаждаются проточной водой, что решает проблемы теплоотвода. Напротив мишеней расположена неподвижная система быстродействующих твердотельных детекторов, расположенных в форме дуги 216° . Данные томографы используются при исследованиях сердца, т.к. позволяют получать изображение за 33 мс со скоростью 30 кадров/секунду, а число срезов не ограничено теплоемкостью трубки. Такие изображения не содержат артефактов от пульсации сердца, но имеют более низкое соотношение сигнал/шум.

Конфигурация компьютерного томографа

В состав любого КТ-сканера входят следующие основные блоки:

1. гентри со столом пациента и блоками управления;
2. высоковольтный генератор;
3. вычислительная система;
4. консоль оператора.

Внутри гентри (рис. 3) расположены блоки, обеспечивающие сбор данных: рентгеновская трубка и коллиматоры, детекторы и система сбора данных, контроллер трубки (контроллер движения ротора), генератор высоких частот, встроенный микрокомпьютер (регулирующий напряжение и ток на трубке), компьютер, обеспечивающий обмен данными с консолью.

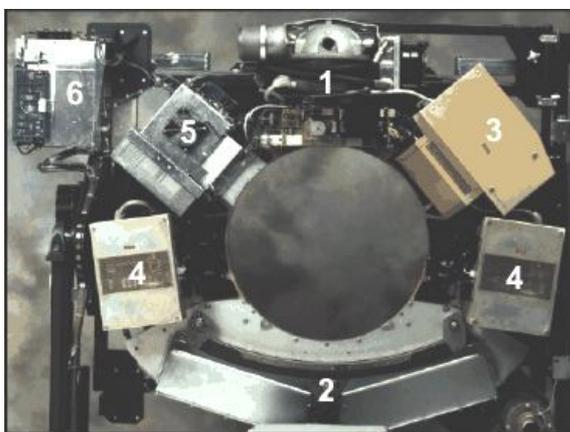


Рис. 3. Гентри КТ-сканера: 1 - трубка и коллиматоры, 2 - детекторы, 3- контроллер трубки, 4 - ВЧ генератор, 5 - встроенный микрокомпьютер, 6 - стационарный компьютер

Рентгеновское излучение создается рентгеновской трубкой, схема которой представлена на

рис. 4. Источником электронов (катодом) служит вольфрамовая нить, нагреваемая током, под действием которого электроны "выкипают" с его поверхности. Затем они ускоряются разностью потенциалов в несколько десятков тысяч вольт и фокусируются на анод, сделанный из тугоплавкого материала с высоким атомным номером (например, вольфрама). При торможении быстрых электронов веществом анода (взаимодействии с его атомами) возникают электромагнитные волны в диапазоне длин волн от 10^{-14} до 10^{-7} м, называемые рентгеновским излучением, открытым в 1895 году немецким физиком Конрадом

Вильгельмом Рентгеном. Выход рентгеновского излучения растет с атомным номером мишени. При этом 99% энергии электронов рассеивается в тепло, и лишь 1% освобождается в форме квантов.

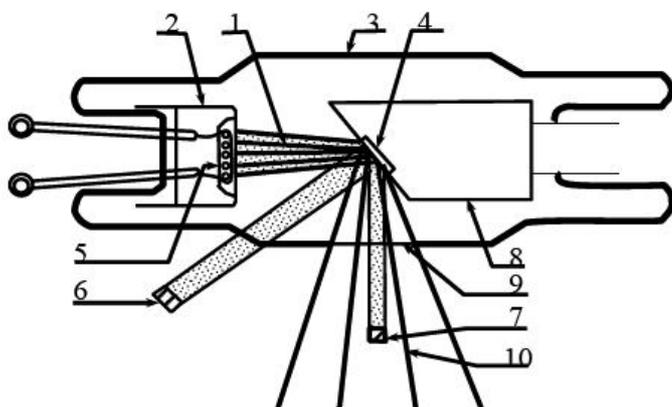


Рис. 4. Схема рентгеновской трубки: 1 – пучок электронов; 2 – катод с фокусирующим электродом; 3 – стеклянный корпус; 4 – вольфрамовая мишень (анतिकатод); 5 – нить накала катода; 6 – реально облучаемая площадь; 7 – эффективное фокальное пятно; 8 – медный анод; 9 – окно; 10 – рассеянное рентгеновское излучение.

Современные рентгеновские трубки состоят из трех основных частей: стеклянного корпуса, обеспечивающего вакуум вокруг частей трубки, катода и анода. Анод должен быть сделан из материала, способного противостоят высоким температурам и имеющего высокий атомный номер (молибден, рений, вольфрам). В зависимости от способа охлаждения анода рентгеновские трубки бывают двух видов: со стационарным или с вращающимся анодом.

В компьютерном томографе рентгеновская трубка совместно с системой

коллимирования создает узкий веерообразный пучок лучей, угол расхожде-

ния которого составляет 30° – 50° . Ослабление рентгеновского луча при про-

хождении через объект регистрируется детекторами, преобразующими ре-

гистрируемое рентгеновское излучение в электрические сигналы. Затем эти

аналоговые сигналы усиливаются электронными модулями и преобразуются

в цифровые импульсы.

Чаще в КТ используются два типа детекторов – люминесцентные и газовые.

В люминесцентных детекторах используются люминесцентные кристаллы соединенные с трубкой фотоумножителя для преобразования вспышек света в электроны. Количество произведенного света прямо пропорционально энергии поглощенных лучей. Такие детекторы использовались в сканерах 1 и 2 поколений. Их недостатками является невозможность близ-

кого расположения друг к другу и эффект послесвечения.

Газовый детектор представляет собой камеру ионизации, заполненную

ксеноном или криптоном. Ионизированный газ, пропорциональный излучению, падающему на камеру, вызывает соединение электронов с вольфрамовыми пластинами, создающим электронные сигналы. Пластины расположены на расстоянии 1.5 мм друг от друга. Газовые детекторы были разработаны для сканеров 3 поколения и дают высокое разрешение и чувствительность. Их эффективность близка к 100%, поскольку они могут быть расположены

близко друг к другу.

Форма пучку рентгеновских лучей придается с помощью специальных диафрагм, называемых коллиматорами, которые бывают двух видов. Коллиматоры источника расположены непосредственно перед источником излучения (рентгеновской трубкой); они создают пучок более параллельных лучей и позволяют снизить дозу воздействия на пациента.

Коллиматоры детекторов расположены непосредственно перед детекторами и служат для снижения излучения рассеивания и сокращения артефактов изображений. Эти коллиматоры служат для определения толщины среза (ограничения области, рассматриваемой датчиками) и качества профиля среза.

Фильтры обеспечивают равномерное распределение фотонов поперек рентгеновского луча и уменьшают суммарную дозу облучения, удаляя бо-

лее мягкое излучение. Обычно они сделаны из алюминия, графита или теф-

лона.

Реконструкция изображений в КТ

Регистрируемые детектором данные это результат взаимодействия рентгеновского излучения и вещества, из которого состоит исследуемый объект. При прохождении через объект энергия фотонов уменьшается из-за действия фотоэлектрического эффекта (поглощения) и эффекта Комптона (рассеивания) . Коэффициент поглощения фотонов узкого рентгеновского

пучка при прохождении через материал зависит от коэффициента линейного ослабления этого материала.

$$I(x) = I_0 e^{-\mu d}$$

где d - толщина объекта, I - интенсивность рентгеновских лучей испускаемых источником, I_0 - регистрируемая детектором

интенсивность излучения, μ - коэффициент линейного ослабления материала.

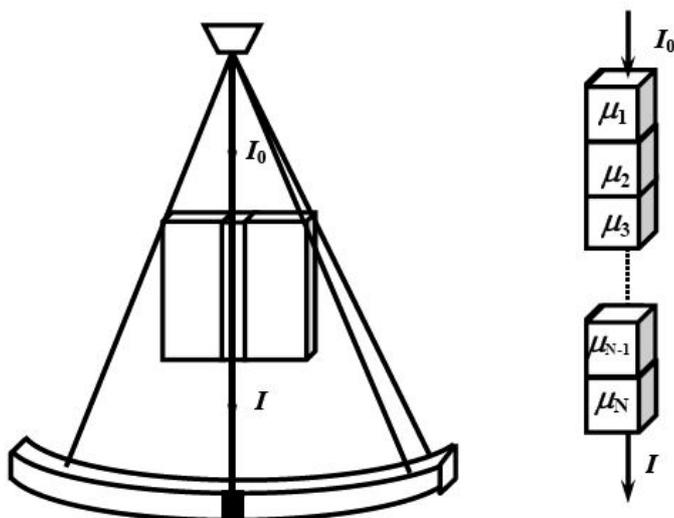


Рис. 6. Прохождение рентгеновских лучей через тонкий срез

В компьютерной томографии рентгеновская трубка и система коллимирования создают узкий веерообразный пучок лучей, рассеиваемых всеми вокселями (volume element) отображаемого слоя (рис. 6). Суммарный коэффициент рассеивания при прохождении излучение через ряд вокселов равен:

$$\mu_{\Sigma} = \mu_1 + \mu_2 + \dots + \mu_N;$$

где μ_1 , μ_2 , ..., μ_N – коэффициенты рассеивания излучения соответствующими вокселями. Поскольку детекторы регистрируют интенсивность излучения, прошедшего через весь исследуемый объект, то по полученным данным мы можем оценить только μ_{Σ} :

$$I = I_0 \exp[-\mu_{\Sigma} d] = I_0 \exp[-(\mu_1 + \mu_2 + \dots + \mu_N) d]$$

Найти коэффициенты поглощения для каждого вокселя, необходимые для реконструкции изображения, можно с помощью метода обратного проецирования, предполагающего получение информации

о характере поглощения рентгеновского излучения во многих ракурсах. Рассмотрим слой, состоящий из четырех вокселей (рис. 7).

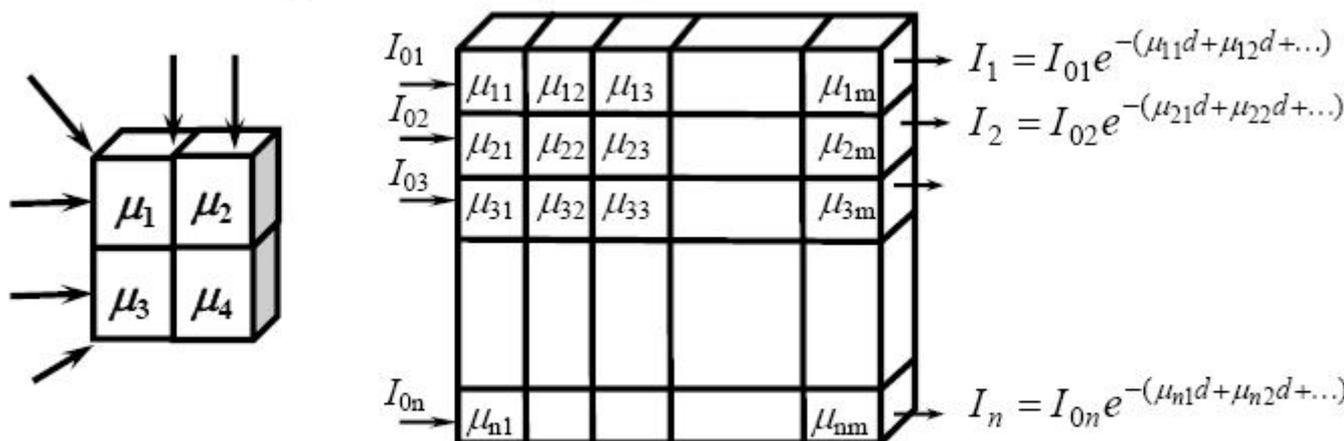


Рис. 7. Схема получения данных при компьютерной томографии

Рассматриваемый слой подвергается облучению в нескольких ракурсах, в результате чего мы получаем ряд различных значений суммарных коэффициентов, которые можно записать в виде следующей системы уравнений:

$$\begin{cases} \mu_1 + \mu_2 = \mu_{12} \\ \mu_2 + \mu_3 = \mu_{23} \\ \mu_1 + \mu_3 = \mu_{13} \\ \mu_1 + \mu_4 = \mu_{14} \end{cases}$$

Решая уравнения мы получаем коэффициенты ослабления для указанных вокселей. Каждому вокселу на изображении соответствует отдельный пиксел (pixel - picture element), яркость которого отражает ослабление (абсорбцию) рентгеновского излучения данным вокселом.

Выходные данные КТ сканера даются в КТ-числах или единицах Хаунсфилда. У современных медицинских сканеров измеряемые КТ числа лежат в диапазоне от -1024HU до $+3071\text{HU}$. Соотношение между коэффициентом линейного ослабления материала (μ_x) и соответствующей единицей Хаунсфилда (Н) имеет вид:

$$H = \frac{\mu_x - \mu_{\text{воды}}}{\mu_{\text{материала}}} \cdot 1000$$

Компьютерная обработка изображения позволяет различать более ста степеней изменения плотности исследуемых тканей - от нуля - для воды, ликвора до ста и более - для костей, что дает возможность дифференцировать различия нормальных и патологических участков тканей в пределах 0,5-1%, т.е. в 20-30 раз больше, чем на обычных рентгенограммах

Режимы сканирования

Самым простым способом сбора данных является пошаговая КТ, для которого можно выделить две основные стадии: накопление данных и позиционирование пациента (рис. 8). На стадии накопления данных (1с или менее) пациент остается неподвижным и рентгеновская трубка вращается относительно пациента для накопления полного набора проекций в предварительно определенном месте сканирования. На стадии позиционирования пациента (более 1с) данные не накапливаются, а пациент перемещается в следующее положение сбора данных. Изображение реконструируют по полному набору данных.

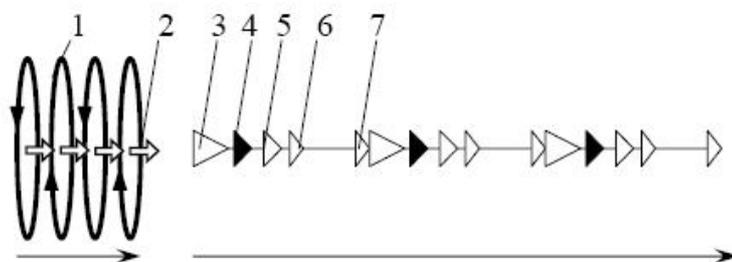


Рис. 8. Схема обследования при пошаговом сканировании: 1 – сбор данных, 2 – движение стола, 3 – команда задержки дыхания, 4 – сбор данных, 5 – команда нормального дыхания, 6 – движение стола, 7 – реконструкция изображения

На практике используются две конфигурации пошагового сканирования:

1. Вращающийся пучок лучей используется для облучения множества многоканальных детекторов. И источник, и детекторы закреплены на коромысле, непрерывно вращающемся вокруг пациента более чем на 360..

2. Множество детекторов установлено на неподвижном кольце. Внутри или вне этого кольца находится рентгеновская трубка, которая непрерывно вращается вокруг пациента.

Более сложным является винтовое (спиральное) сканирование, которое стало возможным благодаря появлению конструкции гентри с кольцом скольжения, позволяющим трубке и детекторам вращаться непрерывно. Первой идею спирального сканирования запатентовала японская фирма TOSHIBA в 1986 г. В 1989 группа ученых под руководством Т. Katakura

выполнила первое клиническое исследование на спиральном КТ.

Достоинство спиральной КТ заключается в непрерывном накоплении данных, осуществляемом одновременно с движением пациента через раму (рис. 9). Расстояние перемещения пациента за оборот рамы соответствует скорости движения стола. Поскольку данные накапливаются непрерывно, рабочий цикл в спиральной КТ близок к 100%, а отображение изображаемого объема происходит быстрее. Обычно при реконструкции изображений в спиральной КТ используются алгоритмы интерполяции, которые позволяют выделить из общего набора данные, необходимые для построения изображения отдельного среза при каждом положении стола. Различают два алгоритма реконструкции: 360° - и 180° -линейные интерполяции

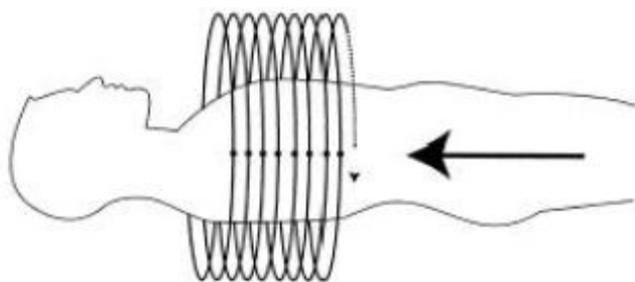


Рис. 9. Схема спирального сканирования

В алгоритме 360° интерполяции используется 360° -периодичность сбора данных, поскольку данные, полученные при повороте на 360° , будут идентичны при условии отсутствия движения пациента, постоянных шумах и других ошибках. Он использует два набора данных, полученных при повороте на 360° , для оценки одного набора проекций в заданном положении.

Алгоритм 180° интерполяции (или алгоритм экстраполяции), использует 180° -периодичность сбора данных, считая два измерения вдоль одной и той же дорожки, но в противоположных направлениях (поворот на 180°) одинаковыми при условии отсутствия движения пациента, изменения шумов и других ошибок. Для получения изображения каждого среза используется

два набора данных

В последнее десятилетие активно разрабатываются многосрезовые КТ-сканеры, позволяющие сделать следующий шаг для повышения скорости исследования. В этих томографах детекторы расположены в несколько рядов, что позволяет одновременно получать несколько срезов с различным положением по оси z . Первые многослойные КТ появились в 1992 году и позволили наглядно оценить следующие преимущества:

- более высокое пространственное разрешение по оси Z ;
- более высокую скорость исследования;
- получение изображения большего объема при заданных параметрах;
- рациональное использование ресурса трубки.

Использование N -рядов детекторов позволяет нам разделить исходный рентгеновский пучок на N пучков (апертура каждого ряда детекторов равна $1/N$ полной коллимации пучка). В многослойной КТ системе разрешение по оси Z (толщину среза) определяет коллимация ряда детекторов (рис. 10). В многослойной томографии пучок лучей не только расширяется в плоскости рамы, но и отклоняется от нее. Эта геометрия называется конусным пучком и приводит к специальным алгоритмам реконструкции. Поскольку сканер имеет относительно небольшое количество рядов детекторов и, соответственно, относительно малую конусность луча, для реконструкции изображения можно использовать алгоритмы, разработанные для пучка параллельных лучей.

Качество изображения

Качество полученного изображения определяется пятью факторами: пространственным разрешением, контрастностью, шумом и

пространственной однородностью, линейностью и наличием артефактов. Пространственное разрешение используется для выражения степени

пятнистости изображения и характеризует способность видеть маленький плотный объект в области, содержащей вещества с различной плотностью. Оно зависит от системы коллимации, размера детектора, выбранного размера пиксела, размера фокального пятна трубки. Контрастное разрешение изображения – способность сканера показывать малые изменения контрастности тканей больших объектов. Ограничено шумом, имеющим гранулированное проявление. Шум и пространственная однородность - различные КТ-числа для ткани

с однородной плотностью, вызванные недостатками прохождения фотонов через ткань.

В зависимости от источника возникновения, шум разделяют на квантовый (результат ограничения фотонов, достигающих датчиков), электронный (вызванный электрическим взаимодействием в самой системе), вычислительный (приближения, используемые в процессе измерения) и лучевой (вызванный рассеиванием излучения). Линейность - последовательность КТ-чисел для той же самой ткани через некоторое время. Из-за дрейфа КТ-чисел, сканеры нуждаются в периодической калибровке, чаще всего проводимой раз в день при сканировании

фантома. В целом можно заранее сформулировать положения, которые должны выполняться в томографии, для того чтобы качество восстанавливаемого изображения удовлетворяло заданным требованиям. Для решения подобных задач необходимо предварительно формализовать понятие «качественное изображение», определить адекватную количественную оценку этого понятия или, что то же самое, сформулировать количественные критерии каче-

ства получаемого изображения. К сожалению, в данный момент не существует универсального критерия качества. Это вызвано тем, что конечная реакция наблюдателя очень сложна

и неоднозначна и во многом зависит от субъективных причин. Поэтому при оценке качества изображения пользуются отдельными,

частными критериями, каждый из которых отражает определенную особенность формируемого изображения.

Говоря о качестве изображения в первую очередь имеют в виду насколько оно похоже на истинное (т.е. формируемого идеальной системой). Всякое случайное изображение флуктуирует относительно своего среднего изображения, при этом величина флуктуаций не велика. Среднее изображение в общем случае не совпадает с истинным и может быть лишь похожим на него в той или иной степени. Поэтому, для того, чтобы каждое получаемое случайное изображение с большой вероятностью было похоже на истинное, не достаточно, чтобы оно отличалось от среднего, также необходимо, чтобы среднее изображение мало отличалось от истинного.

Артефакты изображений в компьютерной томографии

Артефактами изображений в компьютерной томографии называют любое несоответствие между КТ-числами реконструированного изображения и истинными коэффициентами ослабления объекта. Технология реконструкции изображения такова, что измерения на всех детекторах суммируются, поэтому на изображениях проявляются любые ошибки измерений. Ошибки

реконструкции могут быть вызваны как недостатком данных, так и наличием различных шумов. Артефакты могут проявляться в виде полос (ошибка в отдельном измерении), затемнений (постепенное отклонение группы каналов), колец (ошибки калибровки отдельного детектора), искажений (спиральная реконструкция). Основными причинами появления артефактов являются:

- физические процессы, участвующие в сборе данных;
- факторы, связанные с пациентом;
- неисправность аппаратуры;
- спиральное или многослойное сканирование.

Конструктивные особенности современных КТ-сканеров

Артефакты, вызванные физическими процессами

К артефактам, вызванным физическими процессами, относятся артефакты увеличение жесткости излучения, частичного объема, затухания фотона и артефакт подвыборки.

Артефакт увеличение жесткости излучения (Beam hardening) возникает из-за использования в КТ полиэнергетического (немонохроматического) рентгеновского спектра с энергией приблизительно от 25 кэВ до 120 кэВ. При прохождении через объект низкоэнергетические рентгеновские лучи (фотоны с низкой энергией) поглощаются быстрее, чем высокоэнергетические. В результате, средняя величина энергии рентгеновского излучения соответствует большей энергии, которая проходит через ткань (кость сильнее ослабляет рентгеновское излучение, чем эквивалентный объем мягкой ткани). Артефакт проявляется на изображении в виде впадин и темных полос между плотными объектами, вызванными более сильным поглощением излучения в середине однородного объекта, чем по краям, т.к. лучи проходят через большую толщину. Поскольку пучок становится жестче, ослабление излучения уменьшается и интенсивность на детекторах растет. Поэтому регистрируемый профиль поглощения отличается от идеального. Полосы появляются в неоднородных срезах между объектами, имеющими различную плотность. Это вызвано тем, что луч, проходящий через один

из объектов при одном положении трубки, ослабляется меньше, чем когда он проходит через оба объекта при другом положении трубки. Чаще артефакт проявляется вблизи костей и при использовании контрастных веществ (рис. 11).

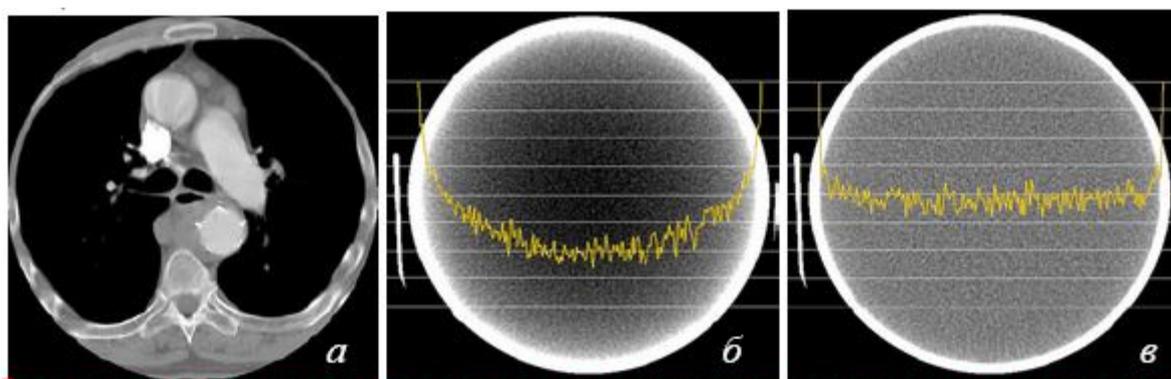


Рис. 11. Артефакт увеличения жесткости излучения: (а) изображение среза тела; (б) изображение фантома с артефактом; и (в) без артефакта

Артефакт увеличения жесткости излучения устраняется фильтрацией низкоэнергитических компонентов до их прохождения через тело пациента. Другой способ предотвращения артефакта – использование цилиндрических фантомов различных размеров, позволяющих откалибровать детекторы для компенсации эффектов поглощения различными частями тела пациента.

Артефакт частичного объема появляется, если в вокселе присутствуют

ткани с разным коэффициентом ослабления (μ_i). В этом случае имеют дело

со средневзвешенным значением μ (рис. 12).

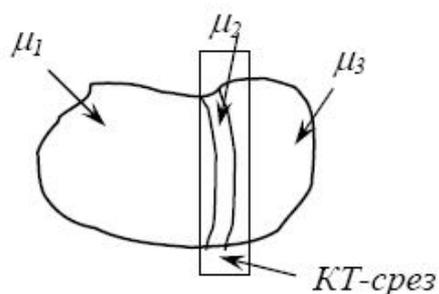


Рис. 12. Срез, содержащий 3 типа тканей

Существует несколько подходов к снижению артефактов частичного объема:

1. Модель сегментации. Допускают, что элементы объема принадлежат больше, чем одному классу тканей, и оценивают долю каждого класса. Результат сегментации может быть отображен как набор серых изображений, где уровни серого соответствуют степени заполнения элемента объема конкретным классом.

2. Использование более тонких срезов. При спиральном сканировании

сырые данные некоторое время остаются доступны для реконструкции по

ним дополнительных КТ-изображений срезов.

Артефакт затухания фотона проявляется в виде сильных полос в областях с плотными объектами. На рис. 13а полосы расположены горизонтально, т.к. при таком распространении луча затухание сильнее и детекторов достигает недостаточное количество фотонов. В результате под этим углом получают зашумленные проекции, а реконструкция усиливает шум, что приводит к горизонтальным полосам на изображении. Артефакт можно устранить путем увеличения тока на трубке, но в этом случае возрастает доза облучения пациента. На спиральных КТ для устранения артефакта используется метод многомерной адаптивной фильтрации (рис. 13б). Для небольшого количества данных, превышающих порог ослабления, сглаживание вы-

полняется между проекциями, выполненными под последовательными углами, тогда как Z-фильтр, используемый в спиральном сканировании, используется для проекций с большим ослаблением, чтобы в выполнении реконструкции участвовало большее количество фотонов.

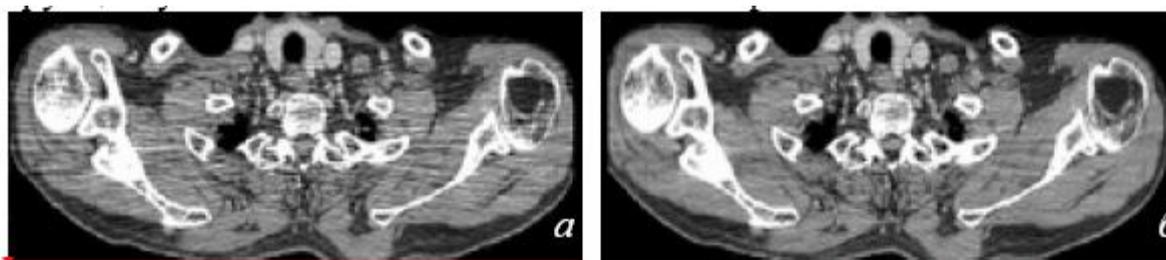


Рис. 13. Изображение с (а) и без (б) артефакта затухания фотона

Число проекций, используемых для реконструкции изображения в КТ является одним из факторов, определяющих его качество. Слишком большой интервал между проекциями (подвыборка) даст потерю информации об острых краях и малых объектах, что приведет к появлению артефакта подвыборки (undersampling). Артефакт проявляется в виде тонких полос, отходящих от края плотной структуры и параллельных ее краям (рис. 14).

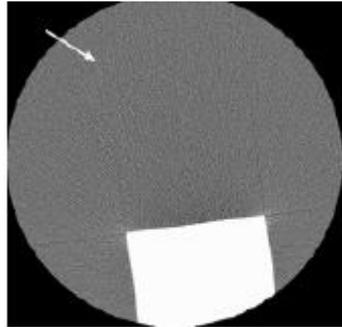


Рис. 14. Артефакт подвыборки

Артефакт подвыборки не оказывает серьезного влияния на диагностическое качество изображения, т.к. равномерно распределенные линии обычно не имитируют анатомические структуры. Однако его следует избегать в случае, если важно получить высокое разрешение мелких деталей. Артефакт менее заметен при увеличении числа проекций, получаемых за один оборот трубки (иногда достигается снижением скорости вращения). Другой способ его устранения – использование специализированных методов повышения разрешения (сдвиг на . детектора или смещаемое фокальное пятно), разработанных производителями оборудования.

Артефакты, вызванные пациентом

Довольно часто в исследуемой области присутствуют объекты с высокой плотностью, например, сделанные из металла, что вызывает на изображении появление артефактов в виде полос (рис. 15). Это вызвано тем, что плотность металла выходит за предел нормального диапазона значений, который томограф может отобразить, давая неполные профили ослабления. Ранее томографы имели верхний предел измерений +1000HU, совпадающий со значением ослабления

трубчатой кости, самой плотной структуры человеческого тела. Но поскольку металлические объекты дают большее ослабления, чем кость, компьютер присваивает им наибольшее возможное значение.

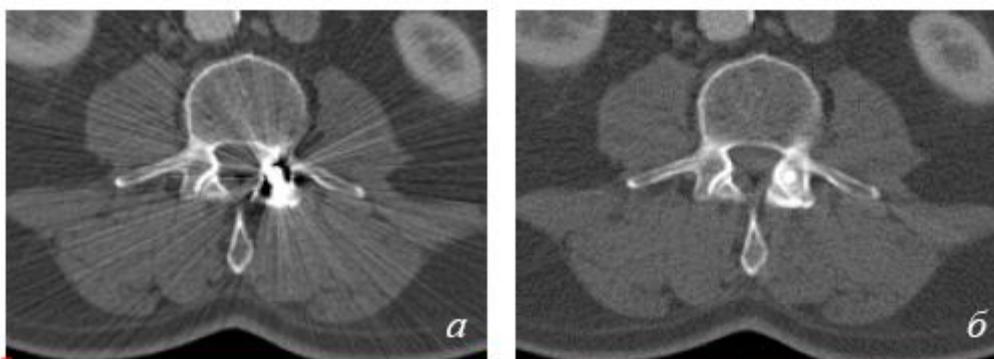


Рис. 15. Изображение с (а) и без (б) артефакта от металла

Если металлический объект нельзя удалить из области исследования, то снизить влияние артефакта можно повышая напряжение или уменьшая толщину среза и тем самым снижая эффект частичного объема. Другой способ устранения артефакта – использование алгоритмов обработки реконструированных изображений, например, считая металлические объекты не-

прозрачными, а данные, соответствующие проходящим через них лучам, считать отсутствующими. Тогда для поиска этих отсутствующих данных используются итерационные методы. Предотвратить артефакты от металла можно растягивая шкалу КТ-чисел, которая у современных томографов имеет верхний предел +4000HU.

Движение пациента также дает артефакты в виде полос или размывания изображении (рис. 16). Это вызвано тем, что при реконструкции изображения полагаются на способность компьютера размещать значения коэффициентов ослабления в матрице пикселей, имеющей строки и столбцы. Если при сканировании происходит движение, компьютер не способен поместить измеренное значения в соответствующую ячейку, а только управлять поступающими данными. Существует ряд методов, позволяющих снизить артефакты движения.



Рис. 16. Искажение изображения, вызванное движением пациента (а, б); откорректированное изображение (в)

1. Быстрый сбор данных. Существует два пути уменьшения времени сканирования: использование высокоскоростных томографов с временем сканирования коротким относительно периода сердечного цикла; синхронизация по времени процесса сбора данных.
2. Использование кардио- и респираторной синхронизации.
3. Обработка сигналов.

В КТ коррекция артефактов движения состоит из трех частей:

1. обнаружение изменений данных в проекциях, вызванных движением органов, используя подход пространственного перекрывающегося коррелятора.
2. использование адаптивного подавителя помех помогает изолировать эффекты от движения органов; используя синограмму движения, можно дать оценку обычной синограмме, нарушенной из-за движения объекта.
3. использование «последовательной методики синтеза» синограммы, которая идентифицирует через корреляцию с опорным информационным сигналом, обрабатывает доли непрерывных синограмм, имеющих идентичные стадии эффектов движения.

Неисправность оборудования

Если один из детекторов в томографах 3-го поколения не откалиброван, он даст последовательную ошибку считывания в каждом угловом положении, что приведет к появлению кругового

артефакта. Сканеры с твердотельными детекторами, расположенными на расстоянии друг от друга, более восприимчивы к круговым артефактам, чем сканеры с газоразрядными детекторами, где детекторный ряд состоит из отдельных камер, заполненный

ксеноном, и разделенных электродами. Круги, видимые на однородном фантоме или воздухе (рис. 17), могут быть не заметны на клиническом изображении, если для его отображения используется широкое окно. Однако они снижают диагностическое качество изображения. В случае выхода из строя центрального детектора в центре изображения появится темное пятно.

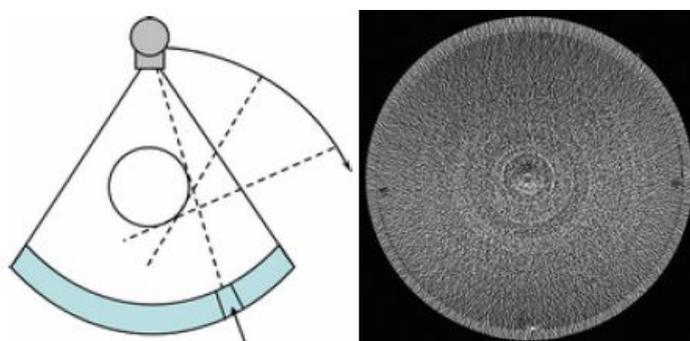


Рис. 17. Формирование кругового артефакта

Чаще всего артефакт можно устранить калибровкой детекторов сканера.

В случае повреждения крайних детекторов, выбор меньшего поля сканирования также позволяет устранить влияние артефакта. Все современные системы имеют твердотельные детекторы, но возможность появления круговых артефактов в них снижается программным обеспечением, корректирующим изменения внешних условий.

Артефакты при спиральном сканировании

Спиральное сканирование дает более сложные искажения изображений, чем послойное сканирование, что вызвано спиральной интерполяцией и процессом реконструкции. Общим способом снижения спиральных артефактов является подбор шага вдоль оси Z: использование маленького питча, 180°-интерполяции (если имеется возможность выбора) и сканирование

тонкими срезами.

При многосрезовом спиральном сканировании процесс интерполяции приводит к более сложным искажениям поперечных изображений, чем при пошаговом сканировании.Arteфакт возникает, если при каждом обороте трубки несколько рядов детекторов пересекают плоскость реконструкции. С увеличением шага спирали, число таких детекторных рядов растет и количество т«веерных» артефактов возрастает (рис. 18).

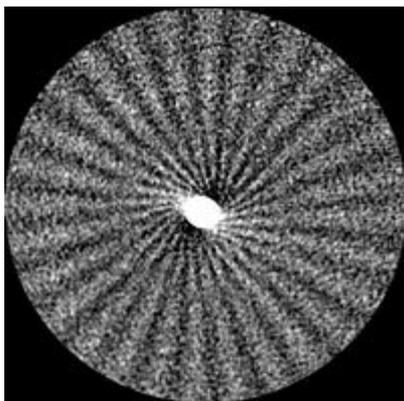


Рис. 18. Спиральный артефакт

С ростом числа срезов, получаемых за один оборот трубки, проявляется артефакт конусности пучка, т.к. требуется более широкая коллимация и лучи приобретают форму конуса, а не веера, облучая больше детекторов по оси Z. Т.к. трубка и детекторы вращаются вокруг пациента, регистрируемые каждым детектором данные соответствуют объему, находящемуся между

двумя конусами, вместо идеально плоского среза. Это дает артефакты, похожие на эффект частичного объема, которые более явны для внешних рядов детекторов, чем для внутренних, т.к. в последних регистрируемые данные соответствуют более плоскому срезу (рис. 19).

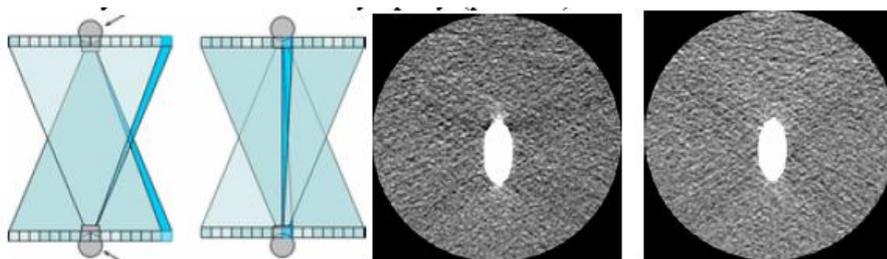


Рис. 19. Формирование и проявление артефакта конусности пучка лучей

Конусность снижается при увеличении числа рядов детекторов. 16-срезовые КТ потенциально менее подвержены таким артефактам, чем 4-срезовые. Однако их производители утверждают, что это связано с различными формами реконструкции конусности пучка. По краям структур на многослойных или 3D изображениях появляется ступенчатый артефакт, возникающий при использовании широких коллиматоров и не перекрывающихся срезов при реконструкции. Они менее серьезны при спиральном сканировании, позволяющем реконструировать пере-

крывающиеся срезы и снижаются при уменьшении толщины среза.

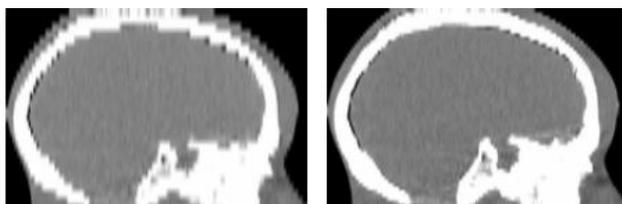


Рис. 20. Реформатированное изображение головного мозга: (а) толстые срезы, (б) тонкие срезы

Ядерно- магнитный резонанс (ЯМР)

Явление магнитного резонанса используется для обнаружения и измерения электрических и магнитных взаимодействий электронов и ядер в макроскопических количествах вещества. Это явление обусловлено парамагнитной ориентацией электронного и ядерного токов внешним полем и их ларморовской прецессией относительно направления внешнего поля. Частота ларморовской прецессии пропорциональна напряженности магнитного поля, приложенного в области нахождения прецессирующего электрона или ядра. Когда соседние частицы дают вклад в локальное магнитное поле, он измеряется по сдвигу частоты прецессии. Дополнительный сдвиг частоты прецессии может произойти также за счет неоднородных электрических полей, создаваемых соседними частицами.

Ларморовская прецессия

Эксперименты, в которых прослеживается отклик атомов на магнитное поле, дают ключевую информацию об атомной механике. Ларморовская прецессия атомов и других частиц в магнитном поле состоит в том, что средний магнитный момент атомов периодически изменяет направление. Описание этого изменения служит прототипом описания нестационарных состояний атомных систем.

Изучая нестационарные состояния, мы прослеживаем развитие атомных явлений во времени, тогда как при изучении стационарных состояний мы сосредотачиваемся на свойствах, остающихся неизменными.

Механическим аналогом Ларморовской прецессии служит вращающийся волчок.

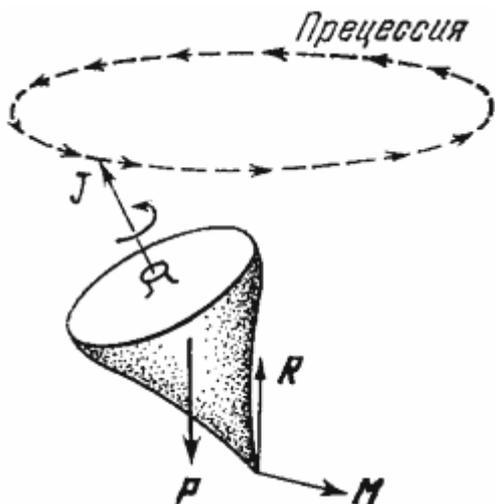


Рис. 1. Прецессия вращающегося волчка.

J – момент импульса, P – сила тяжести, R – реакция опоры, M – вращающий момент.

Действие вращающего момента, например на атом газа, приводит к гироскопическому эффекту, при котором инерция атома проявляется как момент импульса. Иными словами, воздействие внешнего постоянного магнитного поля B на атомный контур с током аналогично воздействию силы тяжести на вращающийся волчок и описывается аналогичным уравнением. Вращающий момент M волчка стремится опустить его центр масс, поворачивая ось вращения относительно точки опоры. В случае атома с кольцевым током вращающий момент M , определяемый равенством $M = [\mu \cdot B]$, стремится повернуть атом вокруг его центра масс. В обоих случаях воздействие вращающего момента изменяет момент импульса J , обусловленный вращением волчка или циркуляцией носителей тока в атоме. Уравнение движения имеет вид:

$$M = dJ/dt.$$

Векторная добавка dJ/dt к мгновенному значению момента импульса J вызывает прецессию его направления относительно оси, вертикальной в случае волчка и параллельной вектору индукции внешнего магнитного поля B в случае атома. В ходе прецессии угол между J и осью прецессии остается постоянным. Угловая скорость прецессии обычно описывается вектором ω , параллельным этой оси:

$$dJ/dt = [\omega \cdot J].$$

Таким образом, мы видим, что атомы могут прецессировать вокруг направления приложенного внешнего магнитного поля.

Схема установки

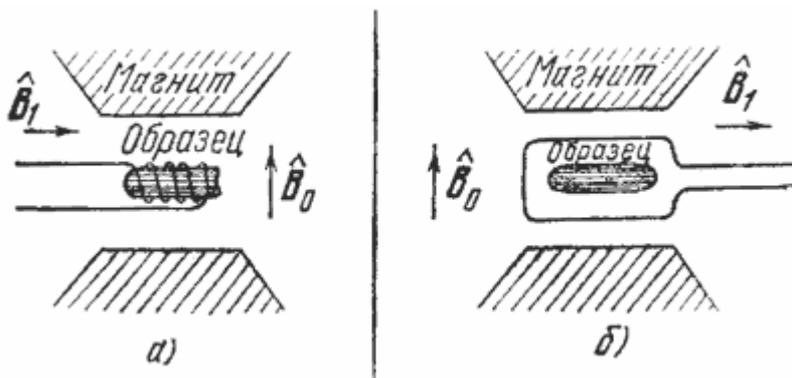


Схема экспериментальной установки изображена на рис. 2.

Рис. 2. Схематическое изображение установки для эксперимента по магнитному резонансу.

Резонанс достигается в радиочастотном диапазоне. Катушка (а) и резонатор (б) присоединяются к источникам переменного поля и измерителям потери мощности. Исследуемый образец помещается внутрь радиочастотной катушки или микроволнового резонатора, расположенных между полюсами магнита. Крайне высокая точность настройки установки и ее чувствительность при определении поглощаемой мощности – главное преимущество метода магнитного резонанса. В стандартной экспериментальной методике частота колебаний ω поперечного поля поддерживается постоянной и резонанс достигается с помощью изменения напряженности поля B_0 , что приводит к медленному изменению частоты прецессии γB_0 . На

экране осциллографа при этом можно наблюдать компоненту M , колеблющуюся либо в противофазе с управляющим поперечным полем $B_1 \cos \omega t$ (т.е. поглощающую мощность), либо в фазе с ним (рис. 3).

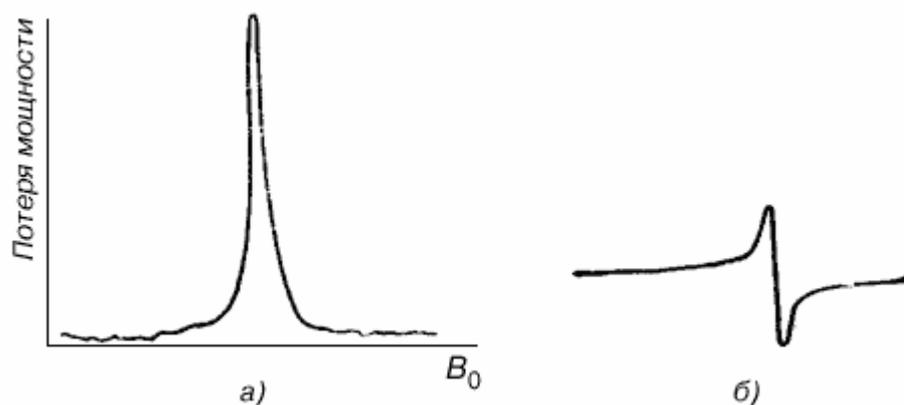


Рис. 3. Сигналы магнитного резонанса протона в жидком водороде
а) Потеря мощности, б) Компонента M , находящаяся в фазе с поперечным полем.

Физические основы МРТ

Для проведения ЯМР исследования необходимо поместить объект в мощное, статическое и однородное в пространстве (в идеальном случае) магнитное поле, создающее внутри тканей изображаемого объекта макроскопическую ядерную намагниченность. В ЯМР томографии регистрация сигнала происходит от резонирующих ядер, имеющих как спин, так и магнитный момент. Такими ядрами являются водород ^1H , ^2H , углерод ^{13}C , азот ^{14}N , фтор ^{19}F , натрий ^{23}Na , фосфор ^{31}P . Чаще всего в МРТ используются протоны водорода ^1H по двум причинам: высокой чувствительности к МР сигналу и их высокому естественному содержанию в биологических тканях. Ядро водорода (т.е. отдельный протон) имеет два важных свойства:

электрический заряд и спин. Магнитный момент μ пропорционален квантовому числу I , обычно называемому ядерным спином:

$$\mu = \gamma I;$$

Также ядро имеет магнитное поле, взаимодействующее с внешним магнитным полем B_0 . При помещении протона в поле B_0 система

может находиться только в двух энергетических состояниях: низкоэнергетическом (магнитный момент направлен параллельно B_0) и высокоэнергетическом (магнитный момент антипараллелен B_0). В состоянии равновесия большее количество спинов (N_+) будет находиться в состоянии с меньшей энергией,

чем в состоянии с большей энергией (N_-).

Согласно классической картине атомное ядро, считаемое сферическим, вращается вокруг оси и создаёт ядерный или внутренний угловой момент P :

$$P = h I (I + 1);$$

где $h = h / 2$.

Спин ядра может иметь значения $I = 0, 1/2, 1, 3/2, 2, \dots$ до 7. Если ядро с угловым моментом P и магнитным моментом μ помещено в статическое сильное магнитное поле B_0 , ориентация углового момента станет такой, как его составляющая P_z вдоль направления поля:

$$P_z = mI h;$$

где mI - магнитное квантовое число со значениями $mI = I, I - 1, \dots, -I$. Можно легко вывести, что число возможных ориентаций углового момента и магнитного момента во внешнем магнитном поле B_0 составляет $(2I + 1)$. Для ядер 1H и ^{13}C , имеющих $I = 1/2$, есть два значения

($m=1/2; -1/2$) эти ядра погружены во внешнее магнитное поле, их можно расценить как

фактически выстроенные в линию по полю ($m=1/2$), если против поля ($m=-1/2$).

На практике нам приходится иметь с ансамблем протонов. При отсутствии внешнего поля магнитные моменты ядер ориентированы случайным образом (рис. 23а). При помещении объекта в постоянное магнитное поле ядра, обладающие спинами и магнитными моментами, начинают вести себя как диполи, выстраиваясь параллельно постоянному магнитному полю и

формируя суммарный вектор намагниченности M

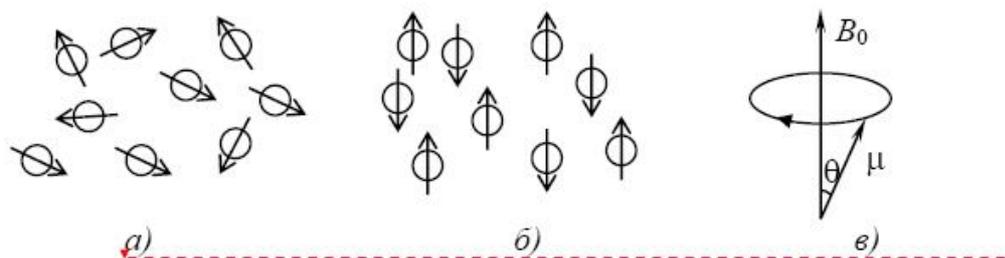


Рис. 23. Распределение ядер при отсутствии (а) и наличии (б) внешнего магнитного поля и прецессия магнитного момента (в)

Т.о., суммарный вектор намагниченности есть сумма магнитных моментов атомов:

$$M = \mu_0 + \mu_1 + \mu_2 + \dots = \sum \mu_i$$

В перпендикулярной плоскости намагничивание будет отсутствовать, т.к. поперечные проекции всех моментов хаотично распределены и их суммарный вектор равен нулю. При этом сами диполи не находятся в статическом положении, а постоянно вращаются (рис. 23в) по конусу вокруг направления поля B_0 с частотой, пропорциональной силе магнитного поля и зависящей от магнитных свойств ядра:

$$\omega_0 = \gamma H_0.$$

Это вращение диполей называют Ларморовой прецессией. Уравнение называется уравнением Лармора и описывает частоту, на которой ядро поглощает энергию.

На практике для получения сигнала от ядер необходимо облучить объект, помещенный в постоянное магнитное поле, дополнительным РЧ полем. Если частота РЧ-сигнала совпадает с параметрами ядра и магнитного поля, то возникает резонанс - атомы элемента поглощают энергию импульса и переходят на более высокий энергетический уровень.

После прекращения действия РЧ импульса образованный магнитными моментами ядер суммарный вектор намагниченности M_z , отклонившийся от направления силовых линий основного поля, возвращается в исходное состояние M_0 . Т.о. после РЧ импульса продольная составляющая намагниченности M_z возвращается в состояние M_0 , а поперечная намагниченность M_{xy} - в нулевое значение. Во время этого процесса, называемого релаксацией, резонировавшие ядра излучают слабые электромагнитные волны.

Следует заметить, что окружающие ядро электроны являются движущимися зарядами, подчиняющимися законам электромагнитной индукции. Приложенное магнитное поле B_0 вызывает циркуляцию в электронном облаке, окружающем ядро, и, в соответствии с законом Ленца, возникает вторичное магнитное поле B' , противоположное полю B_0 (рис. 24).

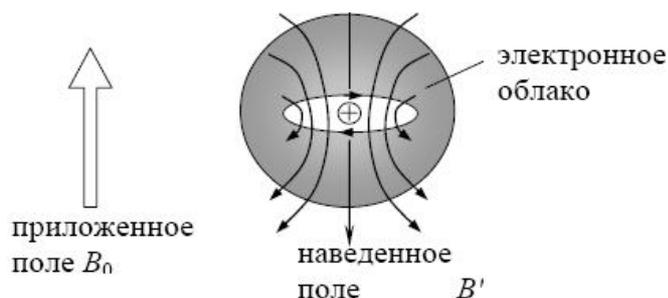


Рис. 24. Создание дополнительного поля циркуляцией электронов

Т.о. локальное магнитное поле, испытываемое ядром, меньше приложенного поля. Ядро отделено от внешнего поля окружающими его электронами, чье количество равно σB_0 , где

σ - безразмерная величина, называемая постоянной экранирования:

$$B_{local} = B_0(1 - \sigma)$$

Это магнитное экранирование дает такой эффект, что более сильное внешнее поле требует выполнения условия резонанса в эксперименте, когда поле изменяется, в то время как в постоянном поле B_0 условие резонанса выполняется на более низкой частоте, чем ожидаемая

Интенсивность регистрируемого МР-сигнала определяется четырьмя основными параметрами:

- протонной плотностью (количеством протонов в исследуемой ткани);
- временем спин-решеточной релаксации T1;
- временем спин-спиновой релаксации T2;
- движением или диффузией исследуемых структур.

После воздействия РЧ импульса поперечная намагниченность некоторое время прецессирует вокруг направления основного поля, поскольку в уравнении движения не учитываются эффекты релаксации. Механизм релаксации возвращает систему в её первоначальное равновесное состояние. Т.о. после воздействия РЧ импульса продольная составляющая намагниченности M_z в направлении статического магнитного поля возвращается в состояние равновесия M_0 в соответствии с постоянной времени T1, а поперечная намагниченность M_{xy} возвращается в нулевое значение (спад свободной индукции или FID).

Продольная спин-решеточная T1 релаксация отражает взаимодействие резонирующих ядер с окружающими их ядрами и молекулами. При T1 релаксации в молекулярную решетку выделяется дополнительная энергия, полученная спинами из РЧ импульса. Для выделения энергии должен происходить энергетический обмен между группами спинов, затрагивающий продольную намагниченность и поэтому T1 релаксация наблюдается как возврат вектора продольной намагниченности M_z в равновесное состояние M_0 . T1 релаксация обычно экспоненциальная и описывается уравнением:

$$\frac{dM_z}{dt} = \frac{M_0 - M_z}{T1}$$

Изменить продольную намагниченность можно применением резонансного поля B_1 в плоскости xy .

Поперечная спин-спиновая T2 релаксация описывает процесс возвращения вектора поперечной намагниченности M_{xy} в равновесное состояние и зависит от обмена энергией между соседними спинами:

$$\frac{dM_{xy}}{dt} = -\frac{M_{xy}}{T_2}$$

Она отражает расфазирование векторов поперечной намагниченности разных ядер после воздействия РЧ импульсом, вызванное неоднородностями локальных полей в общем магнитном поле. В идеальном случае основное поле B_0 должно быть одинаковым для всех ядер, т.е. все спины будут иметь одинаковую частоту ω_0 прецессии векторов поперечной намагниченности. Однако, в нем будут присутствовать колебания продольной компоненты локального основного поля и, следовательно, резонансных частот. Эти колебания вызываются как магнитным взаимодействием между ядрами, так и низкой однородностью основного поля. Если спины имеют мало отличающиеся резонансные частоты, то после воздействия РЧ импульса поперечная намагниченность одних спинов (у которых поле $B > B_0$) будет прецессировать быстрее, а у других спинов (у которых поле $B < B_0$) прецессия будет медленнее. Поэтому мы можем визуализировать этот эффект во вращающейся системе координат: величина вектора поперечной намагниченности будет у одних спинов уменьшаться быстрее, чем у других и происходит расфазирование спинов.

Дифференциальное уравнение, описывающее динамику макроскопиче-

ской намагниченности во внешнем поле, может быть объединено с пара-

метрами T1 и T2 релаксации в одно уравнение:

$$\frac{d\mathbf{M}(t)}{dt} = \mathbf{M}(t) \times \gamma \mathbf{B}_{ext}(t) + \frac{1}{T_1} (M_0 - M_z) \hat{z} - \frac{1}{T_2} \mathbf{M}_{xy}$$

Это эмпирическое векторное уравнение Блоха. Параметры релаксации описывают возвращение к равновесию для поля, направленного вдоль оси Z .

Основные блоки МР-томографа

МР томограф состоит из следующих основных блоков: магнита, градиентных, шиммирующих и РЧ катушек, охлаждающей системы, систем приема, передачи и обработки данных, системы экранирования

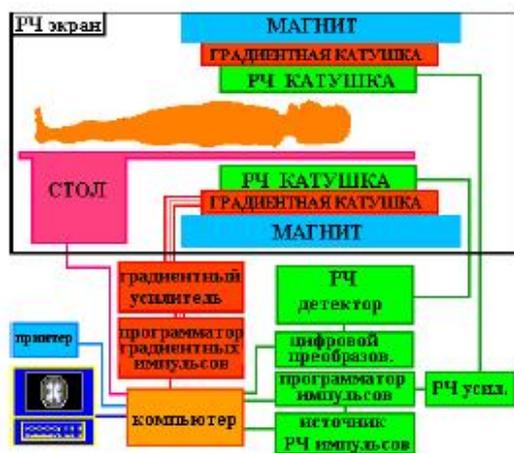


Рис. 25. Схема основных систем МР томографа

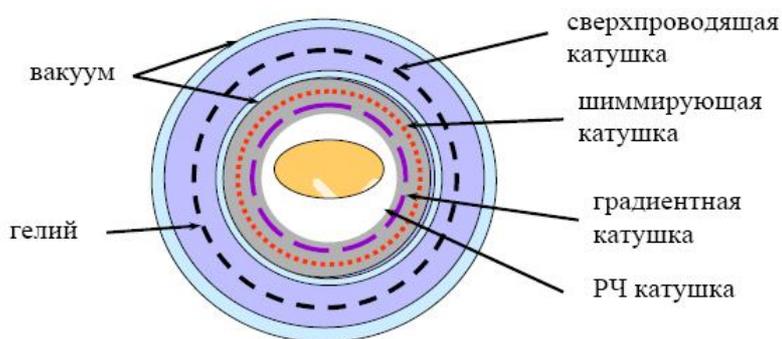


Рис. 26. Схема сверхпроводящего МРТ

Внутри магнита расположены градиентные катушки, предназначенные для создания контролируемых изменений главного магнитного поля B_0 по осям X , Y и Z и пространственной локализации сигнала. Градиентные катушки благодаря своей

конфигурации создают управляемое и однородное линейное изменение поля в определенном направлении, имеют высокую эффективность, низкую индуктивность и сопротивление.

Шиммирующие катушки это катушки с малым током, создающие вспомогательные магнитные поля для компенсации неоднородности главного магнитного поля томографа, вызванной дефектами магнита или присутствием внешних ферромагнитных объектов.

РЧ катушка представляет собой одну или несколько петель проводника, создающих магнитное поле B_1 , необходимое для поворота спинов на 90° или 180° во время импульсной последовательности и регистрирующих сигнал поперечной намагниченности от спинов внутри тела. По характеру выполняемых операций РЧ катушки можно разделить на три основные категории: приемно-передающие, только принимающие и только передающие РЧ сигнал. Приемно-передающие катушки служат излучателями поля B_1 и приемниками РЧ энергии от отображаемого объекта. Только передающая катушка используется для создания поля B_1 ; только принимающая катушка используется в сочетании с предыдущей для обнаружения или

приема МР сигнала от спинов отображаемого объекта. Любая отображающая катушка должна резонировать или эффективно накапливать энергию на частоте Лармора. Резонансная частота РЧ катушки определяется индуктивностью (L) и емкостью (C) индуктивно-емкостной цепи.

По конструкции РЧ-катушки обычно разделяются на две категории: поверхностные и объемные. Объемной катушкой называется РЧ катушка, окружающая исследуемую

часть тела. Такие катушки имеют лучшую РЧ однородность для отображаемого объема, чем поверхностные катушки, и бывают нескольких видов:

- катушка «птичья клетка»;
- циркулярная поляризованная катушка;

- пересеченная катушка;
- парная катушка Гельмгольца;
- сдвоенная седлообразная катушка;
- квадратурная катушка;
- соленоид с одним витком провода.

Поверхностная катушка – вид принимающей катушки, помещаемой непосредственно на области интереса. Они имеют хорошее соотношение сигнал/шум для тканей вблизи катушки и уменьшение сигнала на расстоянии, которое в общем случае описывается соотношением:

$$SNR \sim \frac{1}{\left(1 + \left(\frac{x}{r}\right)^2\right)^{3/2}}$$

где x – расстояние от катушки до отображаемой точки пространства; r – радиус катушки.

При использовании в ходе исследования поверхностных катушек, для излучения РЧ энергии в виде 90°- и 180°-импульсов в томографе используется встроенная объёмная катушка.

Фазочувствительным детектором является устройство, которое отделяет сигналы M_x' и M_y' от сигнала РЧ катушки, преобразуя лабораторную систему координат во вращающуюся. Его основой является преобразователь частоты, имеющий два входа и один выход. Если сигналами на входе являются $\cos(A)$ и $\cos(B)$, то на выходе получаются $\frac{1}{2} \cos(A + B)$

Или $\frac{1}{2} \cos(A - B)$

Фазочувствительный детектор обычно состоит из двух преобразователей частоты, двух фильтров, двух усилителей и 90 градусов преобразователя фазы и имеет два входа и два выхода. На входы подаются частоты ν и ν_0 и

на выходе получают составляющие поперечной намагниченности M_x и M_y . Аналого-цифровой преобразователь преобразует МР-сигнал в цифровой сигнал, который обрабатывается с помощью Фурье-преобразования и отображается в виде изображения на мониторе.

Компьютер, контролирующий все компоненты томографа, можно разделить на центральный блок обработки, состоящий из блока приема и передачи данных, реконструкции изображений и хранения данных и оперативной памяти, и периферийные устройства, к которым можно отнести блок хранения данных и устройства ввода/вывода. Компьютер управляет программатором градиентов, определяющим вид и амплитуду каждого из трех градиентных полей необходимых для получения данных, а также обработкой данных для отображения изображений. Градиентный усилитель увеличивает мощность градиентных импульсов до уровня, достаточного для управления градиентными катушками. Источник РЧ-импульсов (генерирующий синусоиду нужной частоты) и программатор импульсов (придающий им фор-

му sinc импульсов) являются РЧ компонентами, находящимися под контролем компьютера. РЧ усилитель увеличивает мощность импульсов от милливольт до киловольт. Выбор и модификация отображающей последовательности, ввод данных в компьютер осуществляются через консоль управления. Пациент располагается на управляемом компьютером столе пациента,

точность установки позиции которого составляет 1 мм. Комнату сканирования окружает клетка Фарадея - электрически проводящий экран (медная сетка или листы алюминия), уменьшающий влияние внешних радиоволн на работу МР-томографа и предотвращающий выход РЧ волн за пределы процедурной комнаты. Экранирование комнаты может быть полным (с 6 сторон) или частичным, если края поля нужно уменьшить лишь в некоторых областях.

Заключение:

Метод ЯМР-томографии основан на способности ядер некоторых атомов вести себя как магнитные диполи, в т.ч. обладать магнитным моментом. Эти свойства имеют ядра, содержащие нечетное число нуклонов, в частности водород (H), углерод (C), фтор (F) и фосфор (P). Протон находится в постоянном вращении, образуя вокруг себя магнитное поле с определенным магнитным моментом, или спином. При помещении вращающихся протонов в постоянное магнитное поле происходит ориентирование оси их вращения вдоль силовых

линий этого поля, или прецессирование. Если одновременно в виде импульса приложить дополнительное радиочастотное поле, то ось ориентации прецессирующего протона

повернется в зависимости от продолжительности импульса на 90° или 180° . При прекращении радиочастотного импульса протон возвращается в исходное положение (наступает его релаксация), что сопровождается выделением порции энергии. Время релаксации протона строго постоянно. При этом различают два времени релаксации: T-1 после поворота на 180° и

T-2 после поворота на 90° . Как правило, показатель T-1 больше, чем T-2. С помощью спе-

циальных приборов можно зарегистрировать сигналы (резонансное излучение) от

релаксирующих протонов и на их анализе построить представление об исследу-

емом объекте. МР-характеристиками объекта служат три параметра: плотность протонов, время T1 и T2. Плотность протонов зависит от концентрации элемента (как правило, водорода) в исследуемом объекте и характеризуется амплитудой принимаемого сигнала.

T1 и T2 зависят от многих факторов (молекулярной структуры вещества, температуры, вязкости и др.). Магнитно-резонансная томография (МРТ) позволяет неинвазивно получить изображение любых слоев исследуемого биологического объекта. Современные томографы настроены на ядра водорода (протоны), поскольку этого элемента в тканях очень много, а магнитный

момент его протона наибольший, что обуславливает достаточно высокий уровень МР-сигнала. Таким образом, МР-томограмма по сути является картиной пространственного распределения молекул, содержащих атомы водорода.

Система для МРТ Она состоит из томографа и ЭВМ. В свою очередь основу томографа составляет магнит, создающий статическое магнитное поле, катушки дополнительного возбуждения и приемник сигналов. Основной магнит томографа полой, в нем имеется туннель, в котором на автоматически управляемом столе с координатной системой располагается пациент. Для приложения импульса дополнительного радиочастотного поля и возбуждения протонов внутри основного магнита устанавливается дополнительная катушка, являющаяся

одновременно и приемником сигналов релаксации протонов. При воздействии радиочастотных

импульсов на ориентированные в постоянном магнитном поле протоны происходит их возбуждение, сопровождаемое поглощением энергии. После окончания импульса происходит их релаксация, сопровождающаяся выделением энергии в виде МР-сигнала. Этот сигнал принимается специальными устройствами и подается на мощную ЭВМ, где после анализа полученных данных составляется картина пространственного распределения источников его излучения — ядер водорода.

Классификация МР томографов

По типу источника основного магнитного поля, МР томографы разделяют на постоянные, резистивные, сверхпроводящие и гибридные системы.

В томографе с постоянным магнитом поле создается между двумя полюсами магнита, сделанного из ферромагнитных материалов. Такой томограф не требует дополнительной электроэнергии или охлаждения. Вес таких систем накладывает ограничения силу создаваемого поля, которое не превышает 0,35 Тл. Недостатками постоянных томографов являются высокая стоимость

непосредственно самого магнита и поддерживающих структур и наличие проблемы однородности магнитного поля.

В резистивных магнитах поле создается пропусканием сильного электрического тока по проводу, намотанному на железный сердечник, и направлено параллельно продольной оси катушки. Сила поля таких МРТ ограничена примерно 0,6 Тл, т.к. их вес становится слишком большим для сильных полей. Томографы этого вида нуждаются в хорошей системе охла-

ждения и в постоянном электропитании для поддержания однородности магнитного поля.

В гибридных системах для создания магнитного поля используются и проводящие ток катушки и постоянно намагниченный материал.

Построение изображения

МР изображение по сути является рассчитанной картой или изображением РЧ сигналов, испускаемых телом человека. Сигнал представляет собой одновременное получение компонент намагничивания M_x и M_y как функции времени и регистрируется с помощью двух отдельных каналов датчика, дающих информацию о компонентах сигнала (амплитуде, фазе, частоте). В этом фазочувствительном методе комплексный демодулированный сигнал разделен на 2 компонента: действительный и мнимый, смещенный на 90°

относительно первого. Сигналы обоих каналов объединяются в один набор квадратурных действительных и мнимых спектров и затем обрабатываются с помощью преобразования Фурье. Каждая точка матрицы сырых данных (k-пространство) содержит часть информации об изображении и не соответствует точке матрицы изображения. K-пространство эквивалентно пространству, определенному направлениями кодирования фазы и частоты, каждая линия данных которого соответствует оцифрованному МР-сигналу с уникальным уровнем кодирования фазы. Комплексные данные в правой половине k-пространства комплексно сопряжены с данными левой половины k-пространства. При этом внешние ряды матрицы сырых данных дают информацию о границах и контурах изображения или отдельных структур, определяют разрешение мелких деталей.

Траектория k-пространства - дорожка, прослеживаемая в пространственно частотной области при сборе данных, и определяемая приложенными градиентами. K-пространство может заполняться по строкам или по спирали, в зависимости от прикладываемых градиентов и выбранных алгоритмов сбора данных. Интенсивность каждого элемента МР изображения (пиксела) пропорциональна интенсивности сигнала от соответствующего элемента объема

3D пространства (воксела) для данной толщины среза. Размер пиксела может быть меньше фактического пространственного разрешения и определяется размером выбранной области пространства и матрицей $u1080$ изображения. Пикселы часто используются для измерения разрешения (или точности) изображений.

Основные импульсные последовательности

Для МР-томографии разработаны различные импульсные последовательности, которые, в зависимости от цели исследования, определяют вклад того или иного параметра в интенсивность изображения исследуемых структур для получения оптимального контраста между нормальными и измененными тканями. Импульсной последовательностью (ИП) называют выбранный набор определенных РЧ и градиентных импульсов, обычно неоднократно повторяемых во время сканирования, интервал между которыми, их амплитуда и

форма определяют характеристики изображений. Импульсные последовательности это компьютерные программы, контролирующие все параметры аппаратуры в процессе измерений, основными параметрами которых являются:

TR - период повторения последовательности;

TE - время появления эхо-сигнала;

TI - время инверсии (интервал между инвертирующим и 90° импульса-

ми), используется для ряда последовательностей;

ETL - длина эхо-трейна (для ряда последовательностей);

BW - ширина частотной полосы пропускания;

FA - угол отклонения, используется для ряда последовательностей;

NEX - количество возбуждений выбранного слоя.

Все временные интервалы в последовательностях задаются в мс.

Импульсные последовательности можно классифицировать следующим образом:

1. спин-эхо последовательности (спин-эхо, быстрое спин-эхо, быстрое

спин-эхо с быстрым восстановлением), основанные на обнаружении спино-

вого эха;

2. градиент-эхо последовательности (градиент-эхо, градиент-эхо с очи-

щением), основанные на обнаружении градиентного эха;

3. последовательности с выборочным подавлением сигналов.

Спин-эхо последовательность

Спин-эхо (SE, spin echo) последовательность это наиболее часто используемая ИП. Первым подается 90° РЧ импульс, поворачивающий намагниченность в плоскость XY. Протоны начинают синхронно вращаться, но из-за неоднородности поля синхронность будет теряться и поперечная составляющая сместится по фазе. Через некоторое время прикладывается 180° импульс, поворачивающий намагниченность вокруг оси X; протоны окажутся в фазе, создав значительную поперечную намагниченность для получения сигнала спин-эхо.

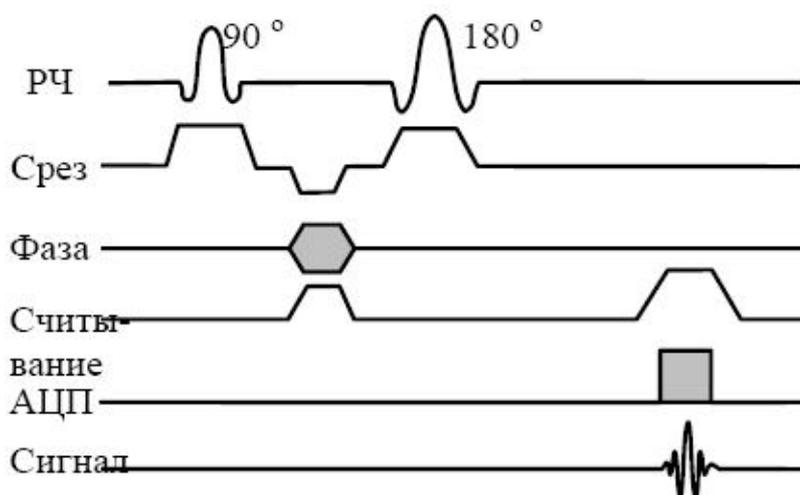


Рис. 27. Схема спин-эхо (SE) последовательности

После получения пика эхо-сигнала происходит потеря синхронности прецессии (сдвиг по фазе) и сигнал снова уменьшается. Если в этот момент снова приложить 180° импульс, то через время T_E появится новый эхо сигнал. Такая SE последовательность называется мультиэхо, а ряд 180° рефокусирующих импульсов называют эхо-трейном.

Изображения, полученные с помощью ИП спин эхо, как правило, менее чувствительны к неоднородностям магнитного поля и парамагнетикам, что обусловлено рефазированием протонов РЧ импульсами. Они характеризуются меньшими геометрическими искажениями, и, соответственно, более резкими контурами. Единственным недостатком SE ИП является большое время сканирования, по сравнению с FSE (при равных значениях TR).

Последовательность быстрое спин-эхо

Последовательность быстрое спин-эхо (Fast Spin Echo, FSE) позволяет получать данные в двухмерном и трехмерном режимах и состоит из начального 90° возбуждающего РЧ импульса, за которым следует серия из несколько 180° рефокусирующих РЧ импульсов в течение периода TR, создающая ряд эхо-сигналов (рис. 28). Таким образом, если в ИП спин эхо в

течение одного периода TR 180° импульс создает один эхосигнал и заполняется только одна строка k-пространства, то в ИП быстрое спин эхо за один период TR подается несколько 180° импульсов и заполняется несколько строк k-пространства. Количество рефокусирующих импульсов задается изменением длины эхо-трейна (Echo Train Length, ETL)

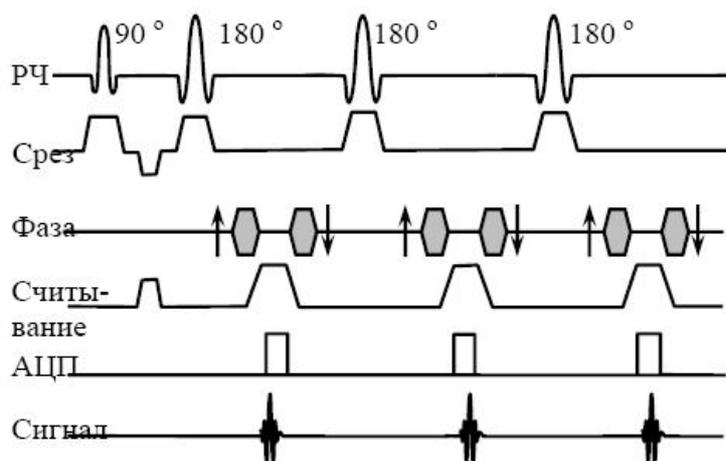


Рис. 28. Схема последовательности быстрое спин-эхо (FSE) с ETL=3

Преимущество этого метода состоит в значительном уменьшении продолжительности сканирования (для ETL=4 время сокращается в 4 раза). Благодаря использованию 180° РЧ импульсов изображения, полученные с помощью ИП быстрое спин эхо, менее чувствительны к неоднородностям магнитного поля и парамагнетикам. На практике последовательность FSE

применяется для исследований с высоким разрешением и различным сочетанием числа шагов частотного и фазового кодирования.

Последовательность инверсия-восстановление

Последовательность инверсия-восстановление (Inversion Recovery, IR) представляет собой разновидность ИП спин-эхо, в которой первым подается инвертирующий 180° РЧ импульс (рис. 29), поворачивающий суммарную намагниченность против внешнего поля. После его отключения поперечная намагниченность отсутствует, а продольная испытывает спин-решеточную релаксацию и возвращается от значения $-M_z$ в равновесное состояние

вдоль поля. Если через некоторое время T_I (время инверсии) подать 90° импульс, то он создаст поперечную намагниченность в плоскости

XY . Протоны начинают терять синхронность прецессии (сдвиг по фазе) и подаваемый затем 180° импульс создает эхо-сигнал. Временной промежуток между 90° возбуждающим импульсом и серединой считывающего импульса называют временем TE , по аналогии с ИП спин эхо.

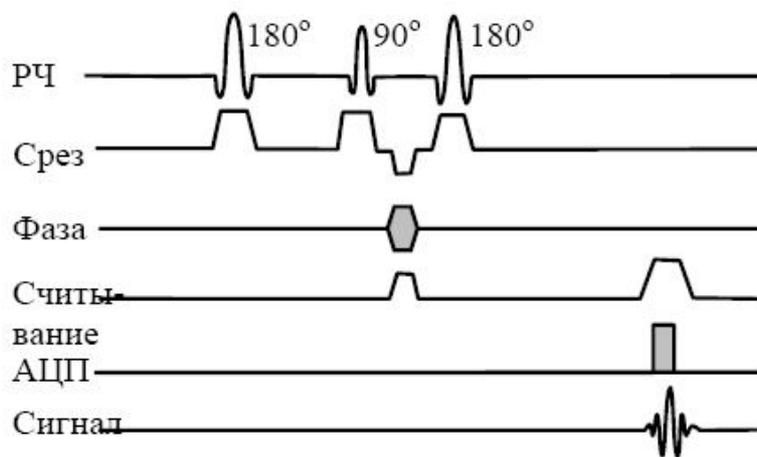


Рис. 29. Схема последовательности инверсия-восстановление

Преимущество ИП инверсия-восстановление – сильный контраст между тканями, имеющими разное время T_1 релаксации на который влияют параметры T_1 , TR и TE .

Последовательность градиентное эхо

В последовательности градиентное эхо (Gradient Echo, GRE) для формирования эхосигнала используется пара биполярных градиентных импульсов, вызывающих перефазирование протонов и последующее формирование эхосигналов (рис. 30). Первым подается возбуждающий РЧ импульс наклоняет намагниченность на угол α (обычно от 0° до 90°), также называемый α импульсом. Амплитуда формируемой поперечной намагниченности

$M_{xy} = M_0 \sin \alpha$. Прикладываемый отрицательный градиент считывания вызывает расфазирование прецессирующих спинов. Подаваемый через время $TE/2$ положительный градиент считывания синхронизирует протоны и формирует поперечную намагниченность, создавая сигнал градиентного эха. В этой последовательности время

TE представляет собой интервал между градиентным перефазирующим импульсом и эхосигналом, а время TR –

интервал между последовательными возбуждающими импульсами.

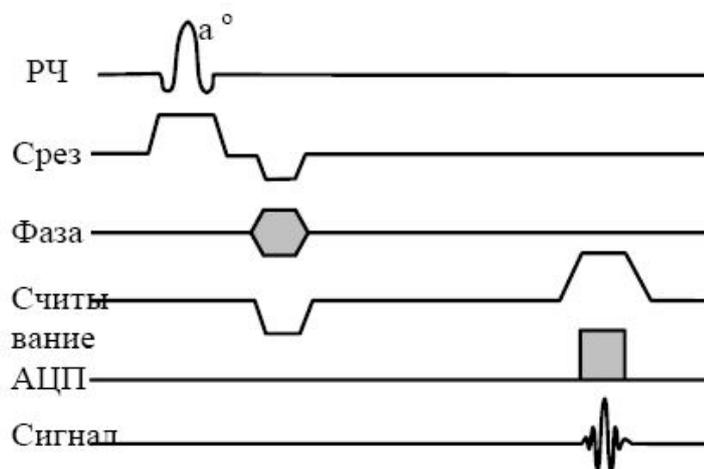


Рис. 30. Схема последовательности градиентное эхо

При малом угле α (flip angle, FA) уменьшается значение поперечной намагниченности, а продольная увеличивается, быстрее возвращаясь в состояние равновесия. Угол α может медленно расти во время сбора данных. ИП градиентное эхо позволяет получать изображения в течение более короткого времени, чем ИП SE и FSE. Основным недостатком ИП является

более высокая чувствительность к неоднородностям магнитного поля и парамагнетикам, что связано с использованием градиентного перефазирующего импульса, не устраняющего в полной мере воздействие T2-релаксации, поэтому межсрезовый интервал должен быть минимален.

Быстрое градиентное эхо

Последовательность быстрое градиентное эхо (Fast Gradient Echo, fastGRE) это вид ИП GRE, где TR и TE столь малы, что ткани дают низкий сигнал и низкий контраст, а получение изображения занимает менее 1 с. Она состоит из блока подготовки 180° инвертирующим импульсом и периода сбора данных, повторяющегося в зависимости от заданных параметров.

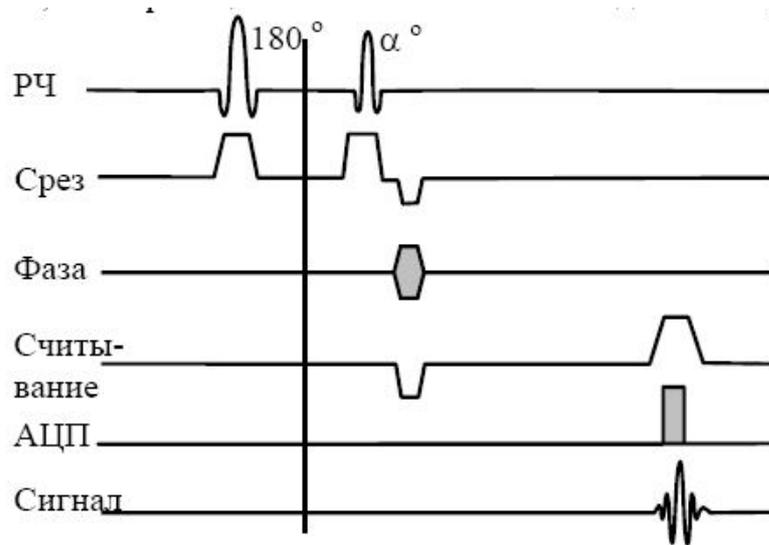


Рис. 31. Схема последовательности сверхбыстрое градиентное эхо

Последовательность аналогична ИП градиентное эхо, за исключением того, что за один период TR подается несколько дополнительных частичных РЧ импульсов (α) для возбуждения протонов, которые затем перефазировываются с помощью градиентных импульсов. Использование частичных РЧ сигналов сокращает длительность возбуждающих импульсов и время считывания,

что уменьшает общее время сканирования.

Эхо-планарное отображение

Эхо-планарное отображение (Echo Planar Imaging, EPI) это быстрая последовательность для отображения в режиме кино. Метод отображения градиентного или спинового эха, получающего полный набор двумерных данных в декартовом k-пространстве после единичного возбуждения. В обычных ИП регистрируется одна линия k-пространства для каждого

шага кодирования фазы. Поскольку один шаг кодирования фазы занимает время TR, общее время, требуемое для построения изображения, определяется произведением TR и числа шагов кодирования фазы. EPI измеряет все линии k-пространства за один TR период (рис. 32).

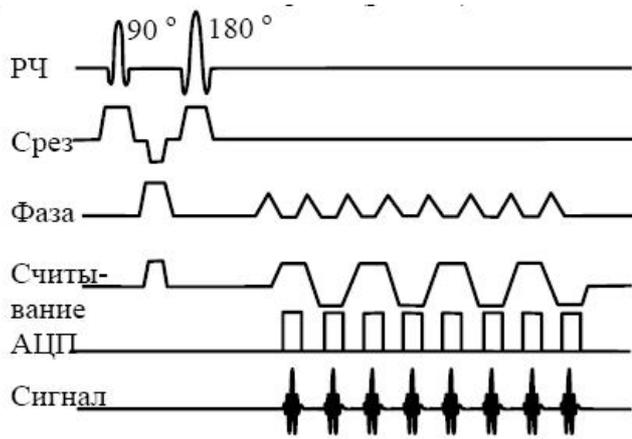


Рис. 32. Схема эхо-планарного отображения

У быстрого отображения есть недостатки. Во-первых, EPI накладывает требования на аппаратуру, в частности на силу градиентов, время переключения градиентов и полосу пропускания приемника. Во-вторых, EPI крайне чувствительна к артефактам и искажениям, поэтому для минимизации химического сдвига вода/жир (WFS) в направлении фазы используют подавление жира и широкую полосу пропускания частот.

Получение изображения (Пример):

Методика визуализации:

Математическое соотношение между реальным пространством и \mathbf{k} -пространством, впервые полученное в 1750 г. французским математиком Жозефом Фурье, называется преобразованием Фурье (ПФ). В общем виде оно записывается как

$$S(\mathbf{k}) = \int d\mathbf{r} \rho(\mathbf{r}) \exp(i\mathbf{k}\mathbf{r}), \quad (1)$$

где

$$\mathbf{k} = \int_0^t \gamma \frac{\partial \mathbf{G}(t')}{\partial t'} dt' \quad (2)$$

и где \mathbf{k} и \mathbf{r} могут быть одно-, двух- или трехмерными. Плотность $\rho(\mathbf{r})$ характеризует изображение в реальном пространстве, а $S(\mathbf{k})$ — в \mathbf{k} -пространстве. В нашем случае $\mathbf{G}(t)$ — это внешнее градиентное магнитное поле, зависящее от времени, γ — гиромагнитное отношение, постоянное для данного ядерного спина, t — время.

Преобразование Фурье (1) допускает обратное преобразование \mathbf{k} -пространства в реальное \mathbf{r} -пространство. Примером может служить прямое и обратное преобразование Фурье, показанное на рис. 3.

Двумерное изображение k -пространства складывается из множества одномерных сигналов спада свободной индукции (ССИ), соответствующим образом организованных для получения изображения, которое по сути дела является дифракционной картиной исследуемого объекта. Обратное преобразование Фурье изображения в k -пространстве дает изображение в r -пространстве, в данном случае поперечный срез через средостение, на котором видны сердце и легочные поля.

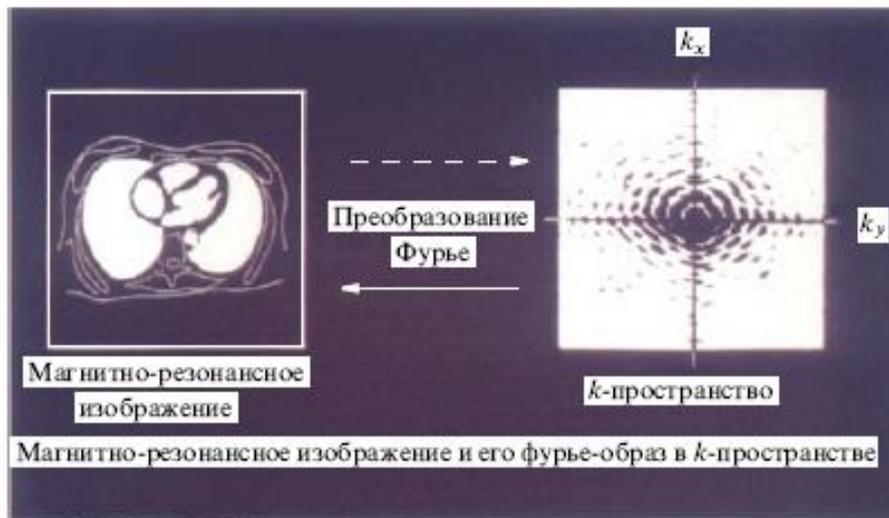


Рис. 3. Схема среза через средостение, на которой видны сердце и легочные поля. Показано также преобразование Фурье (ПФ) этого изображения в реальном пространстве в k -пространство. (Воспроизводится с разрешения из работы Stehling M К, Turner R, Mansfield P *Science* 253 43 (1991).)

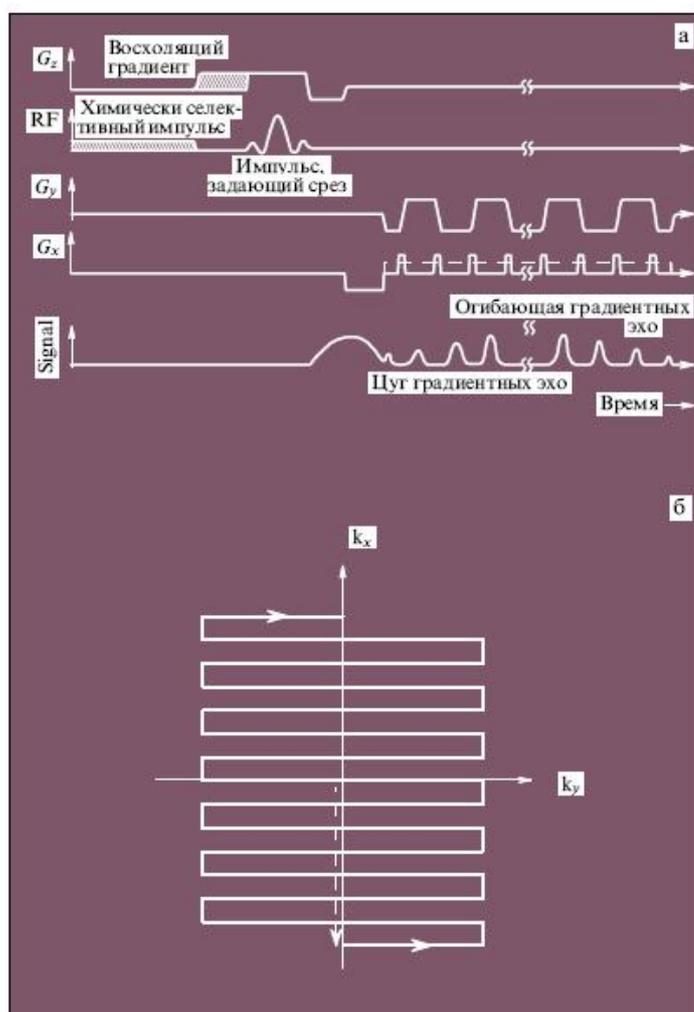


Рис. 4. Схема импульсной последовательности MBEST (вверху) и траектория в k -пространстве (внизу). (Воспроизводится с разрешения из работы Stehling M K et al. *Br. J. Radiol.* 63 430 (1990).)

Для того чтобы получить отображение в k -пространстве в одном эксперименте, используют специальную последовательность импульсов (рис. 4). В общих чертах, она начинается с фазы подготовки спинов, за которой следует импульс, задающий поперечный срез. В результате индуцируется активный магнитный сигнал, или ССИ, который затухает в присутствии пространственных кодирующих градиентов G_x и G_y . В случае ЭПТ G_y выбирается в виде сигнала квадратной или трапециевидной формы, а G_x имеет вид длинного импульса малой амплитуды либо цуга кратких всплесков. Площади под длинным слабым импульсом и последовательностью всплесков должны быть одинаковыми. Под воздействием этих градиентов происходит расфазировка и перефазировка ССИ, следующего за выбором среза, в серию спиновых эхо. Амплитуда этих спиновых эхо сначала невелика, но затем возрастает до максимума и снова спадает при условии, что начальный дефазировочный импульс градиента непосредственно предшествует сигналу G_x в виде цуга кратких всплесков или слабого импульса.

На рисунке 4 показана также траектория в k -пространстве. Она начинается при $k_x = k_y = 0$. Упомянутый выше предимпульс смещает траекторию от 0 к $-k_{x\max}$, где она начинает двигаться вправо от $k_y = 0$ к $k_{y\max}$. В этой точке траектория смещается кверху первым же

положительным всплеском. Затем поперечное сканирование продолжается справа налево, полностью покрывая весь диапазон k_y от $k_{y\max}$ до $-k_{y\max}$. Таким образом сканируется целиком вся плоскость в k -пространстве. Все это время производится систематическая регистрация сигнала, что является первым этапом на пути получения изображения в k -пространстве, представленного на рис. 3. Остается только применить редактирующую подпрограмму, которая изменяет порядок всех величин в чередующихся линиях изображения в k -пространстве на противоположный. На этом этапе имеются два возможных варианта построения изображения в r -пространстве. Первый состоит в двумерном ПФ изображения в k -пространстве, что дает изображение в r -пространстве. При этом, однако, обычно требуется дополнительное машинное время на обработку данных сверх необходимого для двумерного ПФ. Альтернативный способ состоит в том, чтобы взять первую и последнюю точки переупорядоченной сканограммы в k -пространстве и, образно говоря, вытянуть ее как нитку бус в одномерный массив. В этом случае выполняется одномерное ПФ всего массива данных, и объем дополнительных вычислений уменьшается.

Показатели качества изображения

Важнейший критерий качества любого изображения - отношение сигнал/шум (SNR), которое используется для описания вклада в регистрируемый сигнал истинного и случайных сигналов ("шум фона"). SNR зависит от целого ряда параметров:

$$SNR = I \cdot V \cdot \frac{\sqrt{NEX}}{\sqrt{BW}} \cdot f_{RF} \cdot f_{B0} \cdot f_{gap} \cdot f_{rec}$$

где I - интенсивность сигнала, зависящая от типа ИП; V - объем воксела; NEX - число усреднений; BW - ширина полосы пропускания; f_{RF} - коэффициент, зависящий от типа РЧ катушки; f_{B0} - коэффициент, зависящий от силы основного поля; f_{gap} - коэффициент, зависящий от межсрезовых эффектов; f_{rec} - алгоритм реконструкции.

В МРТ фантомом является стандартный искусственный объект, изображение которого получают для проверки качества работы и настройки параметров МР-томографа. Чаще всего фантомы сделаны из стекла или пластика и заполнены веществами, имеющими МР

сигнал. Такими веществами являются водные парамагнитные растворы, чистые желатиновые гели, агар, гели с органическими или парамагнитными добавками и др. МР фантомы проектируются для исследования широкого диапазона инструментальных параметров, и позволяют определять геометрические искажения изображений, пространственное разрешение, расстояние между срезами, толщину среза и его смещение, обусловленное физическими и

электронными свойствами. Также фантомы позволяют обнаруживать низкую контрастность, оценивать однородность изображения и определять отношение сигнал/шум. Каждый конкретный фантом может быть предназначен как для тестирования одной или нескольких вышеперечисленных функций, что становится возможным при комбинировании соответствующих элементов фантома. Существует два основных вида фантомов: для контроля однородности и для контроля разрешения. Фантомы первой группы используются для контроля пространственной однородности магнитного поля и РЧ полей и представляют собой пластиковую форму, полностью заполненную парамагнитным раствором. Для минимизации времени сбора данных вещество, заполняющее такой фантом и дающее опорный сигнал, должно иметь относительно короткое время T_1 . При этом в используемой импульсной последовательности параметр TR выбирается примерно равным $5T_1$. Как правило, каждая из приемопередающих РЧ катушек имеет свой фантом для контроля однородности. В идеальном случае, для большинства катушек поле должно быть пространственно однородно при одинаковой чувствительности по всему отображаемому объекту. Любая неоднородность получаемого изображения может быть вызвана неоднородностью основного или РЧ поля, нелинейностью градиентных полей или вихревыми токами и проявляется на изображениях в виде затемнения в соответствующей области. Алгоритм оценки однородности U сигнала выглядит следующим образом. В центре изображения определяют отношение сигнал/шум. Затем, изменяя уровень контрастности и яркости изображения, определяют самый

яркий и самый темный участки в пределах области исследования, для которых также записывают отношение сигнал/шум (S_{max} и S_{min} соответственно). Однородность рассчитывается по формуле:

$$U = \left[1 - \frac{S_{\max} - S_{\min}}{S_{\max} + S_{\min}} \right] \cdot 100\%;$$

Определение отношения сигнал/шум I производится по T2 - взвешенному изображению фантома. Для этого определяют среднее значение сигнала от раствора в центре области исследования S_p , затем регистрируют среднее значения сигнала фона вне изображения фантома S_ϕ . Стандартное отклонение этого значения отражает шум, свойственный системе:

$$I = \frac{\bar{S}_p - \bar{S}_\phi}{\bar{S}_\phi}.$$

Фантомы второй группы используются для тестирования целого ряда характеристик пространственного разрешения томографа, включая плоскостную разрешающую способность, толщину срезов, линейность и отношение сигнал/шум в зависимости от положения исследуемой области. Такие фантомы обычно делаются из пластмассы, участки внутри фантома удаляются для формирования тестового рисунка, а фантом заполняется водным

раствором. МР-томографом регистрируется сигнал от воды в тех областях фантома, где удален пластик. Кроме того, некоторые фантомы имеют стандартные элементы с известными значениями T1, T2 и протонной плотности, что позволяет использовать их для проверки соотношений контраст-шум. Часто бывает необходимо настраивать времена спин-решеточной T1 и спин-спиновой T2 релаксации так, чтобы можно было получать изображения за

подходящие периоды времени (например, короткое время повторения TR). Для настройки времени релаксации протонов в воде обычно используются водные растворы таких парамагнитных веществ как никель, марганец, натрий, кислород.

На рис. 33 представлен фантом для тестирования разрешающей способности, созданный фирмой General Electric. Он состоит из целого ряда элементов, предназначенных для контроля соответствующих характеристик. Ряды одинаковых по размеру квадратов в центре фантома используются для контроля пространственной линейности и геометрических искажений. Для обнаружения геометрических искажений часто достаточно

визуального осмотра, при котором заметна деформация или растяжение такой сетки. Наличие геометрических искажений вызывается неоднородностью магнитного поля, магнитной восприимчивостью или нелинейностью градиентов. Функция вычисления расстояний на T1 - изображении такого фантома позволяет проверить точность измерения внутреннего диаметра поперек, по вертикали и по каждой диагонали фантома в соответствии с выражением:

$$D_{\text{геом}} = \frac{D_{\text{д}} - D_{\text{изм}}}{D_{\text{д}}} \cdot 100\%;$$

где $D_{\text{геом}}$ - геометрическое искажение, измеренное в процентах; $D_{\text{д}}$ - действительное значение диаметра; $D_{\text{изм}}$ - измеренное значение диаметра.

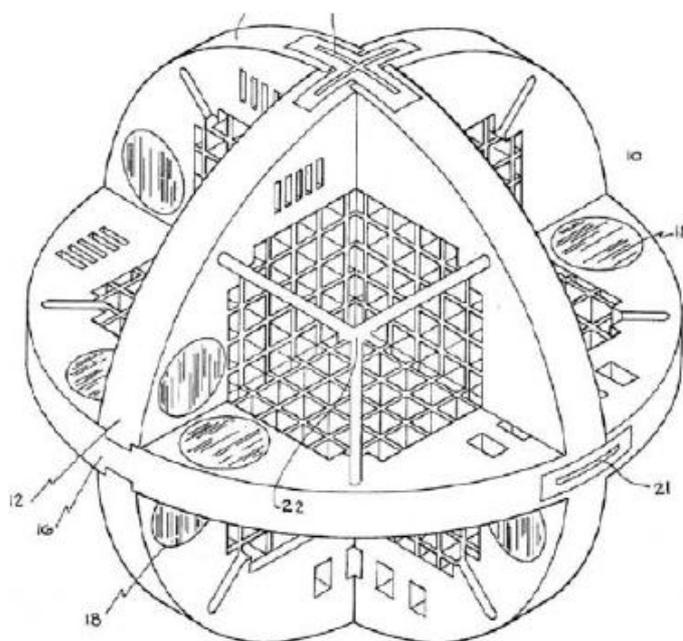


Рис. 33. Фантом для контроля характеристик МР-томографа

Угол между сторонами ячеек сетки должен быть 90° . Эти же расстояния можно измерить непосредственно на плёнке в случае необходимости обнаружения искажений, возникающих в матричной или лазерной камере.

Для тестирования пространственного разрешения, зависящего от величины градиентов и алгоритма реконструкции, в фантомах используется секция, состоящая из ряда отверстий различного диаметра (например, от 0,5 до 2 мм). Отверстия могут быть как квадратной, так и круглой формы, и располагаться в двух ортогональных направлениях, что позволяет обеспечить одновременную оценку разрешения в направлениях фазового и частотного кодирования. Этот тест должен проводиться без применения каких-либо фильтров формирования данных. Обнаружение низкой контрастности производится с помощью элементов цилиндрической формы, заполненных растворами с различными значениями параметров T1 и T2. Такие элементы будут давать на изображении сигналы различной интенсивности, что, в свою очередь, позволит визуально оценить способность сканера различать низко контрастные объекты на изображениях. Важным параметром в МР-томографии является толщина среза, зависящая от однородности полей, величины и линейности градиентов и используемой импульсной последовательности. Для контроля толщины среза используется два метода. Первый метод заключается в использовании в одной из секций фантома клиновидного выреза в пластике, оптимальное соотношение длин боковых граней которого примерно 1:10. На изображении сигнал будет в том месте, где пластик удален, а ширина клиновидного выреза будет увеличиваться по мере увеличения толщины среза (рис. 34). Второй метод состоит в измерении профиля среза путём непосредственного использования срезоселективных и частотных градиентов. Плоскостная разрешающая способность чаще всего определяется с помощью группы тонких областей, поглощающих сигнал.



Рис. 34. МР-изображение фантома, производства General Electric

На рис. 34 представлено МР-изображение фантома производства General Electric, предназначенного для контроля ряда характеристик томографа. В центре изображения расположен клиновидный элемент для контроля толщины среза. Группа параллельных линий в левом верхнем углу предназначена для контроля плоскостной разрешающей способности. Цилиндрическая форма, известный внутренний диаметр и расстояния между элементами позволяют контролировать наличие геометрических искажений.

Артефакты МР-изображений

Сразу после появления МР-томографии как ее приветствовали за отсутствие артефактов, свойственных компьютерной томографии. Однако вскоре стало понятно, что сложная природа магнитного резонанса приводит к возникновению целого ряда новых артефактов. Артефактом изображения является любая черта, присутствующая на изображении и отсутствующая в отображаемом объекте. Иногда артефакты возникают в результате неверных действий сканера, иногда являются следствием естественных процессов или свойств человеческого тела. В МРТ артефакты могут иметь форму вариаций интенсивности сигналов или их ошибочного позиционирования. В ряде случаев артефакты имитируют патологию для исключения которой приходится заново проводить обследование или применять другие методы диагностики. Обычно в зависимости от источника возникновения артефакты в МРТ

подразделяют на:

- физиологические;
- вызванные физическими явлениями (химический сдвиг, восприимчивость, металл).
- вызванные неисправностью оборудования;
- неправильные действия оператора.

Обычно зная причины возникновения артефактов, их можно легко распознать и устранить. Рассмотрим наиболее часто встречающиеся артефакты МР-изображений.

Физиологические артефакты

Физиологические артефакты вызваны естественными процессами, происходящими в теле пациента. На томограмме они проявляются в виде пятен и изображений-призраков вдоль оси кодирования фазы, независимо от направления движения. Чаще они вызваны движением жидкостей, дыханием, пульсацией сердца (рис. 35). Уменьшить артефакты можно используя кардиологическую и респираторную синхронизацию.

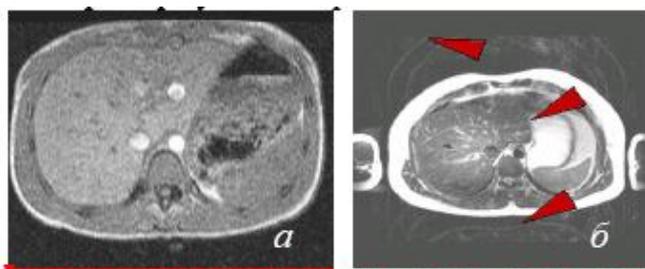


Рис. 35. Артефакт от пульсации аорты (а) и дыхания (б)

Артефакт от пульсации спинномозговой жидкости проявляется в виде появления на изображении темных полос. Для устранения этого артефакта используют компенсацию потока, заключающуюся в подаче дополнительного градиента для устранения разницы фаз стационарных и движущихся спинов за интервал TE. Если артефакты остаются, дополнительно используют кардио-триггер. Часто на изображении возникают артефакты, вызванные движением пациента, которые проявляются в виде пятен и ложных изображений в направлении фазового кодирования вне зависимости от направления движения. Их интенсивность зависит от того, в какой момент заполнения k-пространства возникло движение. Когда движение возникает в последние секунды сканирования при заполнение внешних краев k-пространства, то артефакт не сильно затрагивает изображение. Избежать появления этих артефактов можно используя быстрые методы сканирования.

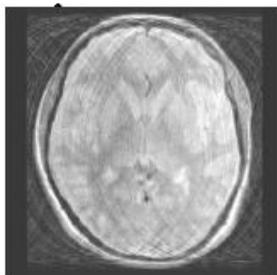


Рис. 37. Артефакт, вызванный движением пациента

Артефакты, вызванные физическими явлениями

Артефакт черной границы (Black Boundary Artifact) проявляется в виде черной линии на границе раздела двух сред (вода/жир, мышца/жир). Чаще возникновение артефакта это результат неверного выбора TE , когда спины воды и жира находятся в противофазе, компенсируя друг друга (рис. 38).

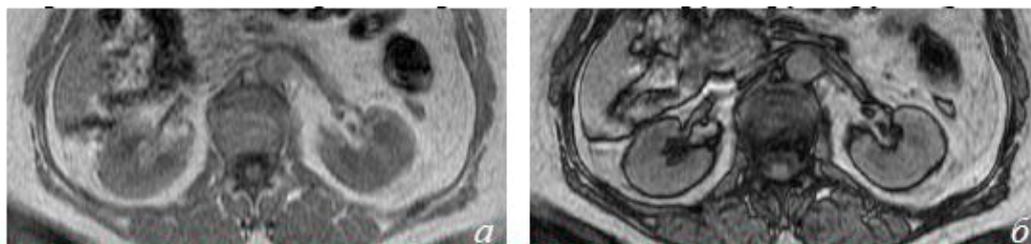


Рис. 38. Один срез GRE ИП в фазе (а) и противофазе (б)

Артефакты химического сдвига (Chemical Shift Artifact) вызваны разностью химических сдвигов между тканями. МР томографы используют частоту сигнала для отображения пространственного положения. При кодировании частоты сигнала, протоны жира прецессируют медленнее протонов воды. Сигнал протонов жира неправильно кодируется, в результате вода и жир одного вокселя отображаются в разных вокселях и сдвинуты по оси

частот относительно истинного положения. Эта неверная регистрация сдвига даст выделение границ вода/жир по оси частот. Протоны молекул воды и жира разделены химическим сдвигом около 3,5 ppm. Истинный сдвиг частот в герцах зависит от силы магнитного поля. Артефакт сильнее в сильных полях и слабее при больших градиентных силах. Для 0,3 Тл (на 12,8 МГц)

сдвиг будет 44,8 Гц по сравнению со сдвигом 223,6 Гц для 1,5 Тл МРТ (на 63,9 МГц).

Для уменьшения артефакта можно увеличить полосу пропускания, увеличить матрицу, TE в фазе или SE методы. Если по оси считывания имеется неверная регистрация, можно повторить сканирование с осью, параллельной взаимодействию жир/вода. Наилучший способ устранить артефакт – использовать методы подавления жира. зображение на рис. 39а получено с максимальным сдвигом вода/жир; ртефакт на нём проявляется в виде темной/яркой

границы на стыке кости, ира и мышц. Затем тот же самый срез получен с минимальным сдвигом ода/жир (рис. 39б). На рис. 39в артефакт виден справа и слева от почки в аправлении частоты, а на рис. 39г - спереди от кости в виде яркой линии.

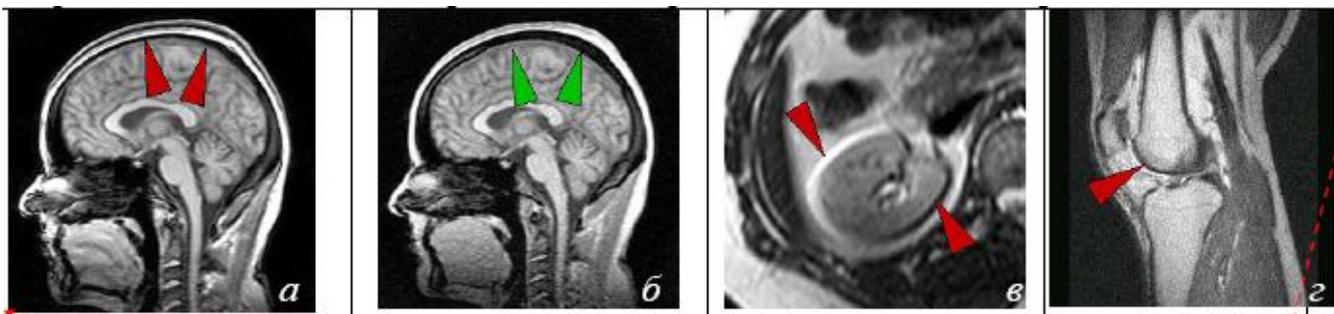


Рис. 39. Артефакт химического сдвига

Артефакты магнитной восприимчивости проявляются в виде ярких пятен или пространственных искажений и возникают от микроскопических градиентов или изменений силы поля вблизи поверхностей веществ с разной магнитной восприимчивостью. Они могут быть вызваны медицинскими расстройствами вблизи или внутри отображаемой области. Сильные артефакты обычно видны вокруг ферромагнитных объектов внутри диамагнитных материалов (например, металл в теле человека). Эти градиенты вызывают двиг фаз спинов и частот окружающих тканей, что в конечном итоге приводит к появлению вокруг тканей ярких и темных областей с пространственными искажениями (рис. 40). Артефакты сильнее при сканировании с длинным TE и при использовании GRE ИП.

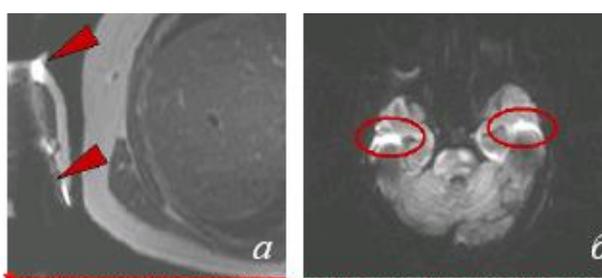


Рис. 40. Артефакт восприимчивости (а) от металла, (б) на границе тканей

Артефакт неоднородности поля (Field Inhomogeneity) проявляется при нарушении однородности поля из-за магнитных материалов (внутри или снаружи пациента), технических проблемах, сканировании по краю поля. Когда изображения получают двигаясь от центра к краю катушки, однородность поля в отображаемом

объеме меняется с увеличением расстояния от центра. Та же проблема возникает при сканировании на расстоянии от изоцентра. Есть разные виды некачественных изображений: шумные, искаженные или с частичным подавлением сигнала жира. Например, в IR ИП время T1 релаксации тканей изменяется внутри отображаемого объема и выбранное T1 в центре отображаемого объема соответствует подавлению жира, а на краю катушки оно же соответствует подавлению воды.

Ферромагнитные металлы также приводят к появлению артефактов, т.к. вызывают неоднородность магнитного поля, которая дает местную потерю сигнала, часто сопровождаемую областью с высокой интенсивностью сигнала и искажением изображения (рис. 41). Они создают собственное магнитное поле и сильно меняют частоту прецессии протонов смежных тканей. На смежные ткани влияет индуцированное металлом и исходное поля; поэтому прецессия отсутствует или имеет отличную частоту, не дающую полезного сигнала.

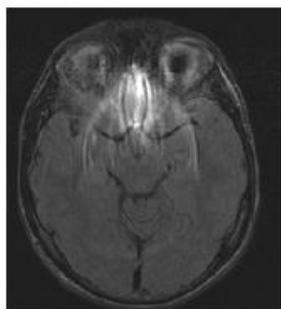


Рис. 41. Артефакт от металла

Проявления артефактов от металла зависят от его типа и формы: при отображении сплав титана менее ферромагнитен, чем кобальт и сталь, и дает меньший артефакт восприимчивости и меньшее ухудшение изображения.

Снизить артефакт можно используя SE последовательности, которые менее чувствительны к неоднородностям магнитного поля, или используя методы коррекции. Муар появляется на изображениях из-за не идеальной однородности главного магнитного поля в сечении тела, приводящей к наложению сигналов с разными фазами (разное время TE), переменного складываемых и вычитаемых (рис. 42). Артефакт проявляется в виде полос на изображении, расстояние между которыми обратно пропорционально разнице TE. Этот артефакт чувствителен к шиммированию или градиентам

восприимчивости, поэтому для его устранения можно использовать SE последовательности или поверхностные катушки.

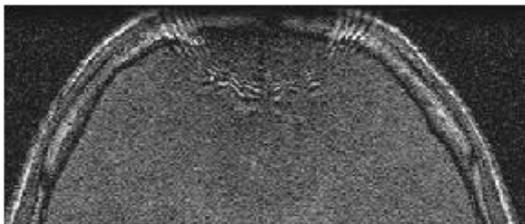


Рис. 42. Мван

Артефакты, вызванные неисправностью оборудования

Вихревые токи вызывают сильные искажения изображения (рис. 41) и могут серьезно ухудшить работу магнита. Общий путь снижения влияния вихревых токов на градиентные поля это компенсация вихревых токов и экранирование градиентных катушек (активное или пассивное).

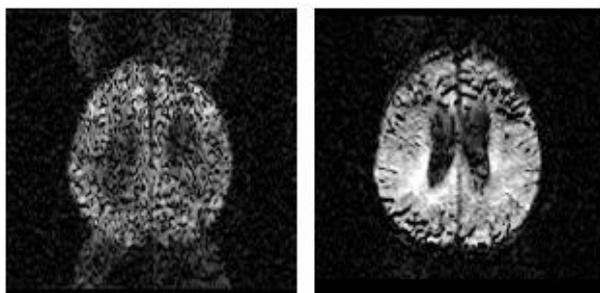


Рис. 43. Артефакт, вызванный наличием вихревых токов

Аудиочастотные артефакты (Audio Frequency Artifact) возникают по двум причинам:

1. модуляция МР-сигнала в аудио диапазоне - на изображении появляются призраки, слабые копии изображения, распространяющиеся в направлении фазы, число и интенсивность которых зависит от отношения между периодом аудио модуляции и временем TR.
2. компоненты аудио сигнала на входе АЦП - проявляется в виде линий или пятен в направлении кодирования частоты, что вызвано отсутствием корреляции между аудио периодом и TR. В обоих случаях артефакт снижают использованием АС-синхронизации (линейный триггер).

Артефакты, вызванные неполадками градиентной системы, иногда похожи на описанные для неоднородности B0. Градиент,

непостоянный по направлению, исказит изображение. Обычно возникает при повреждении градиентной катушки или из-за неверных токов, протекающих по градиентным катушкам (рис. 44) и проявляется в виде появления ложных изображений, полос и шума.

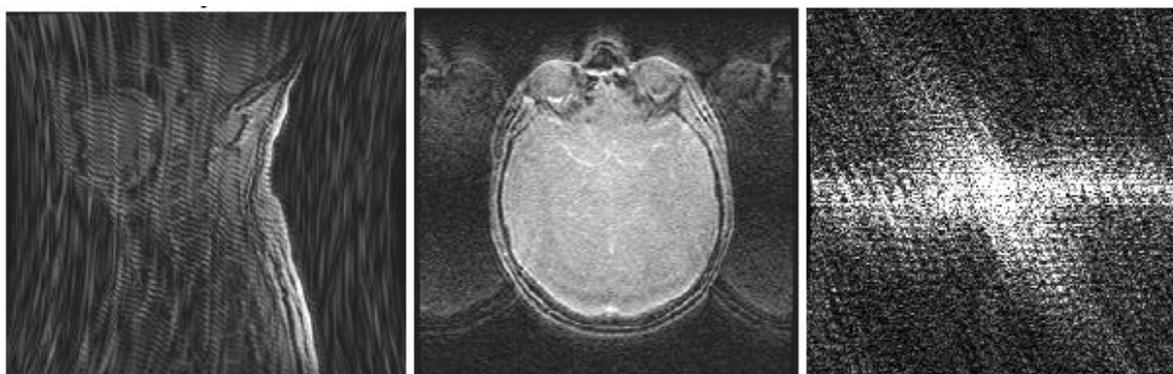


Рис. 44. Неполадки градиентной системы

Появление на изображении статического РЧ шума может быть вызвано наличием медицинских устройств в процедурной и являться результатом сильного электромагнитного выброса из устройства (рис. 45). Интерференция ослабляется и совмещается в направлении частотного кодирования.

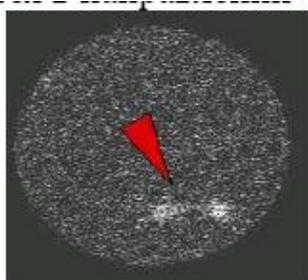


Рис. 45. Артефакт, вызванный РЧ шумом

При наличии проблем в схеме регистрации РЧ сигнала и неверными действиями над двумя каналами квадратурного детектора на изображении появляется РЧ-квадратурный артефакт. Например, если один усилитель имеет смещение DC на выходе, преобразование Фурье данных даст яркое пятно в центре изображения. Если один канал детектора имеет больший коэффициент усиления, чем другой, то диагонально на изображении появятся призраки объекта. Артефакты подвыборки (Sample Imperfection) появляются в виде сдвигов сигнала в направлении кодирования фазы и вызваны искажением траектории k-пространства (дефект шиммирования) или узкой полосой пропускания в направлении кодирования фазы. При сканировании с узкой полосой пропускания даже малое смещение

частоты может дать значительные сдвиги сигнала в фазокодирующем направлении. При существенном различии амплитуды и фазы сигнала, сегментация может вызвать появление изображений-«призраков». Уменьшить артефакт может выбор иных схем сбора данных и/или последующая коррекция.



Рис. 46. Проявление артефакта подвыборки

Неправильные действия оператора

Возникает в случае, если выбранная оператором область сканирования (FOV) меньше, чем отображаемая часть тела возникает артефакт наложения (aliasing). Тогда часть тела, лежащая вне FOV проецируется на противоположную сторону изображения в направлении фазового кодирования. Это вызвано тем, что градиенты кодирования фазы масштабируются только для

области сканирования, поэтому ткани вне FOV не кодируются по фазе в соответствии с их положением и дублируют фазы внутри FOV, появляясь с противоположной стороны изображения. Для устранения артефакта требуется увеличить область сканирования, использовать импульсы преднасыщения для нежелательной ткани, увеличить число шагов кодирования фазы.

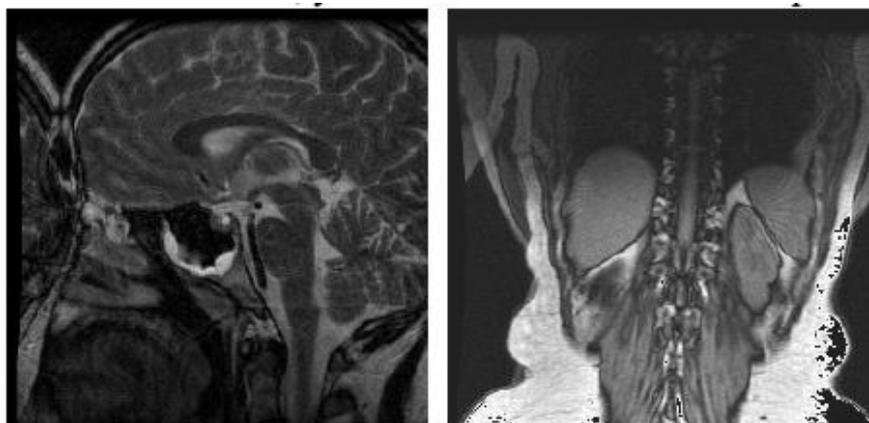


Рис. 47. Артефакт наложения

Звона Гиббса проявляется в виде серий ярких или темных линий параллельных и прилегающих к границам резкого изменения сигнала. Появление артефакта вызвано низкой выборкой на высоких частотах, связанной с конечным числом шагов кодирования, используемым преобразованием Фурье для реконструкции изображения. Это приводит к неполной оцифровке эхо-сигнала. При прямоугольной матрице изображения артефакт более заметен в направлении с меньшим числом шагов кодирования (например, при матрице изображения 512×256 , артефакт распространяется в направлении фазы). Увеличение числа шагов фазового кодирования позволяет уменьшить интенсивность и сузить артефакты.

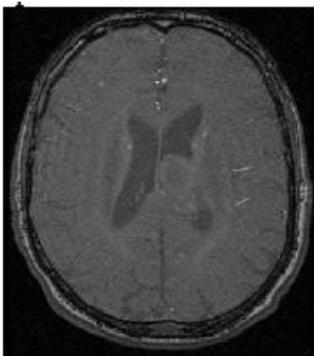


Рис. 48. Звон Гиббса

Артефакт перекрытия срезов проявляется в виде областей потери сигнала при получении изображений срезов, заложенных под разными углами (рис. 49). Причиной появления артефакта является присутствие насыщенных спинов в отображаемом срезе. Если два среза или блока пересекаются, то второй получаемый срез включает уже насыщенные спины и на изображении возникают параллельные полосы отсутствия сигнала.

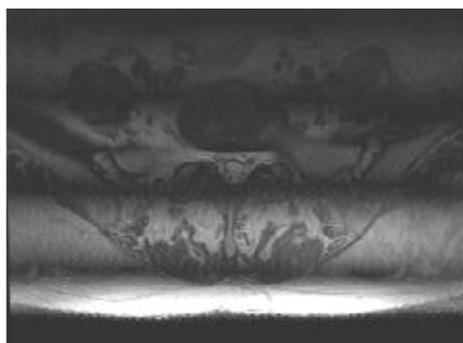


Рис. 49. Артефакт перекрытия срезов

Артефакт «магического угла» часто виден на изображениях связок и сухожилий, ориентированных под углом 55° к полю. Сигнал от молекул воды в волокнах сухожилий обычно не виден из-за дипольных взаимодействий, дающих очень короткое время T2. Под углом около 55° к основному магнитному полю дипольные взаимодействия обнуляются, давая рост времени

T2. При других углах ориентации артефакт не появляется.



Рис. 50. Артефакт «магического угла»

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

Этапы исследования и основные блоки сканера

Любое ПЭТ исследование состоит из нескольких основных этапов:

1. производство радиоизотопа;
2. маркировка выбранного состава испускающим позитроны радионуклидом и подготовка состава в форме, пригодной для воздействия на людей;
3. транспортировка состава из лаборатории к месту проведения исследования;
4. воздействие радиоактивного индикатора и получение данных ПЭТ;

5. отображение распределения активности позитрона как функции времени, обработка данных;
6. интерпретация результата.

Система производства радиоизотопов состоит из трех основных частей:

- циклотрона (ускорителя частиц);
- биологического синтезатора, присоединяющего радиоизотопы к биологическим молекулам;
- компьютера, контролирующего процесс.

До начала исследования в циклотроне производится радиоактивное вещество, входящее в естественный химический состав тела (атомы кислорода, углерода, азота) и распадающееся с испусканием позитронов.

Циклотрон (циклический ускоритель) состоит из двух полых полукруглых металлических электродов (дуантов), расположенных между полюсами электромагнита и разделенных узким зазором (рис. 52). Вблизи от центра дуантов располагается источник ионов (как правило электрическая дуга в газе), который служит генератором заряженных частиц. В момент работы, частицы импульсно генерируются источником ионов.

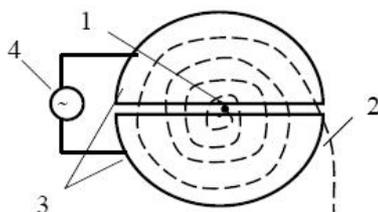


Рис 52. Схема движения частиц в циклотроне. 1 – источник тяжелых заряженных частиц (протонов, ионов); 2 – орбита ускоряемой частицы; 3 – ускоряющие электроды (дуанты); 4 – генератор ускоряющего поля. Магнитное поле направлено перпендикулярно плоскости рисунка

При попадании отрицательных ионов в вакуумную камеру они приобретают энергию благодаря высокочастотному переменному электрическому полю. Ионы подвергаются воздействию электрического поля и сильного магнитного поля, генерируемого электромагнитом. Когда отрицательные ионы долетают до края дуанта и влетают в зазор, РЧ-осциллятор меняет полярность на дуантах и ионы отталкиваются по мере входа в ранее положительно, а теперь отрицательно заряженный дуант. С каждым проходом зазора, энергия и радиус орбиты частиц возрастают, и частицы двигаются по спирали. При достижении максимальных значений энергии на последнем витке спирали включается отклоняющее электрическое поле, выводящее пучок наружу.

Поток отрицательных ионов направляется к первой карусели, расположенной между ускорителями и камерой мишени. Карусели состоят из тонких угольных пластин, которые отделяют оба электрона от ионов H^- , которые становятся ионами H^+ или протонами. Протоны проходят через пластину, однако, несмотря на смену заряда на противоположный, они все еще находятся под влиянием магнитного поля, двигаются по циркулярной орбите, по касательной к своей прежней траектории, от центра циклотрона. Этот поток протонов направляется к камере мишени. Разделяющие пластины имеют толщину от 5 до 25 μm и имеют срок службы порядка 100 часов. Протонный пучок из циклотрона влетает в камеру мишени и путем ядерной

реакции преобразует стабильный материал мишени (стабильный химический изотоп) в радиоактивный изотоп.

Произведенные на циклотроне радиоизотопы переносятся в биосинтезатор, где они присоединяются к используемым в клинике химическим составам, за распределением которых в теле хотят проследить. Естественно встречающиеся в органических составах атомы заменяются маркированными (химически и биологически идентичными оригиналу). В ПЭТ маркируемы химические составы, ограничены воображением исследователей и временем полураспада. Чаще всего в роли маркируемого вещества выступает глюкоза.

Вся работа системы производства радиоизотопов, включая циклотрон и биосинтезатор, управляется компьютером. Оператор выбирает из меню на консоли управления требуемый для

производства изотоп, а остальные процессы проводятся автоматически.

Для проведения исследования малое количество радиоактивного препарата (радионуклида) внутривенно вводят пациенту, радионуклид поступает в клетки и распределяется в них. Спустя некоторое время его концентрация в тканях измеряется сканером, достаточно чувствительным для обнаружения даже небольшого количества радиоактивного состава.

При распаде радиоактивного вещества происходит эмиссии позитронов, стабилизирующая ядро за счет устранения положительного заряда. Позитрон проходит короткое расстояние (зависящее от его энергии) перед столкновением с электроном окружающей среды (рис. 53). Происходит столкновение позитрона с электроном (аннигиляция), частицы "уничтожают" друг друга, и их масса преобразуется в энергию, приводя к эмиссии двух противоположно направленных ($180^\circ \pm 0,25^\circ$) гамма-лучей (фотонов высокой энергии) с энергией 511 кэВ каждый.

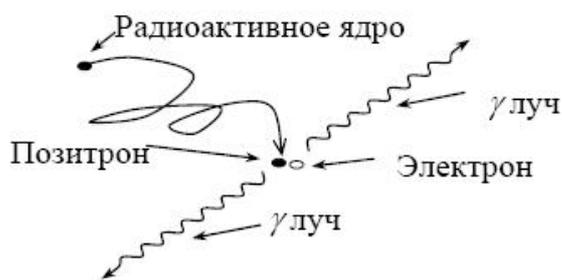


Рис. 53. Эмиссия гамма лучей

Данные фотоны, испущенные в результате аннигиляции, выходят за пределы тела и регистрируются внешними детекторами. Регистрируемые после аннигиляции гамма-лучи называются линией совпадения и используются для определения локализации и концентрации эмитента позитрона, которая зависит от биохимической и физиологической реакции органа.

Когда гамма-лучи взаимодействуют с кристаллами сцинтиллятора, фотоны света преобразуются электронными устройствами томографа в электрические сигналы. Процессы

конвертации и регистрация происходят практически мгновенно друг за другом, для того чтобы можно было сравнивать события сцинтилляции с противоположных детекторов (вдоль большого количества линий совпадений).

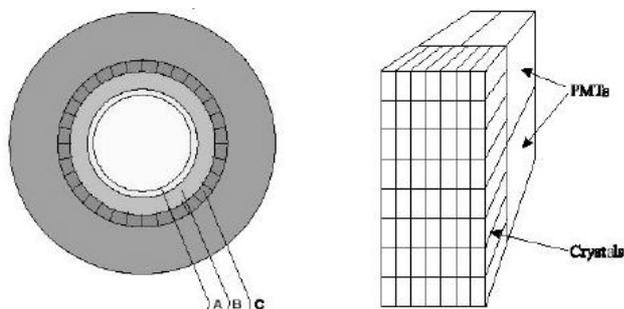


Рис. 54. Гентри ПЭТ сканера. А- цилиндрический источник для коррекции аттенюации, В- сетта, С-детекторные блоки

Основным блоком ПЭТ сканера является гентри, внутри которого расположены детекторы (рис. 54). Множество детекторов образует кольцо диаметром 80-100 см и шириной 10-20 см. Для снижения влияния внешнего излучения, наружная поверхность кольца детекторов имеет свинцовый экран.

Детекторы являются самими важным компонентами ПЭТ сканера. В ряде случаев они похожи на используемые в однофотонном отображении: большие кристаллы йодистого натрия соединенные с фотоумножителями.

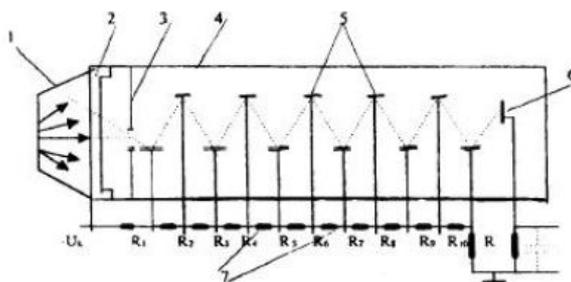


Рис. 55. Схема сцинтилляционного детектора: 1 - сцинтиллятор; 2 - фотокатод; 3 - диафрагма; 4 - корпус фотоумножителя; 5 - диноды; 6 - анод; 7 - делитель напряжения

Сцинтиллятором называют вещество, благодаря которому возникают флюоресцентные световые вспышки при испускании высокоэнергетического излучения (например, бета- или гамма-лучей).

Быстрые заряженные частицы, двигаясь в веществе, теряют свою энергию при столкновении с атомами, причем энергия частиц расходуется на ионизацию и возбуждение атомов среды. Возбуждение атомов снимается в основном путем испускания квантов света характерной для данного вещества частоты. Обычно излучение, возникающее при этом, поглощается в той же среде. Только в люминесцирующих средах часть высвеченной энергии может выйти за пределы среды.

Основными характеристиками сцинтилляторов являются конверсионная эффективность, спектр излучения и время высвечивания.

Конверсионная эффективность – это отношение энергии световой вспышки, к энергии, потерянной заряженной частицей в сцинтилляторе, зависящее от типа и качества сцинтиллятора. В большинстве случаев интенсивность вспышки I с течением времени t спадает по экспоненциальному закону:

$$I(t) = I_0 e^{-t/\tau}$$

Величина τ - время, в течение которого интенсивность падает в e раз, характеризует длительность свечения и называется временем высвечивания сцинтиллятора.

Фотоэлектронный умножитель (ФЭУ) - это фотоэлемент с многократным усилением, основанным на явлении вторичной эмиссии. ФЭУ состоит из фотокатода, фокусирующего устройства, нескольких эмиттеров (динодов) и анода.

В фотоумножителях часто применяется сурьмяно–цезиевый фотокатод, активированный кислородом. Фотокатод нанесен в виде тонкого полупрозрачного слоя на внутреннюю сторону торцевой стенки стеклянного баллона ФЭУ, диаметром 15 мм. Эмиттеры и анод изготовлены из металла. Для увеличения коэффициента вторичной эмиссии σ (среднего числа вторичных электронов, выбиваемых одним первичным электроном) эмиттеры покрыты пленкой вещества с малой работой выхода электронов. В ФЭУ

электроны ускоряются и фокусируются с помощью электростатического поля, определяемого конфигурацией электродов и распределением потенциалов в них. Для подачи напряжения на электроды используется делитель, состоящий из омических сопротивлений. К концам делителя приложено напряжение U_k (800-1500 В) от источника высокого напряжения.

Световые кванты, падающие на фотокатод, вызывают фотоэффект. Возникшие при этом фотоэлектроны попадают в электрическое поле, ускоряются и фокусируются на первом эмиттере (диноде). При ударах электронов о первый эмиттер происходит вторичная эмиссия. Выбитые электроны ускоряются в следующем межэлектродном промежутке и, попадая на второй эмиттер, вызывают в свою очередь вторичную эмиссию со второго и т.д. Таким образом, число электронов от эмиттера к эмиттеру лавинообразно нарастает. Электроны с последнего эмиттера собираются на аноде фотоумножителя. Если σ - коэффициент вторичной эмиссии на каждом эмиттере, то коэффициент усиления умножителя:

$$k = q\sigma^n$$

где $q < 1$ – множитель, учитывающий неполное собирание электронов с фотокатода на первый эмиттер; n - число эмиттеров.

Коэффициент усиления умножителя имеет вид:

$$k = qA^n U^n e^{-nU/U_0}$$

Поскольку коэффициент вторичной эмиссии не зависит от числа падающих электронов, то ФЭУ представляет собой линейный прибор, т.е. заряд, приносимый лавиной на анод, пропорционален числу первичных фотоэлектронов, собираемых с фотокатода, и, следовательно, пропорционален интенсивности световой вспышки, попавшей на катод.

В сцинтилляционном детекторе свечение сцинтиллятора приводит к эмиссии с фотокатода сотен фотоэлектронов и полезные сигналы по величине в несколько раз превышают шумы.

Реконструкция изображений

Реконструкция изображений производится путем обработки данных, полученных детекторами, расположенными в виде нескольких колец, что позволяет одновременно получать изображения до пятнадцати срезов.

Получение изображения базируется на внешнем обнаружении совпадающих испускаемых лучей в течение 10 нс между двумя датчиками, расположенными на противоположных сторонах сканера (рис. 57). Каждый детектор может работать в режиме регистрации совпадений со множеством расположенных напротив детекторов. Линия, соединяющая центры детекторов, проходит через объект и используется для реконструкции изображения. Таким образом, существует возможность определения совпадений на нескольких углах (расходящийся пучок). Если уничтожение происходит вне объема между этими двумя датчиками, то может быть обнаружен только один фотон, и этот случай отклоняется как не удовлетворяющий условию. Одновременное обнаружение фотона обеспечивает область представления с однородной чувствительностью.

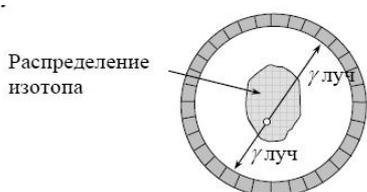


Рис. 57. Совпадающие детекторы в ПЭТ камере

Программное обеспечение томографа получает данные о событиях совпадения, зарегистрированных в угловых и линейных положениях, количественное суммирование которых дает двумерную картину распределения изотопа.

Подобно КТ и МРТ, отображение в ПЭТ косвенное и производится с помощью компьютерной реконструкции изображений. Для реконструкции изображения необходимо получить распределение изотопа $g(x_1, x_2)$ внутри отображаемого объекта. Если обозначить коэффициент аттенюации тела как $f(x_1, x_2)$, то интенсивность излучения I , регистрируемая детекторами вдоль прямой линии L , определяется с помощью выражения:

$$I = \int_L e^{-\int_{L(x)} f ds} g d\tau$$

где τ – отрезок вдоль L , $L(x)$ – участок L между точкой (x_1, x_2) и детектором. Коэффициент аттенюации $f(x_1, x_2)$ аналогичен коэффициенту поглощения, измеряемому в обычной компьютерной томографии.

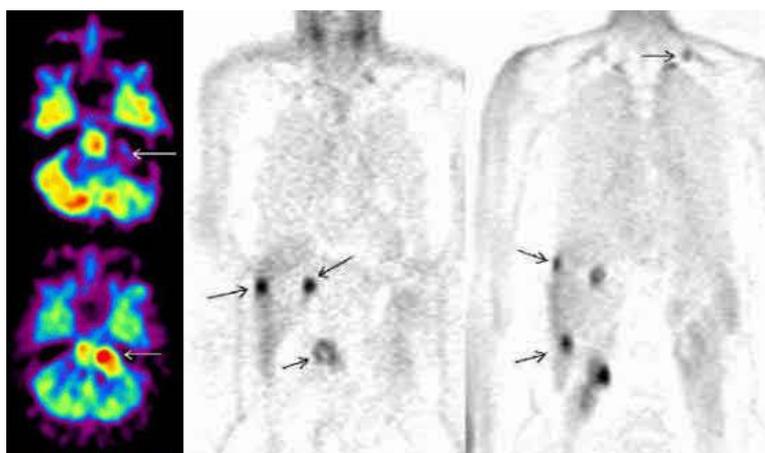
Поскольку в ПЭТ источник испускает две противоположно направленные частицы и излучение в обоих направлениях измеряется одновременно, выражение можно переписать как:

$$I = \int_L e^{-\int_{L_+(x)} f ds - \int_{L_-(x)} f ds} g d\tau$$

где L^+ , L^- – отрезки линии L , разделенной на участки точкой x .

Поскольку значения I и $f(x_1, x_2)$ известны из измерений, основной математической задачей ПЭТ является определение функции $g(x_1, x_2)$ по ее известным линейным интегралам.

Отличительной особенностью ПЭТ изображений является их представление по цветной шкале. Цвет или степень яркости каждого пиксела пропорциональны концентрации изотопа в соответствующей точке объекта, что создает более наглядную картину.



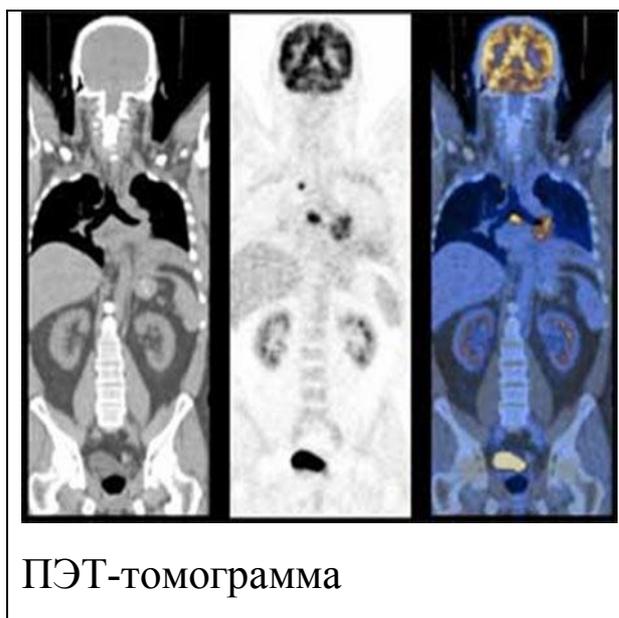
На левых двух снимках — «горячий очаг» в головном мозге. На среднем — Срез на уровне головки поджелудочной железы. Стрелками отмечены опухоль головки (нижний очаг) и два метастаза

в печени. Справа — Срез на уровне почки. Стрелками отмечены три метастаза в печени и метастаз в надключичный лимфатический узел

Заключение

ПЭТ, или позитронно-эмиссионная томография- это новейший метод медицинской визуализации (радиоизотопной диагностики), основанный на применении радиофармпрепаратов (РФП), меченных изотопами - позитронными излучателями. В ПЭТ используются радиофармпрепараты, меченные изотопами-позитронными излучателями. Позитрон представляет собой положительно заряженную частицу, по массе равную электрону. После эмиссии из ядра атома позитрон проходит в окружающих тканях расстояние, равное 1-3 мм, теряя энергию при соударении с другими молекулами. В момент остановки позитрон соединяется с электроном и масса обеих частиц превращается в энергию в виде двух высокоэнергетических гамма-квантов, разлетающихся в противоположные стороны. Этот процесс называется аннигиляцией. В позитронно-эмиссионном томографе происходит регистрация этих гамма-квантов с помощью нескольких колец детекторов, окружающих пациента. При помощи блока совпадений, томограф выделяет только те гамма-кванты, которые зарегистрированы одновременно, формируя так называемую «линию ответа». Затем ПЭТ- система суммирует все линии ответа от пар детекторов, зарегистрированные за время записи и реконструирует изображение по алгоритму, сходному с используемыми в КТ, МРТ и ОЭКТ.

Проще: ПЭТ регистрирует кровоток в тканях, потребление тканями кислорода и глюкозы. В организм пациента вводится небольшое количество радиоактивного препарата, который попадает в ткани. Радиоактивный препарат излучает особые, невидимые глазу лучи. Эти лучи регистрируются ПЭТ сканером, который передает затем информацию в компьютер. Компьютер обрабатывает ее и переводит в графический вид – строит изображения. Чем больше радиоактивного препарата захватывается тканями, тем ярче они выглядят на полученном изображении – такие участки называют «горячими», и наоборот, чем меньше захвачено препарата – тем тусклее получается изображение, такие участки называют «холодными».



Артефакты изображений в ПЭТ

Источники артефактов можно разделить на три основные группы: аппаратное обеспечение, система сбора информации и система цифровой обработки.

Аппаратные артефакты

Из аппаратных артефактов чаще всего встречается артефакт, вызванный отказом в системе детекторов или системе последующей сортировки. Артефакт, вызванный отказом детектора, обычно обусловлен отказом фотоумножителя связанного с кристаллами сцинтиллятора и создает на изображении веерообразную рябь, которая соответствует расходящемуся пучку линий совпадений, которую формируют детекторы (рис. 58). Интенсивность артефакта зависит от количества детекторов в одном кольце системы: чем больше детекторов, тем менее серьезен артефакт.

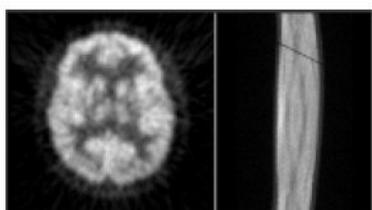


Рис. 58. Отказ детектора

В ПЭТ с модельными детекторными системами (в которых группы сцинтилляторов связаны с общей группой фотоумножителей), отказ одного фотоумножителя затронет большее число каналов детекторов

и рябь на изображении будет более выражена, чем при отказе одного детектора. На синограмме этот отказ отобразится в виде широкой наклонной полосы. В отличие от отказа одного детектора, отказ детекторного модуля приведет к появлению артефактов на нескольких отображаемых плоскостях.

Детекторы в ПЭТ обычно группируются в корзины или кассеты. Поток данных от детекторов корзины обычно управляет корзинный контроллер. Отказ контроллера затронет большое число детекторов, что также отразится на синограмме в виде широкой полосы. На изображениях данный артефакт иногда менее выражен, чем в случае с выпадением одного модуля, что вызвано наложением нескольких волнообразных веерных искажений друг на друга. После регистрации события совпадения сканером, событие сортируется и считается в гистограммной памяти. Ошибки здесь возникают когда одна или более ячейки памяти не обнуляются правильным образом и заполнены ошибочным числом событий. На синограмме артефакт ошибки памяти отображается в виде одного или множества горячих пятен. После реконструкции данных эти горячие пятна преобразуются в одиночные полосы на изображении. Этот артефакт можно убрать вручную путем удаления горячих пятен из синограммы и повторной реконструкции данных. Один из лучших способов проверки функциональности ПЭТ - пробный сбор данных с вращающимся в плоскости источником. Визуальная проверка полученных синограмм обычно позволяет обнаружить любой тип аппаратной неисправности. Этот тест является частью ежедневной проверки качества. Артефакт аппаратного обеспечения цифровой обработки напоминает кольцевые артефакты, присутствующие в КТ-системах с вращающимися детекторными модулями, где один или более детекторов неисправны. Однако в ПЭТ-системе любой отказ детектора дает веерообразный артефакт. Если происходят сбои в сортировке аппаратных средств, на синограммах будут видны вертикальные полосы.

Артефакты сбора данных

Артефакты сбора данных возникают во время сбора данных и обычно являются следствием движений пациента. Они могут проявляться простой потерей в разрешении или принимать формы, которые могут быть приняты за патологические изменения.

Артефакты вызванные движениями пациента обычно приводят к потере пространственного разрешения. Последствия движений пациента могут быть снижены путем сбора данных в динамической последовательности. После проведения исследования, динамические изображения просматривают в режиме кинопетли для определения движения пациент во время сбора информации. Если пациент двигался, то для суммирования и формирования конечных изображений отбираются только те кадры, на которых пациент лежит правильно. При суммировании только части исследования, улучшаются контрастность и разрешение изображений.

Артефакты, вызванные самим гентри, отражаются на изображениях в виде ряда полос, которые похожи на веерообразные артефакты, вызванные отказом детектора (рис. 59). Однако, синограмма говорит не о повреждении детектора, а о присутствии в поле обзора области с очень высокой интенсивностью. Это может быть вызвано тем, что в катетере инъекции остался радиофармпрепарат. Если изменить масштаб изображения, то можно заметить, что полосы исходят из области высокой интенсивности.

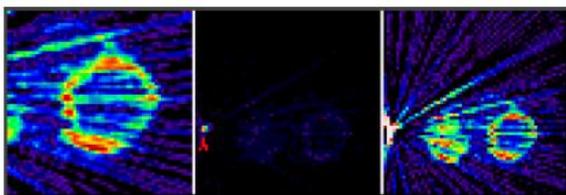


Рис. 59. Артефакты, вызванные гентри

Возможный способ устранения артефакта состоит в маскировке на синограмме области высокой интенсивности до реконструкции, но количественная информация на изображении будет потеряна.

Артефакты обработки данных

Эти артефакты обычно появляются при использовании введении неправильных параметров обработки данных (неослабленная коррекция, ошибочный фильтр реконструкции и т.д.). Так как чаще

обработка требует минимального взаимодействия системы с оператором, эти артефакты встречаются менее часто (рис. 60)

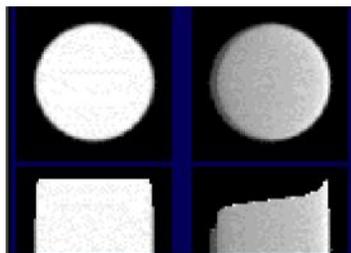


Рис. 60. Моделируемый цилиндр с профилем в виде эллипса, полученного из-за неточного выравнивания и смещения на 1 см (справа)

Один из шагов обработки требует существенного взаимодействия системы с оператором, состоит в определении эллипса при использовании коррекции ослабления в исследованиях. Расчет производится аккуратно, чтобы не ввести серьезные артефакты.

Другим возможным артефактом алгоритма определение эллипса является диаметр эллипса. Данный артефакт оставляет однородность на достаточно хорошем уровне, но отмечаются нарушения в коррекции границ. Если выбран неправильный коэффициент ослабления для области выбранного эллипса, то можно увидеть небольшую недооценку или переоценку распределения активности.

Радионуклиды, используемые в ПЭТ

Радиоизотопы, используемые в ПЭТ и других подобных исследованиях, производятся с помощью ускорителя частиц, называемого циклотроном. Все используемые в ПЭТ испускающие позитроны радионуклиды имеют короткое время полураспада и высокую энергию излучения по сравнению с

радиоизотопами, вообще используемыми в биомедицинских исследованиях.

Основные радионуклиды, используемые в клинических исследованиях, это углерод ^{11}C , азот ^{13}N , кислород ^{15}O и фтор ^{18}F , поскольку эти химические элементы есть почти во всех соединениях в теле человека. Все они имеют короткий период полураспада, что позволяет вводить пациенту

большие дозы препарата с низким лучевым воздействием и неоднократно проводить исследования.

Таблица 5. Радиоизотопы, используемые в ПЭТ

| Изотоп | Период полураспада, мин | Средняя кинетическая энергия, мэВ |
|------------------|-------------------------|-----------------------------------|
| ¹¹ C | 20,4 | 0,385 |
| ¹³ N | 10,0 | 0,491 |
| ¹⁵ O | 2,0 | 0,735 |
| ¹⁸ F | 109,8 | 0,242 |
| ⁶⁸ Ga | 68,3 | 0,783 |
| ⁸² Rb | 1,25 | 1,32 |

Наиболее часто применяется изотоп ¹⁸F, который используется для маркировки глюкозы, где он замещает гидроксильную группу, и распадаясь позволяет следить за метаболизмом глюкозы в организме. Количество вводимого препарата (ФДГ) столь мало, что не нарушает естественный метаболизм глюкозы. ФДГ поглощается тканями, использующими глюкозу как источник энергии: злокачественными опухолями, метастазами, клетками миокарда, нервными волокнами. Например, мозг использует глюкозу исключительно как источник энергии и когда ФДГ поступает в клетки мозга, регистрируемое изображение показывает топографическую карту поглощения глюкозы различными участками мозга. Злокачественные клетки используют больше глюкозы, чем здоровые ткани, поэтому такие исследования особенно эффективны при обнаружении рака и определения его стадии.

ПЭТ/КТ сканеры

Сравнительно недавно появились новые диагностические устройства - ПЭТ/КТ сканеры. Они позволяют в одном исследовании получать функциональную (ПЭТ) и структурную (КТ) информацию, что достигается совмещением ПЭТ и КТ изображений. Кроме того, данные КТ могут использоваться для коррекции аттенюации ПЭТ изображений, что сокращает время исследования на 30%-40%. Эти преимущества делают ПЭТ/КТ более предпочтительным методом, чем обычное ПЭТ исследование. Недостатком метода является возникновение артефактов и количественных ошибок на ПЭТ изображениях при коррекции аттенюации на основе данных КТ. Например, использование контрастирующих веществ и наличие

металлических имплантов может привести к переоценки активности препарата в исследуемой области. Дыхание пациента приводит к несоответствию данных КТ и ПЭТ исследований (разные поля сбора данных) и артефактам. Конструктивно ПЭТ/КТ сканер представляет собой позитронно-эмиссионный и компьютерный томографы, размещенные в одном гентри (обычно КТ блок расположен перед ПЭТ блоком). Современные ПЭТ/КТ сканеры имеют апертуру гентри 70 см и ширину 100 см. Оба сканера могут использоваться как вместе, так и независимо друг от друга. КТ сканер может быть многосрезовым с пошаговым или спиральным режимами сбора данных и различными скоростями вращения трубки; ПЭТ сканер может работать в двух или трехмерном режимах. Первым этапом сбора данных является получения базового изображения, служащего для задания границ области ПЭТ/КТ исследования. КТ изображения получают при напряжении 100-140 кВ и различных силах тока (в зависимости от цели исследования). Затем пациент автоматически перемещается в ПЭТ сканер и позиционируется в то же анатомическое положение. Сбор данных на этом этапе занимает 3-5 минут, затем ПЭТ изображения ре-

конструируются с учетом коррекции на аттенюацию по КТ изображениям. Полученные КТ изображения имеют матрицу 512x512, а ПЭТ изображения матрицу 128x128. Одновременное получение функциональной и анатомической информации позволяет повысить качество исследования за счёт улучшения качества изображения и повышения точности определения пространственной локализации образований до 98%. Анализ спроса на медицинскую технику показывает увеличение продаж ПЭТ/КТ сканеров на 65% за последние 3 года, что вызвано прежде всего преимуществами данного метода.

Все крупные производители медицинского диагностического оборудование разработали и выпускают позитронно-эмиссионный томографы, комбинированные с компьютерными томографами.

1. Физические основы применения лазерной техники в медицине

1.1 Принцип действия лазера

Основой лазеров служит явление индуцированного излучения, существование которого было постулировано А. Эйнштейном в 1916 г. В квантовых системах, обладающих дискретными уровнями энергии, существуют три типа переходов между энергетическими состояниями: индуцированные переходы, спонтанные переходы и безызлучательные релаксационные переходы. Свойства индуцированного излучения определяют когерентность излучения и усиления в квантовой электронике. Спонтанное излучение обуславливает наличие шумов, служит затравочным толчком в процессе усиления и возбуждения колебаний и вместе с безызлучательными релаксационными переходами играет важную роль при получении и удержании термодинамически неравновесного излучающего состояния.

При индуцированных переходах квантовая система может переводиться из одного энергетического состояния в другое как с поглощением энергии электромагнитного поля (переход с нижнего энергетического уровня на верхний), так и с излучением электромагнитной энергии (переход с верхнего уровня на нижний). [1]

Свет распространяется в виде электромагнитной волны, в то время как энергия при испускании излучения и поглощении сконцентрирована в световых квантах, при этом при взаимодействии электромагнитного излучения с веществом, как было показано Эйнштейном в 1917 г., наряду с поглощением и спонтанным излучением возникает вынужденное (индуцированное) излучение, которое образует основу для разработки лазеров.

Усиление электромагнитных волн за счет вынужденного излучения или инициирование самовозбуждающихся колебаний электромагнитного излучения в диапазоне сантиметровых волн и тем самым создание прибора, названного мазером (microwave amplification by stimulated emission of radiation), было реализовано в 1954 г. По предложению (1958 г.) распространить этот принцип усиления на значительно более короткие световые волны в 1960 г. был разработан первый лазер (light amplification by stimulated emission of radiation). [2]

Лазер является источником света, с помощью которого может быть получено когерентное электромагнитное излучение, которое известно

нам из радиотехники и техники сверхвысоких частот, а также в коротковолновой, в особенности инфракрасной и видимой, областях спектра.

1.2 Типы лазеров

Существующие типы лазеров можно классифицировать по нескольким признакам. Прежде всего по агрегатному состоянию активной среды: газовые, жидкостные, твердотельные. Каждый из этих больших классов разбивается на более мелкие: по характерным особенностям активной среды, типу накачки, способу создания инверсии и т.д. Например, из твердотельных довольно четко выделяется обширный класс полупроводниковых лазеров, в которых наиболее широко используется инжекционная накачка. Среди газовых выделяют атомарные, ионные и молекулярные лазеры. Особое место среди всех прочих лазеров занимает лазер на свободных электронах, в основе работы которого лежит классический эффект генерации света релятивистскими заряженными частицами в вакууме. [1]

1.3 Характеристики лазерного излучения

Излучение лазера отличается от излучения обычных источников света следующими характеристиками:

- высокой спектральной плотностью энергии;
- монохроматичностью;
- высокой временной и пространственной когерентностью;
- высокой стабильностью интенсивности лазерного излучения в стационарном режиме;
- возможностью генерации очень коротких световых импульсов.

Эти особые свойства излучения лазера обеспечивают ему разнообразнейшие применения. Они определяются главным образом принципиально отличным от обычных источников света процессом генерации излучения за счет вынужденного излучения.

Основными характеристиками лазера являются: длина волны, мощность и режим работы, который бывает непрерывным либо импульсным.

Лазеры находят широкое применение в медицинской практике и прежде всего в хирургии, онкологии, офтальмологии, дерматологии, стоматологии и других областях. Механизм взаимодействия лазерного излучения с биологическим объектом ещё изучен не до конца, но можно отметить, что имеют место либо тепловые воздействия, либо резонансные взаимодействия с клетками тканей [2].

Лазерное лечение безопасно, оно очень актуально для людей с аллергией на медицинские препараты.

2. Механизм взаимодействия лазерного излучения с биотканями

2.1 Виды взаимодействия

Важное для хирургии свойство лазерного излучения - способность коагулировать кровенасыщенную (васкуляризованную) биоткань.

В основном, коагуляция происходит за счет поглощения кровью лазерного излучения, ее сильного нагрева до вскипания и образования тромбов. Таким образом, поглощающей мишенью при коагуляции могут быть гемоглобин или водная составляющая крови. Это означает, что хорошо коагулировать биоткань будет излучение лазеров в области оранжево-зеленого спектра (КТР-лазер, на парах меди) и инфракрасных лазеров (неодимовый, гольмиевый, эрбиевый в стекле, СО₂-лазер).

Однако, при очень высоком поглощении в биоткани, как, например, у эрбиевого гранатового лазера с длиной волны 2,94 мкм, лазерное излучение поглощается на глубине 5 - 10 мкм и может вообще не достигнуть объекта воздействия – капилляра.

Хирургические лазеры делятся на две большие группы: абляционные (от лат. *ablatio* – «отнятие»; в медицине – хирургическое удаление, ампутация) и неабляционные лазеры. Абляционные лазеры ближе к скальпелю. Неабляционные лазеры действуют по другому принципу: после обработки какого-то объекта, например, бородавки, папилломы или гемангиомы, таким лазером, этот объект остаётся на месте, но через какое-то время в нём проходит серия биологических эффектов и он отмирает. На практике это выглядит так: новообразование мумифицируется, засыхает и отпадает.

В хирургии применяются СО₂-лазеры непрерывного действия. Принцип основан на тепловом воздействии. Преимущества лазерной хирургии состоят в том, что она является бесконтактной, практически бескровной, стерильной, локальной, даёт гладкое заживление рассечённой ткани, а отсюда хорошие косметические результаты.

В онкологии было замечено, что лазерный луч оказывает разрушающее действие на опухолевые клетки. Механизм разрушения

основан на термическом эффекте, вследствие которого возникает разность температур между поверхностными и внутренними частями объекта, приводящая к сильным динамическим эффектам и разрушению опухолевых клеток.

Сегодня также очень перспективно такое направление, как фотодинамическая терапия. Появляется множество статей о клиническом применении данного метода. Суть его состоит в том, что в организм пациента вводят специальное вещество – фотосенсибилизатор. Это вещество избирательно накапливается раковой опухолью. После облучения опухоли специальным лазером происходит серия фотохимических реакций с выделением кислорода, который убивает раковые клетки.

Одним из способов воздействия лазерным излучением на организм является внутривенное лазерное облучение крови (ВЛОК), которое в настоящее время успешно используется в кардиологии, пульмонологии, эндокринологии, гастроэнтерологии, гинекологии, урологии, анестезиологии, дерматологии и других областях медицины. Глубокая научная проработка вопроса и прогнозируемость результатов способствуют применению ВЛОК как самостоятельно, так и в комплексе с другими методами лечения.

Для ВЛОК обычно используют лазерное излучение в красной области спектра

(0,63 мкм) мощностью 1,5–2 мВт. Лечение проводят ежедневно или через день; на курс от 3 до 10 сеансов. Время воздействия при большинстве заболеваний 15–20 мин за сеанс для взрослых и 5–7 мин для детей. Внутривенная лазерная терапия может быть осуществлена практически в любом стационаре или поликлинике. Преимуществом амбулаторной лазеротерапии является уменьшение возможности развития внутрибольничной инфекции, создается хороший психоэмоциональный фон, позволяя больному на протяжении длительного времени сохранять работоспособность, проводя при этом процедуры и получая полноценное лечение.

В офтальмологии лазеры применяют как для лечения, так и для диагностики. С помощью лазера производят приварку сетчатки глаза, сварку сосудов глазной сосудистой оболочки. Для микрохирургии по лечению глаукомы служат аргоновые лазеры, излучающие в сине-

зелёной области спектра. Для коррекции зрения давно и успешно используются эксимерные лазеры.

В дерматологии с помощью лазерного излучения лечат многие тяжёлые и хронические заболевания кожи, а также выводят татуировки. При облучении лазером активируется регенеративный процесс, происходит активация обмена клеточных элементов [4].

Основной принцип применения лазеров в косметологии заключается в том, что свет воздействует только на тот объект или вещество, которое поглощает его. В коже свет поглощается особыми веществами - хромофорами. Каждый хромофор поглощает в определенном диапазоне длин волн, например, для оранжевого и зеленого спектра это гемоглобин крови, для красного спектра - меланин волос, а для инфракрасного спектра - клеточная вода.

При поглощении излучения происходит преобразование энергии лазерного луча в тепло на том участке кожи, который содержит хромофор. При достаточной мощности лазерного луча это приводит к тепловому разрушению мишени. Таким образом, с помощью лазера можно селективно воздействовать, например, на корни волос, пигментные пятна и другие дефекты кожи.

Однако вследствие переноса тепла происходит нагревание и соседних областей, даже если они содержат мало светопоглощающих хромофоров. Процессы поглощения и переноса тепла зависят от физических свойств мишени, глубины залегания и ее размера. Поэтому в лазерной косметологии важно тщательно подбирать не только длину волны, но и энергию, и длительность лазерных импульсов.

В стоматологии лазерное излучение является наиболее эффективным физиотерапевтическим средством лечения пародонтоза и заболеваний слизистой оболочки полости рта.

Лазерный луч применяется вместо иглоукалывания. Преимущества применения лазерного луча состоит в том, что отсутствует контакт с биологическим объектом, а, следовательно, процесс протекает стерильно и безболезненно при большой эффективности.

Световодные инструменты и катетеры для лазерной хирургии предназначены для доставки мощного лазерного излучения к месту

проведения оперативного вмешательства при открытых, эндоскопических и лапароскопических операциях в урологии, гинекологии, гастроэнтерологии, общей хирургии, артроскопии, дерматологии. Позволяют осуществлять резание, иссечение, абляцию, вапоризацию и коагуляцию тканей при проведении хирургических операций в контакте с биотканью или в бесконтактном режиме применения (при удалении торца волокна от биоткани). Вывод излучения может осуществляться как с торца волокна, так и через окошко на боковой поверхности волокна. Могут использоваться как в воздушной (газовой), так и водной (жидкой) среде. По отдельному заказу для удобства пользования катетеры комплектуются легкосъёмной ручкой – держателем световода.

В диагностике лазеры применяются для обнаружения различных неоднородностей (опухолей, гематом) и измерения параметров живого организма. Основы диагностических операций сводятся к пропусканию через тело пациента (либо один из его органов) лазерного луча и по спектру или амплитуде прошедшего или отражённого излучения выводят диагноз. Известны методы по обнаружению раковых опухолей в онкологии, гематом в травматологии, а также по измерению параметров крови (практически любых, от артериального давления до содержания сахара и кислорода).

2.2 Особенности лазерного взаимодействия при различных параметрах излучения

Для целей хирургии луч лазера должен быть достаточно мощным, чтобы нагревать биоткань выше 50 - 70 °С, что приводит к ее коагуляции, резанию или испарению. Поэтому в лазерной хирургии, говоря о мощности лазерного излучения того или иного аппарата, оперируют цифрами, обозначающими единицы, десятки и сотни Вт.

Хирургические лазеры бывают как непрерывные, так и импульсные, в зависимости от типа активной среды. Условно их можно разделить на три группы по уровню мощности.

1. Коагулирующие: 1 - 5 Вт.

2. Испаряющие и неглубоко режущие: 5 - 20 Вт.

3. Глубоко режущие: 20 - 100 Вт.

Каждый тип лазера в первую очередь характеризуется длиной волны излучения. Длина волны определяет степень поглощения лазерного излучения биотканью, а, значит, и глубину проникновения, и степень нагрева как области хирургического вмешательства, так и окружающей ткани.

Учитывая, что вода содержится практически во всех типах биоткани, можно сказать, что для хирургии предпочтительно использовать такой тип лазера, излучение которого имеет коэффициент поглощения в воде более 10 см⁻¹ или, что то же самое, глубина проникновения которого не превышает 1 мм.

Другие важные характеристики хирургических лазеров, определяющие их применение в медицине:

мощность излучения;

непрерывный или импульсный режим работы;

способность коагулировать кровенасыщенную биоткань;

возможность передачи излучения по оптическому волокну.

При воздействии лазерного излучения на биоткань сначала происходит ее нагрев, а затем уже испарение. Для эффективного разрезания биоткани нужно быстрое испарение в месте разреза с одной стороны, и минимальный сопутствующий нагрев окружающих тканей с другой стороны.

При одинаковой средней мощности излучения короткий импульс нагревает ткань быстрее, чем непрерывное излучение, и при этом распространение тепла к окружающим тканям минимально. Но, если импульсы имеют низкую частоту повторения (менее 5 Гц), то непрерывный разрез провести сложно, это больше похоже на перфорацию. Следовательно, лазер предпочтительно должен иметь импульсный режим работы с частотой повторения импульсов более 10 Гц, а длительность импульса - минимально возможную для получения высокой пиковой мощности.

На практике оптимальная выходная мощность для хирургии находится в диапазоне от 15 до 60 Вт в зависимости от длины волны лазерного излучения и области применения.

3. Перспективные лазерные методы в медицине и биологии

Развитие лазерной медицины идет по трем основным ветвям: лазерная хирургия, лазерная терапия и лазерная диагностика. Уникальные свойства лазерного луча позволяют выполнять ранее невозможные операции новыми эффективными и минимально инвазивными методами.

Растет интерес к немедикаментозным методам лечения, включая физиотерапию. Нередко возникают ситуации, когда необходимо проводить не одну физиопроцедуру, а несколько, и тогда пациенту приходится переходить из одной кабины в другую, несколько раз одеваться и раздеваться, что создает дополнительные проблемы и потерю времени.

Многообразие методик терапевтического воздействия требует применения лазеров с различными параметрами излучения. Для этих целей служат различные излучающие головки, которые содержат один или несколько лазеров и электронное устройство сопряжения сигналов управления от базового блока с лазером.

Излучающие головки подразделяются на универсальные, позволяющие использовать их как наружно, (с использованием зеркальных и магнитных насадок), так и внутрисполостно с использованием специальных оптических насадок; матричные, имеющие большую площадь излучения и применяющиеся поверхностно, а также специализированные. Различные оптические насадки позволяют доставлять излучение к требуемой зоне воздействия.

Блочный принцип позволяет применять широкий спектр лазерных и светодиодных головок, обладающих различными спектральными, пространственно-временными и энергетическими характеристиками, что, в свою очередь, поднимает на качественно новый уровень эффективность лечения за счет сочетанной реализации различных методик лазерной терапии. Эффективность лечения определяется прежде всего эффективными методиками и аппаратурой, которая обеспечивает их реализацию. Современные методики требуют возможность выбора различных параметров воздействия (режим излучения, длина волны, мощность) в широком диапазоне. Аппарат

лазерной терапии (АЛТ) должен обеспечивать эти параметры, их достоверный контроль и отображение и вместе с тем быть простым и удобным в управлении.

4. Лазеры, применяемые в медицинской технике

4.1 CO₂-лазеры

CO₂-лазер, т.е. лазер, излучающей составляющей активной среды которого является углекислый газ CO₂, занимает особое место среди всего многообразия существующих лазеров. Этот уникальный лазер отличается прежде всего тем, что для него характерны и большой энергосъем, и высокий КПД. В непрерывном режиме получены огромные мощности – в несколько десятков киловатт, импульсная мощность достигла уровня в несколько гигаватт, энергия импульса измеряется в килоджоулях. КПД CO₂-лазера (порядка 30%) превосходит КПД всех лазеров. Частота следования в импульсно-периодическом режиме может составить несколько килогерц. Длины волн излучения CO₂-лазера находятся в диапазоне 9-10 мкм (ИК-диапазон) и попадают в окно прозрачности атмосферы. Поэтому излучение CO₂-лазера удобно для интенсивного воздействия на вещество. Кроме того, в диапазон длин излучения CO₂-лазера попадают резонансные частоты поглощения многих молекул.

На рисунке 1 показаны нижние колебательные уровни основного электронного состояния вместе с условным представлением формы колебаний молекулы CO₂.

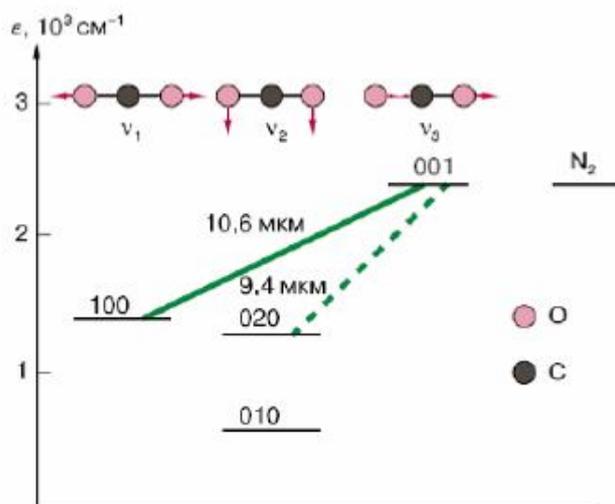


Рисунок 1 – Нижние уровни молекулы CO₂

Цикл лазерной накачки CO₂-лазера в стационарных условиях выглядит следующим образом. Электроны плазмы тлеющего разряда возбуждают молекулы азота, которые передают энергию возбуждения несимметричному валентному колебанию молекул CO₂, обладающему большим временем жизни и являющемуся верхним лазерным уровнем. Нижним лазерным уровнем обычно является первый возбужденный уровень симметричного валентного колебания, сильно связанный резонансом Ферми с деформационным колебанием и поэтому быстро релаксирующий вместе с этим колебанием в столкновениях с гелием. Очевидно, что тот же канал релаксации эффективен в том случае, когда нижним лазерным уровнем является второй возбужденный уровень деформационной моды. Таким образом, CO₂-лазер – это лазер на смеси углекислого газа, азота и гелия, где CO₂ обеспечивает излучение, N₂ – накачку верхнего уровня, а He – опустошение нижнего уровня.

CO₂-лазеры средней мощности (десятки – сотни ватт) конструируются отдельно в виде относительно длинных труб с продольным разрядом и продольной прокачкой газа. Типичная конструкция такого лазера показана на рисунке 2. Здесь 1 – разрядная трубка, 2 – кольцевые электроды, 3 – медленное обновление среды, 4 – разрядная плазма, 5 – внешняя трубка, 6 – охлаждающая проточная вода, 7,8 – резонатор.

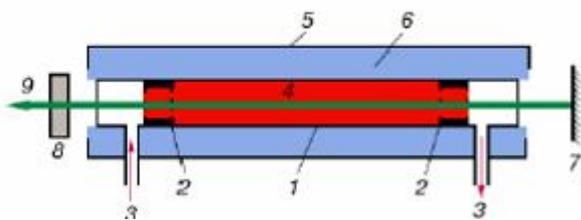


Рисунок 2 – Схема СО₂-лазера с диффузионным охлаждением

Продольная прокачка служит для удаления продуктов диссоциации газовой смеси в разряде. Охлаждение рабочего газа в таких системах происходит за счет диффузии на охлаждаемую снаружи стенку разрядной трубки. Существенной является теплопроводность материала стенки. С этой точки зрения целесообразно применение труб из корундовой (Al₂O₃) или бериллиевой (BeO) керамик.

Электроды делают кольцевыми, не загораживающими путь к излучению. Джоулево тепло выносится теплопроводностью к стенкам трубки, т.е. используется диффузионное охлаждение. Глухое зеркало делают металлическим, полупрозрачное – из NaCl, KCl, ZnSe, AsGa.

Альтернативой диффузионному служит конвекционное охлаждение. Рабочий газ с большой скоростью продувают через область разряда, и джоулево тепло выносится разрядом. Применение быстрой прокачки позволяет поднять плотности энерговыделения и энергосъема.

СО₂-лазер в медицине применяется почти исключительно как «оптический скальпель» для резания и испарения во всех хирургических операциях. Режущее действие сфокусированного лазерного пучка основано на взрывном испарении внутри- и внеклеточной воды в области фокусировки, благодаря чему разрушается структура материала. Разрушение ткани приводит к характерной форме краев раны. В узко ограниченной области взаимодействия температура 100 °С превышаетея лишь тогда, когда достигнуто обезвоживание (испарительное охлаждение). Дальнейшее повышение температуры приводит к удалению материала путем обугливания или испарения ткани. Непосредственно в краевых зонах образуется из-за плохой в общем случае теплопроводности тонкое некротическое утолщение толщиной 3040 мкм. На расстоянии 300600 мкм уже не образуется повреждение ткани. В зоне коагуляции кровеносные сосуды диаметром до 0,51 мм спонтанно закрываются.

Хирургические устройства на основе СО₂-лазера в настоящее время предлагаются в достаточно широком ассортименте. Наведение лазерного луча в большинстве случаев осуществляется с помощью системы шарнирно установленных зеркал (манипулятора), оканчивающейся инструментом со встроенной фокусирующей оптикой, которым хирург манипулирует в оперируемой области.

4.2 Гелий-неоновые лазеры

В гелий-неоновом лазере рабочим веществом являются нейтральные атомы неона. Возбуждение осуществляется электрическим разрядом. В чистом неоне создать инверсию в непрерывном режиме трудно. Эта трудность, носящая достаточно общий для многих случаев характер, обходится введением в разряд дополнительного газа – гелия, выполняющего функцию донора энергии возбуждения. Энергии двух первых возбужденных метастабильных уровней гелия (рисунок 3) довольно точно совпадают с энергиями уровней 3s и 2s неона. Поэтому хорошо реализуются условия резонансной передачи возбуждения по схеме



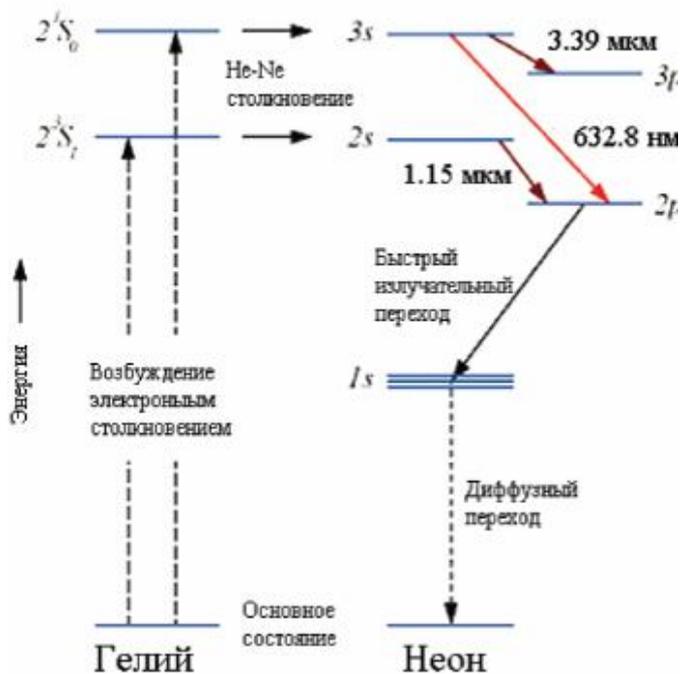


Рисунок 3 – Схема уровней He-Ne лазера

При правильно выбранных давлениях неона и гелия, удовлетворяющих условию

$$KN_0 \gg \frac{1}{\tau}, (1)$$

можно добиться заселения одного или обоих уровней 3s и 2s неона, значительно превышающего таковое в случае чистого неона, и получить инверсию населенностей.

Опустошение нижних лазерных уровней происходит в столкновительных процессах, в том числе и в соударениях со стенками газоразрядной трубки.

Возбуждение атомов гелия (и неона) происходит в слаботочном тлеющем разряде (рисунок 4). В лазерах непрерывного действия на нейтральных атомах или молекулах для создания активной среды чаще всего используется слабоионизированная плазма положительного столба тлеющего разряда. Плотность тока тлеющего разряда составляет 100-200 мА/см². Напряженность продольного

электрического поля такова, что число возникающих на единичном отрезке разрядного промежутка электронов и ионов компенсирует потери заряженных частиц при их диффузии к стенкам газоразрядной трубки. Тогда положительных столб разряда стационарен и однороден. Электронная температура определяется произведением давления газа p на внутренний диаметр трубки D . При малых pD электронная температура велика, при больших – низка. Постоянство величины pD определяет условия подобия разрядов. При постоянной плотности числа электронов условия и параметры разрядов будут неизменны, если неизменно произведение pD . Плотность числа электронов в слабоионизированной плазме положительного столба пропорциональна плотности тока.

Для гелий-неонового лазера оптимальные значения pD , равно как и парциальный состав газовой смеси, несколько отличны для различных спектральных областей генерации.

В области 0,63 мкм самой интенсивной из линий серии $3s \rightarrow 2p$ – линии $3s_2 \rightarrow 2p_4$ (0,63282 мкм) соответствует оптимальное $pD = 3,5 \dots 4,0$ Тор·мм.

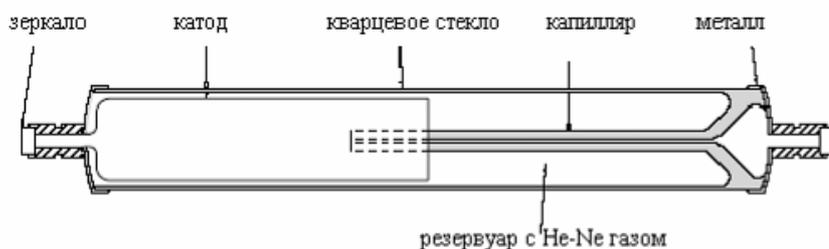


Рисунок 4 – Конструктивная диаграмма He-Ne лазера

Характерными значениями мощности излучения гелий-неоновых лазеров следует считать десятки милливатт в областях 0,63 и 1,15 мкм и сотни в области 3,39 мкм. Срок службы лазеров ограничивается процессами в разряде и исчисляется годами. С течением времени в разряде происходит нарушение состава газа. Из-за сорбции атомов в стенках и электродах происходит процесс «жестчения», падает давление, меняется отношение парциальных давлений He и Ne.

Наибольшая кратковременная стабильность, простота и надежность конструкции гелий-неонового лазера достигаются при установке зеркал резонатора внутрь разрядной трубки. Однако при таком расположении зеркала сравнительно быстро выходят из строя за счет бомбардировки заряженными частицами плазмы разряда. Поэтому наибольшее распространение получила конструкция, в которой газоразрядная трубка помещается внутрь резонатора (рисунок 5), а ее торцы снабжаются окнами, расположенными под углом Брюстера к оптической оси, обеспечивая тем самым линейную поляризацию излучения. Такое расположение имеет целый ряд преимуществ – упрощается юстировка зеркал резонатора, увеличивается срок службы газоразрядной трубки и зеркал, облегчается их смена, появляется возможность управления резонатором и применения дисперсионного резонатора, выделения мод и т.п.

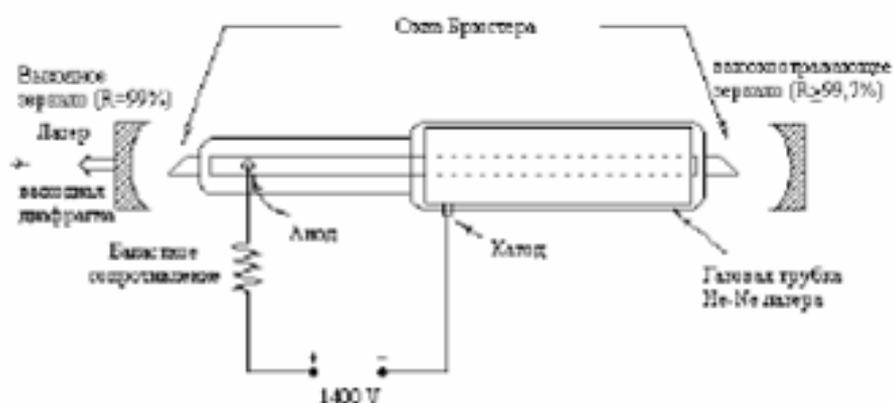


Рисунок 5 – Резонатор He-Ne лазера

Переключение между полосами генерации (рисунок 6) в перестраиваемом гелий-неоновом лазере обычно обеспечивается за счет введения призмы, а для тонкой перестройкой линии генерации обычно используется дифракционная решетка.

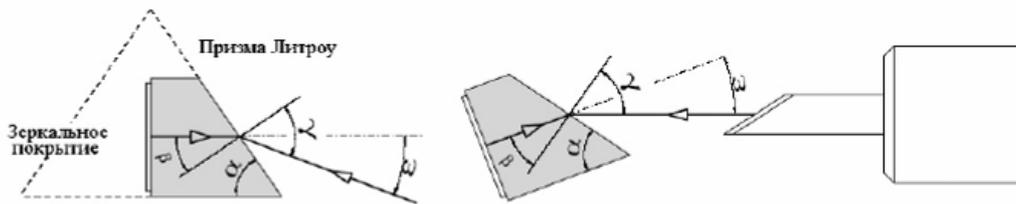


Рисунок 6 – Использование призмы Литроу

4.3 ИАГ-лазеры

Трехвалентный ион неодима легко активирует многие матрицы. Из них самыми перспективными оказались кристаллы иттрий-алюминиевого граната $Y_3Al_5O_{12}$ (ИАГ) и стекла. Накачка переводит ионы Nd^{3+} из основного состояния $4I_{9/2}$ в несколько относительно узких полос, играющих роль верхнего уровня. Эти полосы образованы рядом перекрывающихся возбужденных состояний, их положения и ширины несколько меняются от матрицы к матрице. Из полос накачки быстрая передача энергии возбуждения на метастабильный уровень $4F_{3/2}$ (рисунок 7).

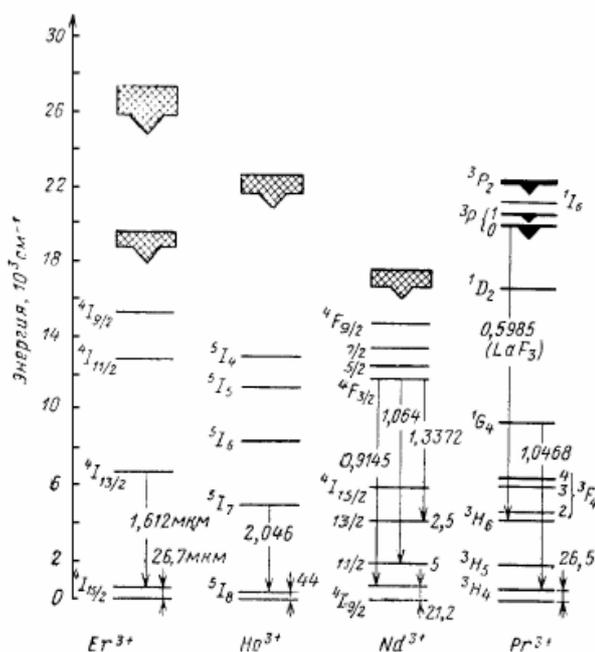


Рисунок 7 – Энергетические уровни трехвалентных редкоземельных ионов

Чем ближе к уровню $4F_{3/2}$ расположены полосы поглощения, тем выше КПД генерации. Достоинством кристаллов ИАГ является наличие интенсивной красной линии поглощения.

Технология роста кристаллов основана на методе Чохральского, когда ИАГ и присадка плавятся в иридиевом тигле при температуре около $2000\text{ }^{\circ}\text{C}$ с последующим выделением части расплава из тигля с помощью затравки. Температура затравки несколько ниже температуры расплава, и при вытягивании расплав постепенно кристаллизуется на поверхности затравки. Кристаллографическая ориентировка закристаллизовавшегося расплава воспроизводит ориентировку затравки. Выращивание кристалла осуществляется в инертной среде (аргон или азот) при нормальном давлении с малой добавкой кислорода (1-2%). Как только кристалл достигает нужной длины его медленно остужают для предотвращения разрушения из-за термических напряжений. Процесс роста занимает от 4 до 6 недель и проходит под компьютерным управлением.

Неодимовые лазеры работают в широком диапазоне режимов генерации, от непрерывного до существенно импульсного с длительностью, достигающей фемтосекунд. Последняя достигается методом синхронизации мод в широкой линии усиления, характерной для лазерных стекол.

При создании неодимовых, как, впрочем, и рубиновых, лазеров реализованы все характерные методы управления параметрами лазерного излучения, разработанные квантовой электроникой. В дополнение к так называемой свободной генерации, продолжающейся в течение практически всего времени существования импульса накачки, широкое распространение получили режимы включаемой (модулированной) добротности и синхронизации (самосинхронизации) мод.

В режиме свободной генерации длительность импульсов излучения составляет $0,1...10\text{ мс}$, энергия излучения в схемах усиления мощности составляет около 10 пс при использовании для модуляции добротности электрооптических устройств. Дальнейшее укорочение импульсов генерации достигается применением просветляющихся

фильтров как для модуляции добротности (0,1...10 пс), так и для синхронизации мод (1...10 пс).

При воздействии интенсивного излучения Nd-ИАГ-лазера на биологическую ткань образуются достаточно глубокие некрозы (коагуляционный очаг). Эффект удаления ткани и тем самым режущее действие, незначительны по сравнению с действием СО₂-лазера. Поэтому Nd-ИАГ-лазер применяется преимущественно для коагуляции кровотечения и для некротизирования патологически измененных областей ткани почти во всех областях хирургии. Поскольку к тому же передача излучения возможна через гибкие оптические кабели, то открываются перспективы применения Nd-ИАГ-лазера в полостях тела.

4.4 Полупроводниковые лазеры

Полупроводниковые лазеры испускают в УФ-, видимом или ИК-диапазонах (0,32...32 мкм) когерентное излучение; в качестве активной среды применяются полупроводниковые кристаллы.

В настоящее время известно свыше 40 пригодных для лазеров различных полупроводниковых материалов. Накачка активной среды может осуществляться электронными пучками или оптическим излучением (0,32...16 мкм), в рп-переходе полупроводникового материала электрическим током от приложенного внешнего напряжения (инжекция носителей заряда, 0,57...32 мкм).

Инжекционные лазеры отличаются от всех других типов лазеров следующими характеристиками:

- высоким КПД по мощности (выше 10%);
- простотой возбуждения (непосредственное преобразование электрической энергии в когерентное излучение – как в непрерывном, так и в импульсном режимах работы);
- возможностью прямой модуляции электрическим током до 10¹⁰ Гц;

- крайне незначительными размерами (длина менее 0,5 мм; ширина не более 0,4 мм; высота не более 0,1 мм);
- низким напряжением накачки;
- механической надежностью;
- большим сроком службы (до 107 ч).

4.5 Экимерные лазеры

Экимерные лазеры, представляющие собой новый класс лазерных систем, открывают для квантовой электроники УФ диапазон. Принцип действия экимерных лазеров удобно пояснить на примере лазера на ксеноне ($\lambda = 172,5$ нм). Основное состояние молекулы Xe_2 неустойчиво. Невозбужденный газ состоит в основном из атомов. Заселение верхнего лазерного состояния, т.е. создание возбужденной устойчивости молекулы Xe_2^* происходит под действием пучка быстрых электронов в сложной последовательности столкновительных процессов. Среди этих процессов существенную роль играют ионизация и возбуждение ксенона электронами.

Большой интерес представляют экимеры галоидов инертных газов (моногогалогенидов благородных газов), главным образом потому, что в отличие от случая димеров благородных газов соответствующие лазеры работают не только при электронно-пучковом, но и при газоразрядном возбуждении. Механизм образования верхних термов лазерных переходов в этих экимерах во многом неясен. Качественные соображения свидетельствуют о большей легкости их образования по сравнению со случаем димеров благородных газов. Существует глубокая аналогия между возбужденными молекулами, составленными из атомов щелочного материала и галогена. Атом инертного газа в возбужденном электронном состоянии похож на атом щелочного металла и галогена. Атом инертного газа в возбужденном электронном состоянии похож на атом щелочного металла, следующий за ним в таблице Менделеева. Этот атом легко ионизируется, так как энергия связи возбужденного электрона мала. В силу высокого сродства к электрону галогена этот электрон легко

отрывается и при столкновении соответствующих атомов охотно перепрыгивает на новую орбиту, объединяющую атомы, осуществляя тем самым так называемую гарпунную реакцию.

Наиболее распространены следующие типы эксимерных лазеров: Ar₂ (126,5 нм), Kr₂ (145,4 нм), Xe₂ (172,5 нм), ArF (192 нм), KrCl (222,0 нм), KrF (249,0 нм), XeCl (308,0 нм), XeF (352,0 нм).

4.6 Лазеры на красителях

Отличительной особенностью лазеров на красителях является возможность работы в широком диапазоне длин волн от ближнего ИК до ближнего УФ, плавная перестройка длины волны генерации в диапазоне шириной в несколько десятков нанометров с монохроматичностью, достигающей 11,5 МГц. Лазеры на красителях работают в непрерывном, импульсном и импульсно-периодическом режимах. Энергия импульсов излучения достигает сотен джоулей, мощность непрерывной генерации – десятков ватт, частота повторения сотен герц, КПД десятков процентов (при лазерной накачке). В импульсном режиме длительность генерации определяется длительностью импульсов накачки. В режиме синхронизации мод достигается пикосекундный и субпикосекундный диапазоны длительностей.

Свойства лазеров на красителях определяются свойствами их рабочего вещества органических красителей. Красителями принято называть сложные органические соединения с разветвленной системой сложных химических связей, обладающие интенсивными полосами поглощения в видимой и ближней УФ областях спектра. Окрашенные органические соединения содержат насыщенные хромофорные группы типа NO₂, N=N, =CO, ответственные за окраску. Наличие так называемых ауксохромных групп типа NH₃, OH придает соединению красящие свойства.

4.7 Аргоновые лазеры

Аргоновый лазер относится к типу газоразрядных лазеров, генерирующих на переходах между уровнями ионов главным образом в сине-зеленой части видимой и ближней ультрафиолетовой областях спектра.

Обычно этот лазер излучает на длинах волн 0,488 мкм и 0,515 мкм, а также в ультрафиолете на длинах волн 0,3511 мкм и 0,3638 мкм.

Мощность может достигнуть 150 Вт (промышленные образцы 2 ÷ 10 Вт, срок службы в пределах 100 часов). Схема конструкции аргонного лазера с возбуждением от постоянного тока показан на рисунке 8.

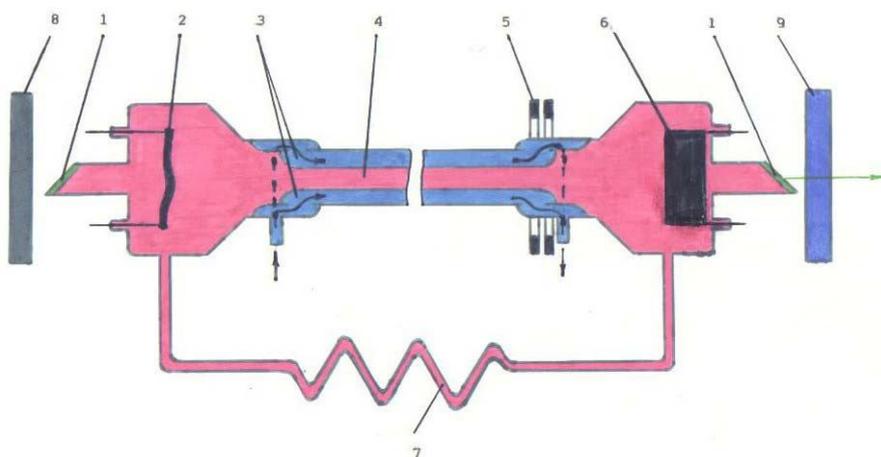


Рисунок 8 – Схема конструкции аргонного лазера

1 – выходные окна лазера; 2 – катод; 3 – канал водяного охлаждения; 4 – газоразрядная трубка (капилляр); 5 – магниты; 6 – анод; 7 – обводная газовая трубка; 8 – глухое зеркало; 9 – полупрозрачное зеркало

Газовый разряд создается в тонкой газоразрядной трубке (4), диаметром 5 мм – в капилляре, которая охлаждается жидкостью. Рабочее давление газа в пределах десятки Па. Магниты (5) создают магнитное поле для «отжимания» разряда от стенок газоразрядной трубки, что не позволяет разряду касаться ее стенок. Эта мера позволяет повышать выходную мощность лазерного излучения за счёт снижения скорости релаксации возбужденных ионов, происходящую в результате соударения со стенками трубки.

Обводной канал (7) предназначен для выравнивания давления по длине газоразрядной трубки (4) и обеспечения свободной циркуляции газа. При отсутствии такого канала газ скапливается в анодной части трубки после включения дугового разряда, что может привести к его гашению. Механизм сказанного следующий. Под действием электрического поля, приложенного между катодом (2) и анодом (6), электроны устремляются к аноду 6, повышая давление газа у анода. Это требует выравнивания давления газа в газоразрядной трубке для обеспечения нормального течения процесса, что осуществляется посредством обводной трубки (7).

Для ионизации нейтральных атомов аргона требуется через газ пропускать ток плотностью до нескольких тысяч ампер на квадратный сантиметр. Поэтому нужно эффективное охлаждение газоразрядной трубки.

Основные области применения аргоновых лазеров: фотохимия, термообработка, медицина. Аргоновый лазер, благодаря своей высокой избирательности по отношению автогенным хромофорам, применяется в офтальмологии и дерматологии.

1.1. Механокардиография

Механокардиография - совокупность методов механической регистрации работы сердца.

Кардиограмма - запись (аналоговая или цифровая) работы сердца независимо от метода съема информации и от того, получена ли она на обнаженном сердце или косвенным путем. Она позволяет определить: частоту сердечных сокращений, состояние сердечной мышцы, общее состояние сердца. Это конечно не все, о чем может «сказать» кардиограмма. Однако эти три пункта являются самыми главными.

Энергетической основой механокардиографии являются работа и мощность сердца.

Кардиограмму действительно можно назвать «тайником», но хранит она не всю информацию о сердце человека, а всего лишь ее отдельную часть. В эту часть входят: частота сердечных сокращений, состояние сердечной мышцы, общее состояние сердца. Это конечно

не все, о чем может «сказать» кардиограмма. Однако эти три пункта являются самыми главными. Остановимся на каждом из них подробнее.

Самым точным измерением кардиограммы является частота сердечных сокращений. По-другому данная частота еще может называться электрической активностью либо ритмом. Кардиограмма точно определяет - в каком ритме бьется сердце, имеется ли у человека учащенное биение сердца либо в некоторых случаях оно отсутствует полностью. Это происходит за счет того, что электроды, присоединенные к телу человека, улавливают слабые электрические сигналы, а кардиограмма в свою очередь усиливает их.

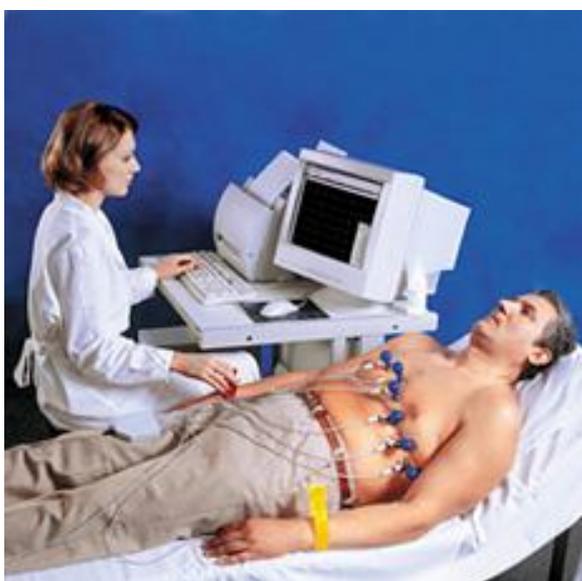


Рисунок 1 – Получение кардиограммы

Итак, электрокардиограмма представляет собой метод электрокардиографии, который основывается на том, что в момент распространения возбуждения по миокарду поверхность невозбужденных кардиомиоцитов заряжена положительными зарядами, а поверхность возбужденных кардиомиоцитов - отрицательными зарядами. В процессе всего происходящего образуется электрическое поле, которое можно зарегистрировать снаружи.

Суть электрографии заключается в том, чтобы зарегистрировать разности потенциала во времени. Кривая, которая показывает нам эти изменения и есть кардиограмма. Прибор, который записывает эту

кривую, именуется электрокардиографом. Обратите внимание, кардиограмма сердца показывает возбуждение сердца и его сокращение.

Во время снятия кардиограммы к телу человека прикрепляются специальные электроды, благодаря которым аппарат и получает необходимые данные. Следует отметить, что эти электроды обладают особыми принципами подключения. Итак, всего двенадцать электродов – три стандартных двухполюсных, которые должны отходить от конечностей, три усиленных однополюсных, которые также прикрепляются к конечностям. Остальные шесть грудных однополюсных прикрепляются к грудной клетке пациента. Электроды относительно данной схемы прикрепляются на левую и правую руку, а также левую ногу, тем самым, образуя три отведения, которые уже имеют свои обозначения в виде римских цифр I, II, III.

Правую руку человека всегда соединяют только с отрицательным полюсом прибора. А вот левую ногу, наоборот - с положительным полюсом. Левую руку соединяют как с положительным, так и с отрицательным полюсом аппарата. Найти на теле человека место с непрерывным электрическим потенциалом практически невозможно. Именно поэтому врачи самопроизвольно получают условный электрод, который используется ими для регистрации однополюсных отведений.

Впервые кардиограмма была записана в 1863 году французским физиологом Мареем. Им же был сконструирован кардиограф открытого типа. Этот кардиограф представляет собой капсулу с гладкими краями, которую накладывают на грудь пациенту в месте сердечного толчка. Изменение давления внутри капсулы, создаваемое движением грудной стенки в месте сердечного толчка, передается пневмосистемой к регистрирующему устройству.

Позже были разработаны кардиографы закрытого типа. Датчик такого кардиографа (рис. 2) представляет собой цилиндрическую капсулу, нижняя часть которой затянута резиновой мембраной с круговым выступом в центре, передающим на капсулу движение сердца.

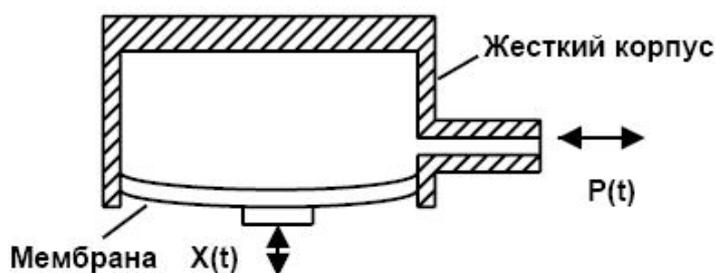


Рисунок 2- Пневматический датчик механического кардиографа.

Благодаря простоте устройства механические кардиографы закрытого типа получили распространение в период, предшествовавший развитию электрокардиографической техники. В настоящее время механические исследования сердечной деятельности нашли свое выражение в методах апекскардиографии и баллистокардиографии.

Апекскардиография или верхушечная кардиограмма представляет собой запись движения верхушки левого желудочка при его сокращении. Регистрируется она в положении больного лежа на левом боку при фиксации датчика (можно использовать датчик, применяемый в сфигмографии) в зоне пальпации верхушечного толчка. Скорость движения лентопротяжного механизма при этом должна составлять 50 или 100 мм/с.

АКГ представляет собой периодическую кривую (рис. 3), состоящую из одной большой положительной волны, занимающей начальную часть каждого цикла сердечного сокращения.

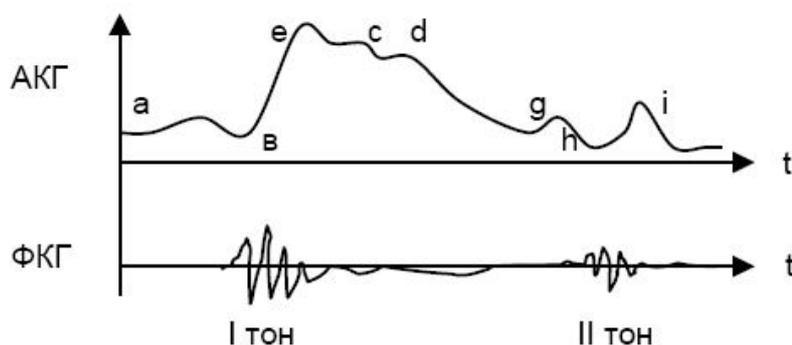


Рисунок 3 – Основные элементы апекскардиограммы.

Каждый характерный экстремум графической записи механокардиограмм принято обозначать буквами латинского алфавита, что нашло свое отражение и на кривой АКГ.

Однако не все элементы АКГ находят отражение в реальных записях. Это связано с тем, что толчок по-разному проецируется на грудную стенку, в частности, когда толчок направлен в ребро, а не в межреберье, тем самым плохо воздействуя на устройство съема. В результате АКГ у разных лиц, а также у одного и того же лица, но в разное время могут существенно отличаться по форме. Такой полиморфизм АКГ может быть связан и с разной силой прижатия датчика к грудной клетке, вариациями ее формы, разной толщиной подкожного слоя.

Поэтому методика АКГ применяется главным образом для оценки фаз сердечного цикла по временным интервалам между характерными точками АКГ путем сопоставления с соответствующими элементами электрокардиограммы и фонокардиограммы (ФКГ).

Баллистокардиография - метод графической регистрации реактивных механических движений тела человека, обусловленных сокращениями сердца и перемещением крови в крупных артериях.

На регистрируемой кривой - баллистокардиограмме (БКГ) - отражаются колебания тела, вызванные систолой сердца, гидравлическим ударом крови о дугу аорты, и элементы легочного ствола. Амплитуда волн БКГ в систолической фазе пропорциональна энергии сердечного выброса. Однако механизм передачи движений сердца и крови в сосудах всему телу сложен.

Для баллистокардиографии предложено две модели механических систем:

1. Тело - неподвижное основание. Реализация этой модели называется прямым методом баллистокардиографии (рис. 4).

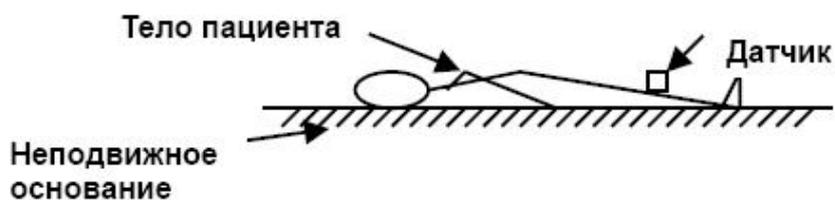


Рисунок 4 – Прямой метод баллистокардиографии

2. Тело - подвижная платформа - система подвески - неподвижное основание. Реализация данной модели называется непрямым (косвенным) методом баллистокардиографии (рис. 2.4).

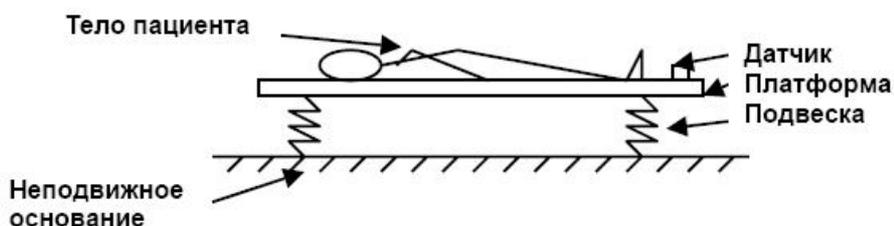


Рисунок 5 – Косвенный метод баллистокардиографии

Баллистокардиографы состоят из механич. части, воспринимающей движения исследуемого, преобразователя, превращающего эти механич. движения в электрич. энергию, и электронной части, усиливающей полученные от преобразователя электрич. явления и регистрирующей их. В не прямых баллистокардиографах механич. частью является подвижный стол, на котором располагается исследуемый, в прямых - датчик, накладываемый на любой участок тела (чаще голени), с помощью которого можно регистрировать смещение этого участка тела. Возникающая при движениях этого участка сила фотоэлектрического или индукционного тока записывается. В зависимости от частотной характеристики различают баллистокардиографы ультранизкочастотные (собств. частота 0,25 и 0,5 гц), низкочастотные (1-4 гм,) и высокочастотные (15-30 гц). Обычно регистрируют смещения тела вдоль продольной его оси. Возможно, также регистрировать скорость и ускорение перемещений тела, возникающих в результате сердечной деятельности. Движения

записываются в виде кривой - баллистокардиограммы (БКГ).

Методами баллистокардиографии могут исследоваться и отдельные части тела. Такое направление получило название локальной баллистокардиографии. Выделяют следующие ее варианты:

- сейсмокардиография - регистрация вибраций грудной клетки;
- кинетокардиография - регистрация колебаний грудной стенки в диапазоне частот 1... 10 Гц;
- динамокардиография (как метод исследования рассмотрим ее более подробно).

1.2 Динамокардиография

Динамокардиография - метод регистрации перемещений центра тяжести грудной клетки, возникающих в связи с сердечной кинематикой и движением крови в крупных сосудах.

Для реализации метода используют прибор - динамокардиограф, который состоит из воспринимающего устройства (устройство съема) и усилительно-регистрирующего блока. Воспринимающее устройство вмонтировано в специальный стол, на который укладывают пациента (рис.6).

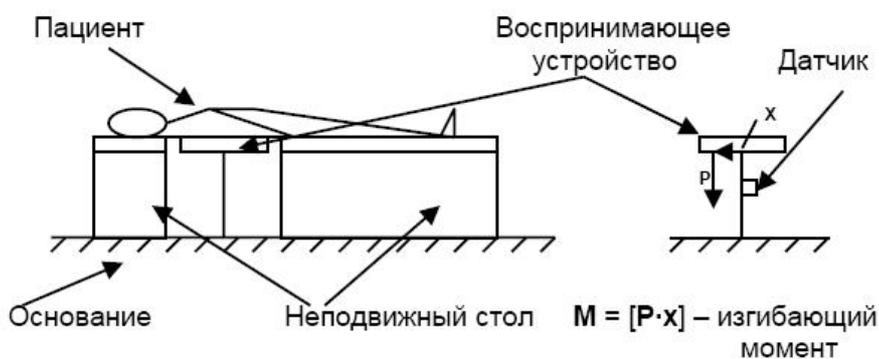


Рисунок 6- Устройство динамокардиографа

Динамические усилия, действующие со стороны грудной клетки пациента на воспринимающее устройство, с помощью тензометров

преобразуются в электрические сигналы, которые после усиления записываются в виде кривой - динамокардиограммы (ДКГ). С позиций механики ДКГ является кривой, характеризующей изменения момента M вертикально направленных сил P , а динамокардиография - методикой, осуществляющей моментно-силовой анализ механических процессов, сопровождающих сердечные сокращения. Запись момента сил $M(t)$, направленного вдоль тела пациента, называется продольной, или стандартной, ДКГ. Соответственно запись момента сил, действующих в поперечном направлении, называется поперечной ДКГ.

Типичная ДКГ - периодическая кривая, имеющая семь характерных интервалов с зубцами, обозначенными буквами латинского алфавита (рис. 7). При анализе ДКГ определяют амплитуду колебаний и длительность интервалов. Математическая обработка ДКГ позволяет оценить скорость (первая производная по времени от кривой) и ускорение (вторая производная) регистрируемых процессов.

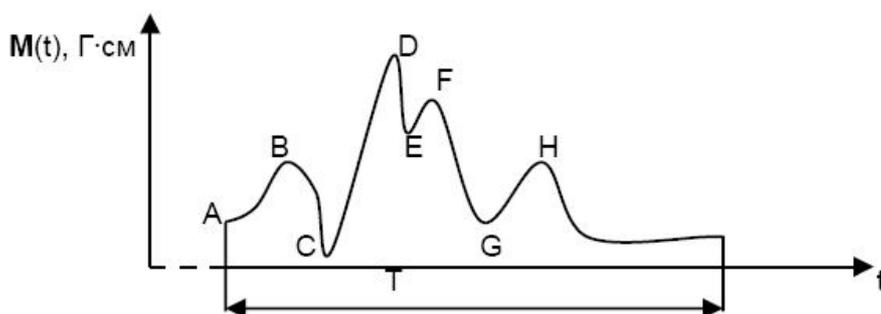


Рисунок 7 – Общий вид динамокардиограммы

Существенным для оценки функционального состояния миокарда является временной анализ интервалов ДКГ. Такая оценка производится путем сопоставления длительности того или иного интервала ДКГ пациента с нормированными значениями, например: $t_{BC} = 0,08\sqrt{T}$, $t_{CE} = 0,25\sqrt{T}$, $t_{BE} = 0,33\sqrt{T}$, где T - длительность сердечного цикла в секундах.

На практике также используют внутрисистолический показатель динамокардиографии (ВСПД), выраженный в процентах: $\text{ВСПД} = (t_{CE} / t_{BE} \cdot 100\%)$, значения t_{CE} и t_{BE} берут из ДКГ. Норма ВСПД для здорового человеческого организма составляет около 75% и остается

практически неизменной при физиологических колебаниях сердечного ритма.

Диагностические возможности динамокардиографии расширяются при использовании векторкардиограммы, полученной из сигналов продольной и поперечной ДКГ. При этом на регистраторе формируется траектория перемещения центра тяжести грудной клетки.

Динамокардиография находит также применение для записи и исследования дыхательных движений.

1.3 Сфигмография

Сфигмография - метод исследования гемодинамики и диагностики некоторых форм патологии сердечно-сосудистой системы, основанный на графической регистрации пульсовых колебаний стенки кровеносного сосуда.

Сфигмографию осуществляют с помощью специальных приставок к электрокардиографу или другому регистратору, позволяющих преобразовывать воспринимаемые приемником пульса механические колебания стенки сосуда (или сопутствующие им изменения электрической емкости либо оптических свойств исследуемого участка тела) в электрические сигналы, которые после предварительного усиления подаются на регистрирующее устройство. Записываемую кривую называют сфигмограммой (СГ). Существуют как контактные (накладываемые на кожу над пульсирующей артерией), так и бесконтактные, или дистанционные, приемники пульса. Последние обычно используют для регистрации венозного пульса — флебосфигмографии. Запись пульсовых колебаний сегмента конечности с помощью накладываемых по ее периметру пневматической манжеты или тензометрического датчика называют объемной сфигмографией.

Технически записать сфигмограмму несложно. Обычно одновременно накладывают 2 и более пьезодатчиков или производят

синхронную запись с электро- и фонокардиограммами. В первом случае исследование направлено на определение скорости распространения пульсовой волны по сосудам эластического и мышечного типов (датчики накладывают над область сонной, бедренной и лучевой артерий). Для получения кривых, годных к расшифровке, датчики следует располагать на переднешейной борозде на уровне верхнего края щитовидного хряща (сонная артерия), на середине пупартовой связки (бедренная артерия) и в зоне максимальной пульсации лучевой артерии.

В качестве датчиков применяют пневматические, пьезоэлектрические, емкостные, индуктивные и тензометрические датчики.

Сфигмография используется как самостоятельный метод исследования для оценки состояния системы кровообращения и диагностики некоторых заболеваний (порок сердца). Она также находит применение и в составе ряда других методик как один из информационных каналов поликардиографии.

1.4 Механическая плетизмография

Плетизмография (plethysmos - увеличение (греч.)) - регистрация изменений объемов тела или его частей.

Механическая плетизмография основана на свойстве жидкостей или газов, заполняющих герметический сосуд (плетизмографический рецептор), передавать колебания объема исследуемого объекта, помещенного в него, датчику измерительного устройства (рис. 9).

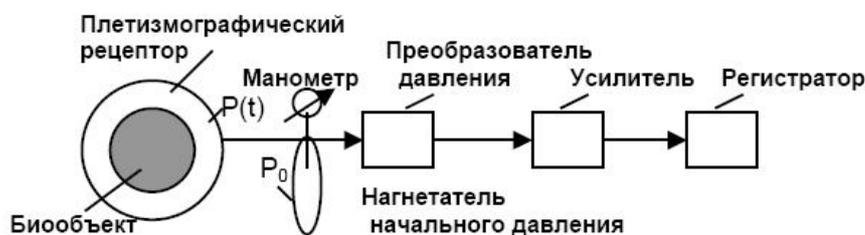


Рисунок 9 – Функциональная схема плетизмографа

Как правило, механическая плетизмография предусматривает такую последовательность преобразований информации: изменение объема $V(t)$ - изменение давления $P(t)$ - изменение электрического сигнала.

На плетизмограмме (графической записи) выделяют три основных вида колебаний (волн) объема.

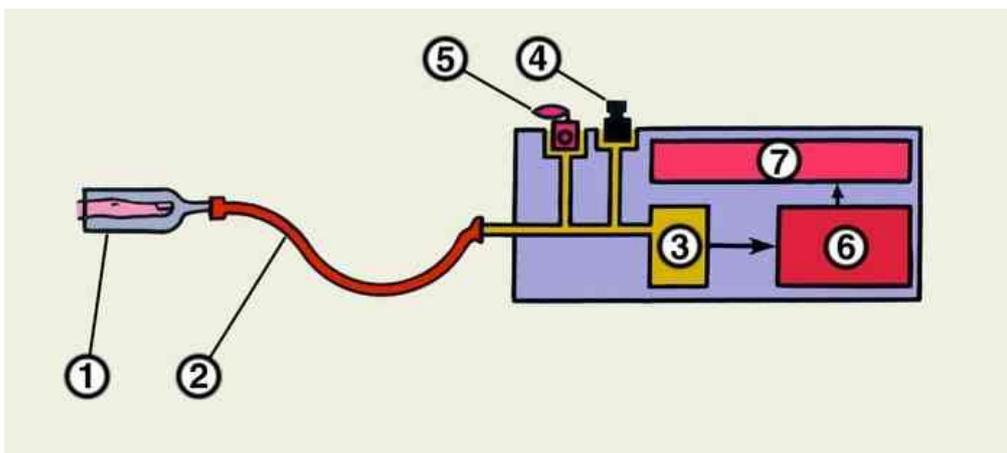


Рисунок 10 – Схема плетизмографа с воздушной трансмиссией. Плетизмографический рецептор (1) для пальца руки, трубка (2), соединяющая воздушное пространство рецептора с механоэлектрическим датчиком (3) и калибратором (4), кран (5) для сообщения воздухопроводов плетизмографа с атмосферой, усилитель (6), регистрирующее устройство (7).

Классический вариант метода (механическая П.) заключается в следующем: исследуемую часть тела помещают в герметичный сосуд (плетизморептор), заполненный воздухом или водой (трансмиссионная среда), которые передают колебания объема на датчик измерительного устройства. В методическом отношении преимущество имеют плетизмографы с воздушной трансмиссией (рис. 10) и механоэлектрическим датчиком, преобразующим механические колебания в электрические, которые затем усиливаются и регистрируются в виде кривой — плетизмограммы (ПГ).

Как правило, механическая плетизмография предусматривает такую последовательность преобразований информации: изменение объема $V(t)$ - изменение давления $P(t)$ - изменение электрического сигнала.

На плетизмограмме (графической записи) выделяют три основных вида колебаний (волн) объема.

Волны первого порядка (или объемный пульс) отражают колебания кровенаполнения во время сердечного цикла. По форме эти волны похожи на сфигмограмму артерий.

Волны второго порядка имеют период дыхательных волн. Регистрируются непостоянно, при спокойном дыхании их амплитуда обычно меньше амплитуды объемного пульса.

Волны третьего порядка обозначают все регистрируемые колебания кровенаполнения с периодом, большим, чем период дыхательных волн. Чаще эти волны имеют аperiодический характер, отражающий психологическое состояние обследуемого.

Направления использования плетизмографии:

1. Определение тонуса кровеносных сосудов. Исследование основано на оценке модуля объемной упругости $E = \Delta P / \Delta V$, где ΔP - изменение давления в кровеносных сосудах, ΔV - изменение их объема

Оценка артериального тонуса производится из соотношения $TA = \Delta P / \Delta V$, где ΔP - пульсовое давление в артерии (определяют по сфигмограмме), ΔV - амплитуда объемного пульса (определяют по плетизмограмме).

Оценка тонуса вен выполняется путем вычисления отношения прироста давления в венах к приросту их объема (рис. 8) во время окклюзии (пережатия).

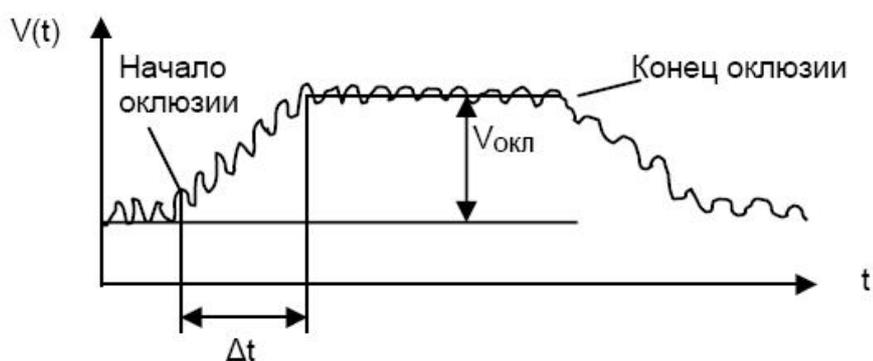


Рисунок 8 – Кривая окклюзионной плетизмографии

Тонус вен $T_v = (P_{окл} - P_v) / V_{окл}$ где $V_{окл}$ - прирост объема при окклюзии, $P_{окл}$ - давление окклюзии (обычно - давление в пережимающей венный отток крови пневматической манжете), P_v - давление крови в вене.

2. Измерение объемной скорости кровотока Q . Этот метод основан на допущении, что в начале окклюзии все вены пережимаются полностью и заполнение их кровью происходит при практически неизменном перепаде давления в артериях и венах: $P_a - P_v = const$. Тогда $Q = V_{окл} / \Delta t$, где $V_{окл}$ - прирост объема за время Δt .

Плетизмография всего тела (ПВТ), осуществляемая с помощью специальной герметической камеры, в которую помещают обследуемого. Плетизмографы для ПВТ - системы с постоянным объемом и, следовательно, переменным давлением, изменение которого соответствует изменению количества воздуха в камере или объема тела обследуемого.

Изучение функций внешнего дыхания основано на взаимосвязи между давлением в камере и объемами вдыхаемого и выдыхаемого воздуха, что позволяет определить характерные легочные параметры.

Определение минутного объема кровообращения основано на снижении парциального давления азота в камере плетизмографа при его растворении в крови за одну минуту.

Оценка нервной деятельности. При этом используют связь различных сосудистых реакций с законами высшей нервной деятельности, что отражается на форме волн третьего порядка. Последние отражают также наличие и характер реакций на различные раздражители (звук, свет, боль).

1.5 Методы измерения кровяного давления

Кровяное давление - давление крови на стенки кровеносных сосудов и камер сердца, которое характеризует энергетические свойства системы кровообращения.

Если систему кровообращения считать замкнутой и пренебречь потерями энергии на преодоление сил трения и фильтрационные процессы, то к ней можно применить уравнение Бернулли:

$$P_{кд} = P_{ст} + P_{гст} + P_{дин} = P_{ст} + \rho gh + (\rho v^2) / 2$$

где $P_{кд}$ - полное давление, $P_{ст}$ - статическое давление, $P_{гст}$ - гидростатическое давление, $P_{дин}$ - динамическое давление, ρ - плотность крови, v - линейная скорость кровотока, h - высота над флебостатическим уровнем давления в правом предсердии.

Энергия кровяного давления, создаваемая работой сердца, расходуется на продвижение крови по большому и малому кругам кровообращения в поле сил тяжести, а также на преодоление сопротивления току крови в сосудистой системе. Величина кровяного давления и динамика его изменения зависят от участка сердечно-сосудистой системы.

Характерные его значения для сосудистого русла показаны на рис. 9. Внутрисердечное давление неодинаково в разных камерах сердца и резко отличается по фазам систолы и диастолы (табл. 1).

Таблица 1

| Камеры сердца | Давление, мм рт. ст. | |
|------------------|----------------------|----------|
| | Систола | Диастола |
| Левый желудочек | 120 | 4 |
| Правый желудочек | 25 | 2 |



Рисунок 9 – График изменения кровяного давления в сосудах.

Все виды измерения кровяного давления разделяют на прямые, непрямые и косвенные.

Прямое измерение кровяного давления (прямая манометрия) осуществляется непосредственно в сосуде или полости сердца, куда вводится катетер, передающий давление на внешний измерительный прибор. Катетер должен быть соединен со стерильной магистралью, заполненной стерильным физиологическим раствором, которая подключена к монитору. Прямое измерение осуществляется практически в любых участках сердечно-сосудистой системы и служит базовым методом, по которому поверяются непрямые и косвенные методы.

Преимущества метода: возможность одновременного отбора проб крови или ввода лекарственных препаратов, высокая точность измерений.

Недостатки: необходимость оперативного вмешательства, высокая степень дезинфекции, а иногда и анестезии, возможны осложнения.

Применение прямых измерений. Прямые измерения - единственный способ определения кровяного давления в полостях сердца и центральных сосудах. Прямые измерения артериального давления у человека проводятся лишь в экстремальных или исследовательских целях.

Венозное давление надежно измеряется только прямым методом. Устойчивые показания дают измерения, проводимые в верхней и нижней полых венах, среднединамические значения которых называют центральным венозным давлением (ЦВД).

Капиллярное давление измеряется в основном прямым методом в исследовательских целях - для понимания процессов микроциркуляции крови. Для реализации метода используют микроканюли, которые вводят с помощью микроскопа.

Непрямые измерения кровяного давления осуществляются без нарушения целостности сосудов и тканей путем уравнивания давления внутри сосуда известным внешним давлением через его стенку и мягкие ткани тела. Методы, основанные на этом принципе, получили название компрессионных.

Компрессионные методы различаются способом создания компрессирующего давления и выбором критерия идентификации момента равновесия компрессирующего и внутрисосудистого давлений.

Компрессирующее давление может создаваться жидкостью, воздухом или твердым телом. Получил распространение способ компрессии воздухом через эластичную мембрану, который обеспечивает более точную передачу внешнего давления.

Изменение внешнего давления по отношению к давлению в кровеносном сосуде может носить характер медленного нарастания, плавного понижения ранее созданного высокого давления, а также соответствовать изменениям внутрисосудистого давления. Первые два режима используются для определения дискретных показаний, третий - для непрерывной регистрации кровяного давления.

В качестве критериев идентификации равновесия внешнего и внутрисосудистого давлений используют пульсовые явления, звуковые (аускультативные) признаки, изменения кровенаполнения тканей.

Непрямые измерения артериального давления.

Пульсовый метод измерения артериального давления основан на изменении характера пульсации артерии в ее дистальной части вследствие компрессии (рис. 10).



Рисунок 10 – График измерений пульсовым методом

Для реализации метода в компрессирующей манжете, наложенной, например, на предплечье, создают давление (для пережатия артерий), превышающее систолический (P_c) уровень. При этом пульсации в дистальной части артерии (например, в ямке локтевого изгиба) исчезают.

Далее проводят декомпрессию (уменьшение давления) манжеты и отмечают систолический уровень артериального давления по

манометру в момент появления пульсаций с повышенным наполнением. Диастолический уровень давления (P_d) определяют по моменту восстановления нормального пульса. Пульсации оценивают пальпаторным методом или с помощью сфигмоманометрии. Основным недостатком метода - большая неточность определения диастолического давления.

Звуковой (аускультативный) метод имеет в своей основе феномен звучания артерии при ее сдавливании извне (феномен Короткова). И.О. Коротков установил, что, если на артерию подать внешнее давление, превышающее диастолическое, в ней возникают звуки (тоны, шумы), которые прекращаются, как только внешнее давление превысит систолический уровень. Прослушивая с помощью фонендоскопа плечевую артерию в локтевом изгибе в процессе ее декомпрессии, определяют моменты появления и прекращения звуков и по манометру отмечают соответствующие этим моментам уровни внешнего давления (рис. 2.12). Первый уровень соответствует систолическому давлению, второй - диастолическому.

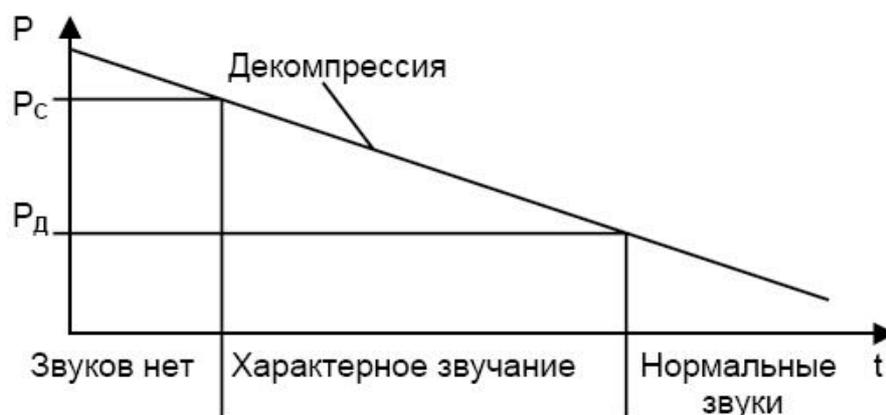


Рисунок 11- График измерений звуковым методом

Для измерений кровяного давления пульсовым и звуковым методами используют сфигманометры с ртутным или мембранным манометром с интервалом измеряемых давлений 20... 300 мм рт. ст. ± 4 мм. рт. ст.

Волюмометрический метод основан на изменении кровенаполнения дистального участка конечности при сжатии вены и питающей ее артерии.

В ходе компрессии регистрируют давление в компрессирующей манжете и плетизмограмму дистального участка. На плетизмограмме сначала появляется подъем, обусловленный прекращением венозного оттока из конечности. Когда же пережимается и артерия, кровь перестает поступать в конечность и подъем на плетизмограмме прекращается, что соответствует достижению систолического давления (рис. 12).

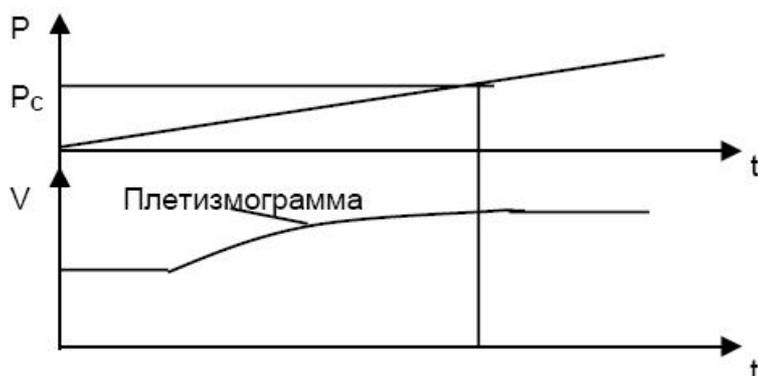


Рисунок 12 – График измерения волюмометрическим методом.

Осцилляторный метод основан на динамическом взаимодействии пульсирующего кровеносного сосуда и компрессирующей его манжеты, в результате чего в ней возникают пульсации давления (осцилляции). При увеличении внешнего давления выше диастолического уровня наблюдается рост амплитуды осцилляций. Их максимум наблюдается, когда внешнее давление достигнет среднединамического уровня. Когда давление становится равным систолическому, осцилляции прекращаются.

Артериальная осциллография осуществляется путем графической регистрации уровня компрессирующего давления и осцилляций в манжете (рис. 13).

Разновидностью осцилляторного метода является фазовый метод. В основе этого метода лежит представление, что при компрессировании артерии давлением, превышающим диастолический уровень, пульсации в дистальной части конечности начинают запаздывать. Давление в момент появления запаздывания идентифицируют как диастолическое. Систолическое давление определяют по прекращению пульсаций в дистальной манжете.

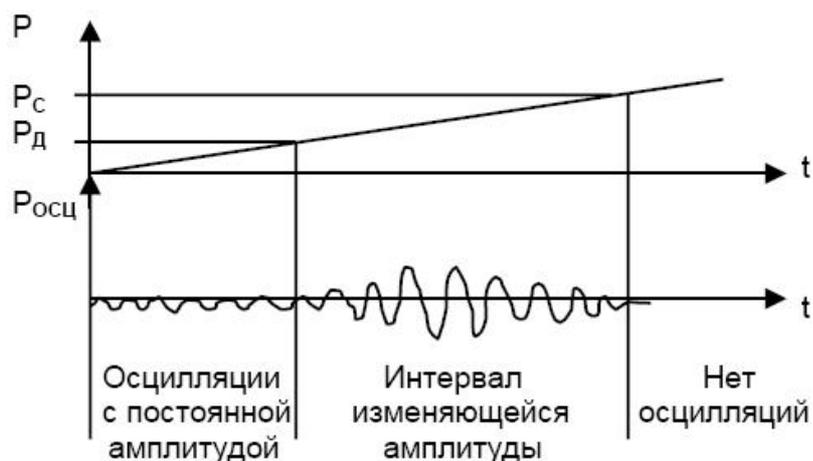


Рисунок 13 – График измерений при артериальной осциллографии

Измерение венозного давления. Для непрямого измерения венозного давления предложены две группы методов - компрессионные и гидростатические. Компрессионные методы оказались малодостоверными и не получили распространения.

Гидростатический метод основан на изменении положения тела или его частей таким образом, чтобы гидростатическое давление в области измерения довести до уровня атмосферного.

Метод Гертнера. Сущность метода состоит в том, что, наблюдая за тыльной поверхностью руки при ее медленном поднятии, отмечают, на какой высоте спадаются вены. Расстояние от уровня предсердия (флебостатического уровня) служит показателем венозного давления (ρgh). Погрешность метода велика.

Метод центрального венозного давления (ЦВД). Для реализации метода обследуемого с помощью поворотного стола переводят из горизонтального положения в наклонное. При этом наблюдают изменение характера пульсаций в манжете, наложенной вокруг шеи. Величину гидростатического давления считают равной ЦВД, когда в рисунке пульсации исчезнут компоненты венозного пульса. Точность метода приближается к прямым измерениям. Измерение давления осуществляется с помощью прибора Флеботометра Вальдмана.

Флеботометр Вальдмана состоит из штатива с линейной шкалой, передвигающейся с помощью винтовой ручки. В центре шкалы

укрепляется стеклянная манометрическая трубка, на нижний конец которой надевается резиновая трубка, соединяющаяся с трехходовым краном. Ко второму выходу этого крана присоединяется резиновая трубка, идущая к стеклянному резервуару вместимостью 100 мл, укрепленному в специальном гнезде на штативе. На третий выход надевается резиновая трубка для присоединения с веной больного. В резервуар заливают изотонический раствор натрия хлорида или дистиллированную воду, которыми, переключая трехходовой кран, заполняют всю систему трубок. Уровень раствора в манометрической трубке устанавливают на нулевой линии шкалы.

Резервуар, резиновые трубки, трехходовой кран, капельница, манометрическая трубка должны быть стерильными.

Измерение капиллярного давления. Для измерения капиллярного давления используют компрессионный метод. Компрессию осуществляют прозрачными манжетами при хорошем освещении. Величина давления, при котором кожа начинает бледнеть, принимается за давление в поверхностно расположенных капиллярах.

Косвенные методы измерения кровяного давления основаны на записи параметров (деформации, изменения объема, оптической плотности, электрической проводимости), косвенно связанных с измеряемым давлением, и определении соответствия при градуировке по прямым методам.

1.6 Оценка механических параметров системы дыхания.

Спирография

Полное исследование функции легких включает в себя определение параметров вентиляции, диффузии, содержания кислорода и углекислого газа. Физиологическими методами исследуют вентиляцию легких - циклический процесс вдоха и выдоха. Этот процесс характеризуют такие механические параметры, как легочные объемы, частота и глубина дыхания, сила дыхательной мускулатуры.

Спирография (spiro - дуть (лат.)) - метод исследования функции легких путем измерения легочных дыхательных объемов. Различают следующие дыхательные объемы:

1 Дыхательный объем (ДО) (глубина дыхания) - объем вдыхаемого и выдыхаемого воздуха при каждом дыхательном цикле. Величина дыхательного объема колеблется от 300 до 900 мл. Наиболее высокие цифры ДО отмечаются в положении «стоя», наименьшие - «лежа».

2 Резервный объем вдоха (РОВд) - максимальный объем воздуха, который можно вдохнуть, после спокойного вдоха.

3 Резервный объем выдоха (РОВвд) - максимальный объем воздуха, который можно выдохнуть, после спокойного выдоха.

4 Жизненная емкость легких (ЖЕЛ) - объем воздуха, который можно выдохнуть при максимально глубоком выдохе, после максимально глубокого вдоха: $ЖЕЛ = РОВвд + ДО + РОВд$. На величину ЖЕЛ влияет положение грудной клетки, всего тела, состояние мышечной и центральной нервной систем, степень кровенаполнения легких. Абсолютная величина ЖЕЛ у здоровых людей колеблется от 1800 до 7200 мл.

5 Остаточный объем легких (ООЛ) - объем воздуха, остающийся в легких после максимального выдоха.

6 Общая емкость легких (ОЕЛ) - $ОЕЛ = ЖЕЛ + ООЛ$. Считают нормой $ООЛ = 0,2...0,25 ОЕЛ$.

Спирограмма - графическая запись глубины дыхания - входит в состав комплексных методик исследования состояния организма.

Спирографы - приборы для измерения дыхательных объемов. Спирографы, которые во время одной или обеих дыхательных фаз сообщаются с атмосферой, называются открытыми, спирографы, имеющие сообщение только с дыхательными путями, - закрытыми.

Простейший открытый спирограф - водяной (рис. 14). Обследуемый вдыхает атмосферный воздух и выдыхает его в пространство под полым колоколом, который поднимается на высоту, пропорциональную объему выдыхаемого воздуха.

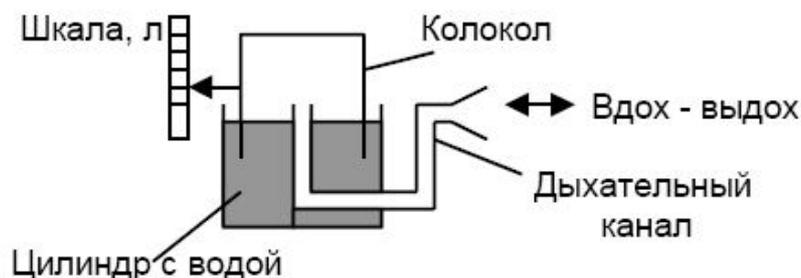


Рисунок 14 – Устройство водяного спирографа

В спирографах закрытого типа измерение дыхательных объемов осуществляется аналогично, но кроме показателей легочной вентиляции можно определять компонентный состав выдыхаемого воздуха.

Пневмотахография - метод исследования динамики дыхания, основанный на записи скорости движения вдыхаемого и выдыхаемого воздуха, и определения соответствующих дыхательных объемов. Производимая запись называется пневмотахограммой. Диагностическая значимость метода состоит в том, что при многих заболеваниях легких наблюдаются увеличение сопротивления дыхательных путей и изменение эластических свойств легких.

Пневмотахограф - техническое устройство для реализации метода пневмотахографии - работает по открытой системе и состоит из преобразователя расхода воздуха в электрический сигнал и регистратора. Преобразователи бывают термоанемометрические, мембранные, акустические. Пневмотахографы, в которых применяют преобразователи величины перепада давления на мерном участке дыхательной трубки (за счет вязкого трения воздуха), пропорциональной расходу (закон Гоагена-Пуазейля), называются волюмопневмотахографами. Последние получили наибольшее распространение и позволяют измерять объемные показатели легочной вентиляции при спокойном и форсированном дыхании, частоту дыхания, длительность вдоха и выдоха.

Сила дыхательной мускулатуры характеризует способность дыхательной системы создавать максимальное избыточное давление и максимальное разрежение. Измеряется в миллиметрах ртутного столба и исследуется с помощью пневмоманометра. Одной из простейших конструкций пневмоманометра является у-образная стеклянная трубка, заполненная ртутью, в которую через дыхательный

раструб производится вдох - выдох. В норме сила выдоха составляет 80...150 мм рт. ст., сила вдоха - 50...60 мм рт. ст.

В заключение дадим сравнительную характеристику динамических показателей кровеносной и дыхательных систем (табл. 2).

Таблица 2

| Минутный объем | Норма | Напряженная работа | Отношение |
|-------------------|-------------|--------------------|-------------------------------|
| Кровоток | 5...6 л/мин | 20...25 л/мин | $Q_{\max}/Q_{\min} = 4...5$ |
| Вентиляция легких | 6...8 л/мин | 100...150 л/мин | $Q_{\max}/Q_{\min} = 12...25$ |

Таким образом, предел физических возможностей человека ограничивается «пропускной» способностью сердечно-сосудистой системы, а не дыхания.

ПЭТ ИССЛЕДОВАНИЯ

Любое ПЭТ исследование состоит из нескольких основных этапов:

1. производство радиоизотопа;
2. маркировка выбранного состава испускающим позитроны радионуклидом и подготовка состава в форме, пригодной для воздействия на людей;
3. транспортировка состава из лаборатории к месту проведения исследования;
4. воздействие радиоактивного индикатора и получение данных ПЭТ;
5. отображение распределения активности позитрона как функции времени, обработка данных;
6. интерпретация результата.

2.1 Производство радиоизотопа

Система производства радиоизотопов состоит из трех основных частей: циклотрона (ускорителя частиц); биологического синтезатора,

присоединяющего радиоизотопы к биологическим молекулам; компьютера, контролирующего процесс.

До начала исследования в циклотроне производится радиоактивное вещество, входящее в естественный химический состав тела (атомы кислорода, углерода, азота) и распадающееся с испусканием позитронов.

Циклотрон (циклический ускоритель) состоит из двух полых полукруглых металлических электродов (дуантов), расположенных между полюсами электромагнита и разделенных узким зазором. Вблизи от центра дуантов располагается источник ионов (как правило электрическая дуга в газе), который служит генератором заряженных частиц. В момент работы, частицы импульсно генерируются источником ионов.

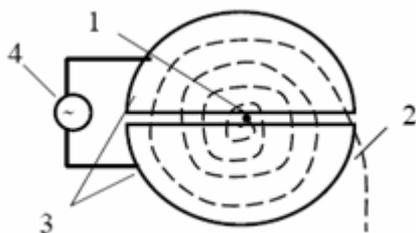


Рисунок 1 – Схема циклотрона.

При попадании отрицательных ионов в вакуумную камеру они приобретают энергию благодаря высокочастотному переменному электрическому полю. Ионы подвергаются воздействию электрического поля и сильного магнитного поля, генерируемого электромагнитом. Когда отрицательные ионы долетают до края дуанта и влетают в зазор, РЧ-осциллятор меняет полярность на дуантах и ионы отталкиваются по мере входа в ранее положительно, а теперь отрицательно заряженный дуант. С каждым проходом зазора, энергия и радиус орбиты частиц возрастают, и частицы двигаются по спирали. При достижении максимальных значений энергии на последнем витке спирали включается отклоняющее электрическое поле, выводящее пучок наружу.

Поток отрицательных ионов направляется к первой карусели, расположенной между ускорителями и камерой мишени. Карусели состоят из тонких угольных пластин, которые отделяют оба

электрона от ионов H^- , которые становятся ионами H^+ или протонами. Протоны проходят через пластину, однако, несмотря на смену заряда на противоположный, они все еще находятся под влиянием магнитного поля, двигаются по циркулярной орбите, по касательной к своей прежней траектории, от центра циклотрона. Этот поток протонов направляется к камере мишени. Разделяющие пластины имеют толщину от 5 до 25 μm и имеют срок службы порядка 100 часов. Протонный пучок из циклотрона влетает в камеру мишени и путем ядерной

реакции преобразует стабильный материал мишени (стабильный химический изотоп) в радиоактивный изотоп.

Произведенные на циклотроне радиоизотопы переносятся в биосинтезатор, где они присоединяются к используемым в клинике химическим составам, за распределением которых в теле хотят проследить. Естественно встречающиеся в органических составах атомы заменяются маркированными (химически и биологически идентичными оригиналу). В ПЭТ маркируемы химические составы, ограничены воображением исследователей и временем полураспада. Чаще всего в роли маркируемого вещества выступает глюкоза.

Вся работа системы производства радиоизотопов, включая циклотрон и биосинтезатор, управляется компьютером. Оператор выбирает из меню на консоли управления требуемый для производства изотоп, а остальные процессы проводятся автоматически.

2.2 Регистрация гамма лучей

Для проведения исследования малое количество радиоактивного препарата (радионуклида) внутривенно вводят пациенту, радионуклид поступает в клетки и распределяется в них. Спустя некоторое время его концентрация в тканях измеряется сканером, достаточно чувствительным для обнаружения даже небольшого количества радиоактивного состава.

При распаде радиоактивного вещества происходит эмиссии позитронов, стабилизирующая ядро за счет устранения положительного заряда. Позитрон проходит короткое расстояние (зависящее от его энергии) перед столкновением с электроном окружающей среды. Происходит столкновение позитрона с

электроном (аннигиляция), приводя к эмиссии двух противоположно направленных ($180^\circ \pm 0,25^\circ$) гамма-лучей (фотонов высокой энергии) с энергией 511 кэВ каждый.

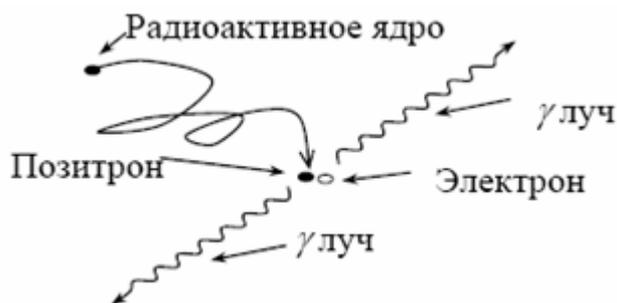


Рисунок 2 – Эмиссия гамма лучей.

Данные фотоны, испущенные в результате аннигиляции, выходят за пределы тела и регистрируются внешними детекторами. Регистрируемые после аннигиляции гамма-лучи называются линией совпадения и используются для определения локализации и концентрации эмитента позитрона, которая зависит от биохимической и физиологической реакции органа.

2.2.1 Устройство детекторов для регистрации.

Когда гамма-лучи взаимодействуют с кристаллами сцинтиллятора, фотоны света преобразуются электронными устройствами томографа в электрические сигналы. Процессы конвертации и регистрация происходят практически мгновенно друг за другом, для того чтобы можно было сравнивать события сцинтилляции с противоположных детекторов (вдоль большого количества линий совпадений).

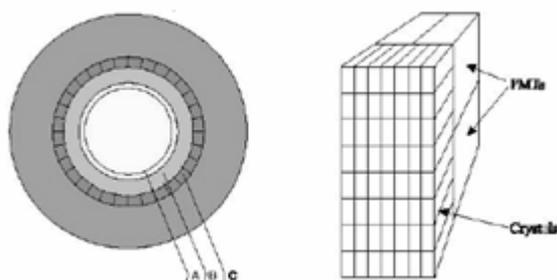


Рисунок 3 – Гентри ПЭТ сканера. А – цилиндрический источник для коррекции аттенюации, В – септа, С – детекторные блоки.

Основным блоком ПЭТ сканера является гентри, внутри которого расположены детекторы (рис. 54) . Множество детекторов образует кольцо диаметром 80-100 см и шириной 10-20 см. Для снижения влияния внешнего излучения, наружная поверхность кольца детекторов имеет свинцовый экран.

Детекторы являются самими важным компонентами ПЭТ сканера. В ряде случаев они похожи на используемые в однофотонном отображении: большие кристаллы йодистого натрия соединенные с фотоумножителями.

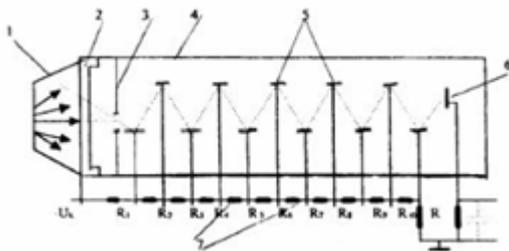


Рисунок 4 Схема сцинтиляционного детектора. 1 – сцинтиллятор, 2 – фотокатод, 3 – диафрагма, 4 – корпус фотоумножителя, 5 – диноды, 6 анод, 7 – делитель напряжения.

Сцинтиллятором называют вещество, благодаря которому возникают флюоресцентные световые вспышки при испускании высокоэнергетического излучения (например, бета- или гамма-лучей).

Быстрые заряженные частицы, двигаясь в веществе, теряют свою энергию при столкновении с атомами, причем энергия частиц расходуется на ионизацию и возбуждение атомов среды. Возбуждение атомов снимается в основном путем испускания квантов света характерной для данного вещества частоты. Обычно излучение, возникающее при этом, поглощается в той же среде. Только в люминесцирующих средах часть высвеченной энергии может выйти за пределы среды.

2.3 Реконструкция изображения

Реконструкция изображений производится путем обработки данных, полученных детекторами, расположенными в виде нескольких колец,

что позволяет одновременно получать изображения до пятнадцати срезов.

Получение изображения базируется на внешнем обнаружении совпадающих испускаемых лучей в течение 10 нс между двумя датчиками, расположенными на противоположных сторонах сканера. Каждый детектор может работать в режиме регистрации совпадений со множеством расположенных напротив детекторов. Линия, соединяющая центры детекторов, проходит через объект и используется для реконструкции изображения. Таким образом, существует возможность определения совпадений на нескольких углах (расходящийся пучок). Если уничтожение происходит вне объема между этими двумя датчиками, то может быть обнаружен только один фотон, и этот случай отклоняется как не удовлетворяющий условию. Одновременное обнаружение фотона обеспечивает область представления с однородной чувствительностью.

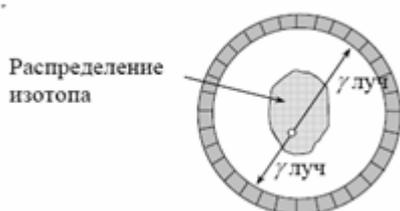


Рисунок 5 –Совпадающие детекторы в ПЭТ камере.

Программное обеспечение томографа получает данные о событиях совпадения, зарегистрированных в угловых и линейных положениях, количественное суммирование которых дает двумерную картину распределения изотопа.

Подобно КТ и МРТ, отображение в ПЭТ косвенное и производится с помощью компьютерной реконструкции изображений. Для реконструкции изображения необходимо получить распределение изотопа $g(x_1, x_2)$ внутри отображаемого объекта. Если обозначить коэффициент аттенюации тела как $f(x_1, x_2)$, то интенсивность излучения I , регистрируемая детекторами вдоль прямой линии L , определяется с помощью выражения:

$$I = \int_L e^{-\int_{L(x)} f ds} g d\tau$$

где τ –отрезок вдоль L , $L(x)$ – участок L между точкой (x_1, x_2) и детектором. Коэффициент аттенюации $f(x_1, x_2)$ аналогичен коэффициенту поглощения, измеряемому в обычной компьютерной томографии.

РЕНТГЕНОВСКИЕ МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЙ

Данная группа методов относится к активным методам исследований, предполагающим предварительные внешние воздействия на биологический объект в целях проявления его свойств. Рентгеновское излучение (открыто В.К. Рентгеном в 1895 г.) – электромагнитные волны длиной от 10-5 до 80 нм. Длинноволновая граница рентгеновского диапазона перекрывается жестким ультрафиолетовым излучением, а коротковолновая – гамма-излучением.

Источник рентгеновского излучения, применяемый в медико-биологических исследованиях, – рентгеновская трубка (электронный вакуумный прибор, рис.1).



Рис 1. Основные элементы рентгеновской трубки

По физическим механизмам возникновения рентгеновское излучение состоит из тормозного и характеристического. Тормозное излучение возникает при торможении электронов электрическим полем атомов или ядер анода вещества (вольфрам, молибден). Часть кинетической энергии электрона, ускоренного электрическим

полем между катодом и анодом, идет на создание энергии фотона рентгеновского излучения, другая – переходит в тепло и нагревает анод. Энергетический баланс в этом случае можно представить уравнением

$$\frac{m_e V^2}{2} = eU_a = \nu h + P_T,$$

где m_e – масса, V – скорость, e – заряд электрона, U_a – ускоряющее напряжение между катодом и анодом, h – постоянная Планка, ν – частота кванта рентгеновского излучения, P_T – энергия тепловых потерь.

Распределение энергии между квантами рентгеновского излучения и тепловыми потерями носит случайный характер. Поэтому тормозное излучение имеет сплошной спектр. Спектральная зависимость интенсивности тормозного рентгеновского излучения показана на рис.2.

Условие полного перехода кинетической энергии электрона в энергию кванта рентгеновского излучения ($P_T = 0$) определяет значение минимальной длины волны $\lambda_{\min} = hc/eU_a$ (где c – скорость света в вакууме).

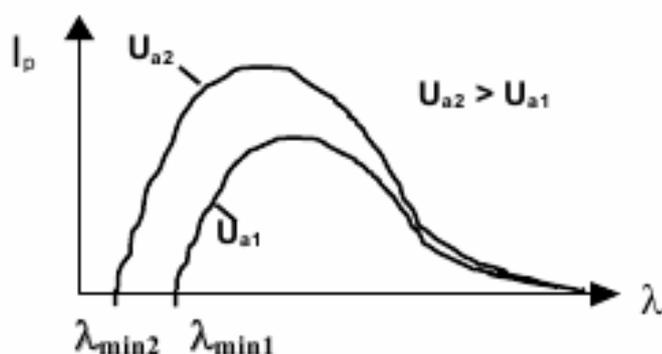


Рис. 2. Спектр тормозного излучения

Характеристическое излучение возникает в результате электронных переходов во внутренних энергетических оболочках атомов вещества анода в результате бомбардировки ускоренными электронами. Характеристическое излучение имеет линейчатый

(дискретный) спектр. Наличие характеристического излучения приводит к тому, что суммарный спектр рентгеновского излучения содержит ряд линий, положение которых существенно не зависит от величины анодного напряжения и вещества, из которого состоит анод. Взаимодействие рентгеновского излучения с веществом характеризуется процессами когерентного и некогерентного (эффект Комптона) рассеяний, а также ионизацией атомов и молекул. Энергетический баланс взаимодействия описывается равенством

$$h\nu = h\nu_P + A_{и} + E_{к} ,$$

где $h\nu$ – энергия кванта рентгеновского излучения, $h\nu_P$ – энергия кванта рассеянного излучения, $A_{и}$ – работа на ионизацию, $E_{к}$ – кинетическая энергия электрона после отрыва. Для когерентного рассеяния $\nu = \nu_P$, для некогерентного – $\nu > \nu_P$. Перечисленные процессы взаимодействия рентгеновского излучения с веществом называют первичными. При достаточных значениях энергий $h\nu_P$ и $E_{к}$ происходят последующие процессы рассеяния, ионизации, тепловыделения. Ослабление интенсивности излучения веществом в направлении распространения x описывает выражение $J = J_0 * e^{-\mu x}$, где J_0 – исходная интенсивность, μ – линейный коэффициент ослабления, включающий в себя компоненты, обусловленные рассеянием и ионизацией ($\mu = \mu_P + \mu_I$). Значение μ зависит от энергии кванта излучения и плотности вещества. Характерная зависимость линейного коэффициента ослабления для биотканей показана на рис.3.



Рис. 3. Спектральная зависимость ослабления для биотканей

Применяют также массовый коэффициент ослабления $\mu_M = \mu / \rho$, где ρ – плотность вещества, в котором распространяется рентгеновское излучение. При энергиях квантов 60...120 кэВ ослабление определяется в основном ионизацией (внутренним фотоэффектом), причем массовый коэффициент описывается формулой $\mu_M = k \lambda^3 Z^3$, где k - коэффициент пропорциональности, λ - длина волны излучения, Z - атомный вес вещества. Поглощение рентгеновского излучения веществом почти не зависит от того, в каком соединении атом представлен в веществе, поэтому суммарное ослабление имеет свойство аддитивности. Если упрощенно химическую структуру костных тканей представить формулой $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$, а мягких тканей – H_2O , то нетрудно показать, что коэффициент массового ослабления у костных структур в 68 раз выше, чем у мягких. Существенное различие ослабления интенсивности рентгеновского излучения различными биологическими тканями при получении проекционных изображений легло в основу аппаратной реализации рентгенологических методов исследования. Другой ряд явлений действия рентгеновского излучения на вещество – фотохимические реакции, рентгенолюминесценция, изменение электропроводимости, электризация – были также использованы в аппаратуре визуализации проекционных рентгеновских изображений. Упрощенная структура аппарата для рентгеновских исследований показана на рис.4. Важнейшим элементом современной рентгеновской диагностической аппаратуры является оптоэлектронный преобразователь. В этом устройстве (рис.5) последовательно протекают процессы первичной рентгенолюминесценции, эмиссии электронов с поверхности фотокатода, ускорения электронов электростатическим полем, получения изображения на выходном люминофоре. Суммарный коэффициент усиления интенсивности изображения достигает 104 раз.

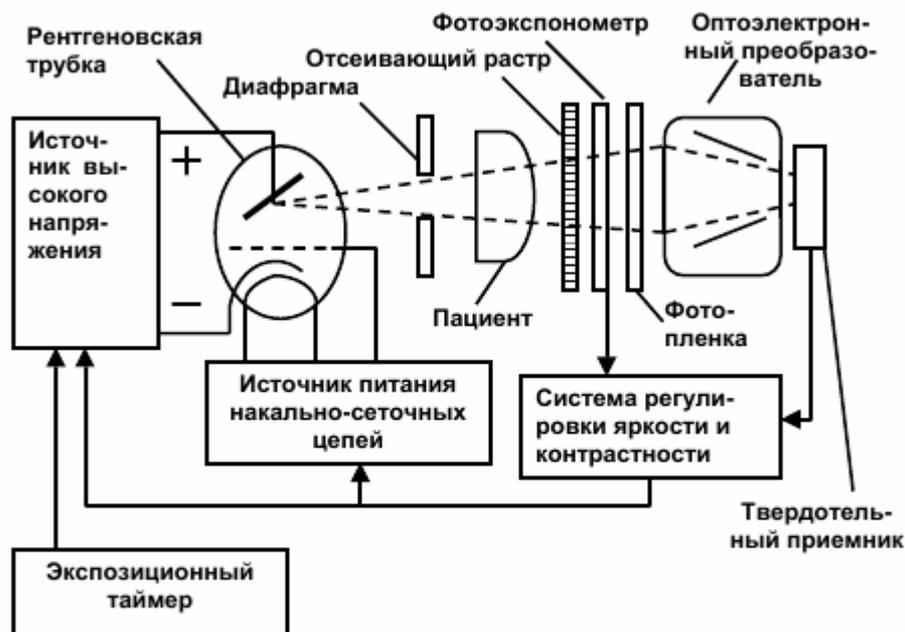


Рис. 4. Структура рентгеновского аппарата

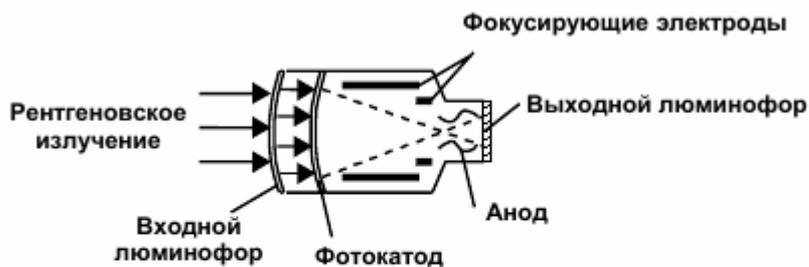


Рис. 5. Устройство оптоэлектронного преобразователя

Законы образования теневых изображений

Раздел рентгенологии, изучающий закономерности образования теневых изображений, получил название “скиалогия” (греч. skia – тень). Существуют четыре закона скиалогии:

1. Закон абсорбции - интенсивность тени объекта на приемнике пропорциональна степени поглощения рентгеновского излучения объектом. Тело человека содержит четыре вида структур, существенно различающихся поглощающими свойствами:

- газосодержащие среды (кишечник, легкие), коэффициент линейного ослабления $\mu \approx 0,0001 \text{ см}^{-1}$;

- мягкие ткани (биожидкости, мышцы, жир, вещество мозга), $\mu = 0,176 \dots 0,18 \text{ см}^{-1}$;

- плотные ткани (дентин, эмаль, известковые отложения, костные ткани, роговые ткани, кожа, волосы), $\mu \approx 0,48 \text{ см}^{-1}$;

- экзогенные вещества (вещества очень большой плотности, инородного неограниченного происхождения), $\mu \gg 1 \text{ см}^{-1}$.

2. Закон суммирования теней – рентгенограмма, являясь плоской проекцией сложного трехмерного объекта, содержит суперпозицию теневых отображений деталей объекта, расположенных по ходу пучка рентгеновского излучения.

3. Проекционный закон – поскольку пучок рентгеновского излучения имеет расходящийся характер, его сечение в плоскости приемника дает увеличение изображения исследуемого объекта. Различные по форме и размерам объекты могут давать одинаковое теневое изображение.

4. Закон тангенциальности – наружный контур объекта определяется только тогда, когда рентгеновский луч проходит по касательной (тангенциально) к его поверхности, а различные по плотности детали дифференцируются только в тех случаях, когда их поверхность перпендикулярна распространению луча.

Классификация рентгенологических исследований

По цели проведения исследования делят на рентгеноанатомию и рентгенодиагностику. Рентгеноанатомия доминировала на первом этапе развития рентгенологии, а в настоящее время для медицинской практики более актуальна рентгенодиагностика. С позиций аппаратной визуализации проекционных рентгеновских изображений различают: рентгенографию, рентгенокинематографию, флюорографию, рентгеноскопию, электрорентгенографию, телерентгенографию, компьютерную рентгенографию. Рентгенография – метод получения фиксированных изображений объекта в рентгеновском спектре излучения на чувствительном к нему фотоматериале. Преимущества: высокое качество и детализация

изображения; документативность; относительно небольшая лучевая нагрузка. Недостатки: невозможность исследования динамических процессов; относительно длительный период обработки до получения изображения. Первый из указанных недостатков устраняет рентгенокинематография – метод покадровой фиксации изображений. Применяется для исследований динамики кровообращения, процессов дыхания, глотания, пищеварения. В некоторых случаях неоптимальность времени экспозиции приводит к ухудшению качества изображения. Примерами исследования динамических процессов являются: - рентгенофазокардиография – рентгенография сердца в определенной фазе сердечного цикла (систола, диастола), которую проводят для определения тонуса и оценки сократительной способности миокарда; - рентгенопневмополиграфия – метод рентгенографического исследования функций органов грудной клетки путем совмещения на одной и той же пленке нескольких снимков грудной клетки в различных фазах дыхания. Флюорография – метод фотографирования полномерного теневого изображения с люминесцентного экрана на фотопленку малого формата (стандартный кадр 62x62 мм). Применяется для массовых профилактических исследований. Рентгеноскопия – метод рентгенологического исследования, основанный на получении рентгеновского изображения на люминесцентном (флюоресцентном) экране. Позволяет оптимизировать в ходе исследования положение пациента относительно пучка рентгеновского излучения, исследовать динамические процессы. Однако существенными недостатками являются большая дозовая нагрузка на пациента и исследователя (рекомендуемая продолжительность процедуры – не более двух – шести минут), необходимость проведения исследований в затемненном помещении. Электрорентгенография – метод визуализации рентгеновского изображения на заряженной полупроводниковой пластине с последующим переносом на бумагу (подобно ксерографии). Метод характеризуется оперативностью получения изображения, но в результате износа полупроводниковой пластины возникают искажения изображения в виде артефактов. Телерентгенография – метод, использующий преобразование рентгеновского изображения в телевизионный сигнал. Удобен для передачи изображения на большие расстояния, исследования динамики

процессов, документации, однако в процессе многократного преобразования исходной информации происходит ухудшение качества изображения. Компьютерная рентгенография – это поэлементное преобразование рентгеновского изображения в цифровой код с дальнейшим вводом и обработкой на ЭВМ. При достаточном разрешении (количестве дискретных точек преобразования) метод наиболее перспективен для применения в современной аппаратуре, так как содержит все преимущества вышеперечисленных методов. Примером преимуществ цифровых технологий обработки проекционных рентгеновских изображений является компьютерная маммография – метод рентгеновского исследования структуры женской молочной железы при малой экспозиционной дозе. Основное назначение метода – выявление ранних форм онкологических заболеваний.

Методы, основанные на применении рентгеноконтрастных веществ

Рентгеноконтрастные вещества – это вещества, используемые для визуализации плохо видимых при обычном рентгенологическом исследовании органов и полостей тела. Эффект действия этих веществ основан на значительном изменении поглощения рентгеновского излучения биосредами или полостями, содержащими введенное вещество. Рентгеноположительные вещества поглощают рентгеновское излучение в значительно большей степени, чем ткани тела. Наиболее часто применяют препараты, содержащие сульфат бария и йод. Использование рентгеноположительных веществ позволяет визуализировать мягкие ткани, биожидкости, вещество мозга. Рентгеноотрицательные вещества мало поглощают рентгеновское излучение в сравнении с биотканями. Это, как правило, воздух, закись азота, двуокись углерода. Их введение в полость вызывает возникновение прозрачного фона, способствующего обнаружению патологии. В соответствии с целями медицинских исследований получили распространение следующие методы. Ангиография – метод исследования кровеносных и лимфатических сосудов, основанный на введении рентгеноконтрастного вещества. Используют для диагностики заболеваний сосудистой системы, опухолей, кист, воспалительных

процессов, исследования процессов гемодинамики. Бронхография – исследование дыхательной системы путем введения масла в виде аэрозоли, содержащей йод, в бронхиальную область. Гастрография – методика исследования желудка с применением рентгеноконтрастного вещества. Гепатография - исследование печени на основе применения рентгеноконтрастного вещества. Основные недостатки методик с применением рентгеноконтрастных веществ – долгий подготовительный период исследования, а также противопоказания для некоторых заболеваний.

1.4. Принцип рентгеновской томографии

Традиционная рентгеновская аппаратура, основанная на получении плоских проекций, имеет два существенных недостатка: невозможность различения мягких тканей с отличием коэффициентов поглощения менее 2 %, а также отсутствие пространственного разрешения в направлении распространения рентгеновского излучения. Эти причины не позволяют исследовать анатомическую структуру сердца, внутренних органов, головного мозга. Указанные недостатки преодолены в методе рентгеновской томографии. Принцип рентгеновской томографии состоит в многократном суммировании теневых изображений отдельных точек исследуемого сечения (рис.6). Суммарные теневые изображения точек сечения формируют изображение слоя, причем разрешение по контрастности изображения обеспечивает различие поглощающих свойств тканей не более 0,1%. Пространственное разрешение в слое обеспечивают формирователи плоского пучка излучения и точечные приемники излучения.

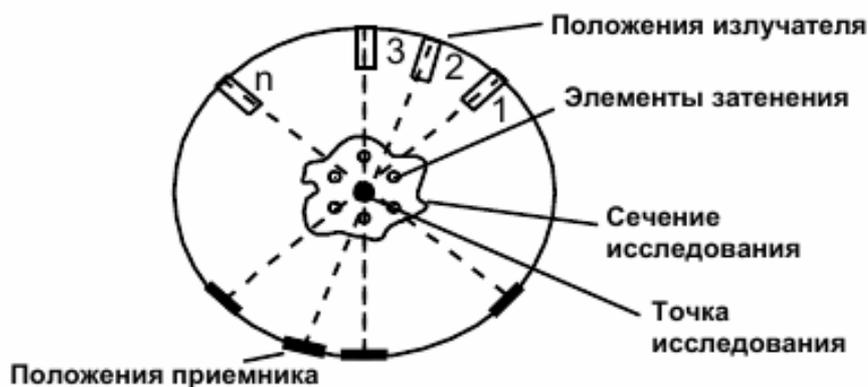


Рис. 6. Одноточечный сканер рентгеновского томографа

В отличие от одиночного сканера современные томографы используют линейные матрицы приемников, поворотные механизмы сканирования, компьютерное позиционирование сканера и программную обработку изображений. Формирование послойных изображений позволяет восстановить объемную картину исследуемой области. Время обработки данных компьютерными томографами 4 – 5-го поколений составляет около 0,1 с, что позволяет наблюдать динамику сердечной деятельности, кровенаполнения, дыхания. Одним из общих недостатков всех методов рентгеновских исследований является радиационная нагрузка как на пациента, так и мед-персонал. Дозы излучения, получаемые пациентом при различных видах исследования, приведены в табл. 1.

Физиотерапия — специализированная область клинической медицины, изучающая физиологическое и лечебное действие природных и искусственно создаваемых физических факторов на организм человека.

Физиотерапия — лечение физическими воздействиями и процедурами, например, электрическим током, теплом, лазером, ультрафиолетовым излучением или ультразвуком. На сегодняшний день получила широкое распространение, так как медикаментозное лечение не всегда является наиболее приемлемым способом лечения. Применяется и в качестве дополнения к медикаментозному лечению, позволяет улучшить усваиваемость лекарственного препарата.

Физиотерапия является одним из старейших лечебных и профилактических направлений медицины, которое включает в себя множество разделов. Среди самых крупных разделов физиотерапии можно отметить:

лечение с помощью [лазеротерапии](#), низкочастотной лазерной терапии,

диадинамотерапии,

амплипульстерапии в офтальмологии,

транскраниальной и трансвертебральной [микрополяризации](#),

[миостимуляции](#),

теплого излучения и других различных механических воздействий.

лечение ультразвуком.

Каждый из этих разделов включает ряд обособленных, или комплексных лечебных методов, основанных на использовании того или иного физического фактора.

Физиотерапия непосредственно связана с физикой, химией, электро-и радиотехникой, биофизикой, биохимией, а также с курортологией и клиническими дисциплинами и биологии.

Цель физиотерапии — это достижение наилучшего эффекта в лечении какого-либо заболевания, при наименьшей нагрузке на организм пациента, используя, в основном, физические методы лечения.

Физиотерапия является одним из самых безопасных методов лечения на сегодняшний день. Физиотерапия применяется как самостоятельно так и в совокупности с другими методами лечения (например, хирургией).

Технические средства и область применения.

Среди новшеств последних лет — аппараты ультразвукового воздействия Витафон. Установлено, что благодаря ультразвуку

"Витафон" позволяет справиться с заболеваниями воспалительного и травматического характера. Назначается данный аппарат в большом количестве случаев и имеет широкий спектр показаний. Это устройство, генерирующее ультразвук, исходящий от пластин, располагаемым над местом воздействия организма пациента. Благодаря проникновению ультразвука сквозь кожу, так как ультразвук по сути — это звуковая волна высокой частоты, увеличивается микрокапиллярный кровоток и лимфоток в области воздействия. Витафон генерирует ультразвук разной частоты, а в комбинации с инфракрасным излучением и воздействием вибрации достигается максимальный терапевтический эффект.



Аппарат Витафон.

Спектр применения аппарата Витафон настолько велик, что он занимает почетное место среди аппаратов физиотерапии. Благодаря простоте в использовании применяется и в домашних условиях. В комбинации с обычным лечением, назначенным врачом, виброакустические аппараты позволяют значительно ускорить процедуру выздоровления, оказывают благоприятное воздействие на организм и снимают побочные эффекты от применения лекарственных препаратов благодаря совместному воздействию инфракрасного излучения, вибрации и ультразвука.

Ультразвуковая терапия хороша еще и тем, что ее можно использовать тогда, когда другие методы воздействия противопоказаны (в особенности после перенесенных онкологических заболеваний).

Одним из методов лечебного использования ультразвука является ультрафонофорез лекарственных веществ. Он представляет собой сочетанное действие ультразвука и лекарственных веществ, проникающих через кожу и слизистые оболочки во время воздействия ультразвуковых колебаний.

Ультразвуковая терапия - это применение ультразвука с частотой 500-3000 кГц с лечебной целью. Она оказывает механические, термические и физико-химические воздействия (микромассаж клеток и тканей), активизирует обменные, иммунные и другие процессы.

Режим воздействия ультразвуковой энергией может быть непрерывным и импульсным. В непрерывном режиме ультразвук в виде единого потока направляют в ткани. В импульсном режиме посыл энергии чередуется с паузами.

Ультразвук оказывает на организм механическое, физико-химическое и слабое тепловое действие.

Механическое действие ультразвука, обусловленное переменным акустическим давлением, вызывает микровибрацию, своеобразный "микромассаж" тканей.

Термическое влияние ультразвука вызывает повышение температуры в тканях, способствуя расширению кровеносных и лимфатических сосудов, изменению микроциркуляции. В результате этого активизируются тканевые обменные процессы, проявляется противовоспалительное и рассасывающее действие ультразвука.

Благодаря физико-химическому воздействию ультразвука повышается интенсивность тканевых окислительно-восстановительных процессов, увеличивается образование биологически активных веществ - гепарина, гистамина, серотонина и др.

Ультразвук обладает выраженным обезболивающим, спазмолитическим (устраняющим спазмы), противовоспалительным, противоаллергическим и общетонизирующим действием. Он стимулирует крово- и лимфообращение, восстановительные процессы, улучшает питание тканей. Ультразвуковая терапия нашла широкое применение в клинике внутренних болезней, при

заболеваниях суставов, кожи, уха, горла, носа. Ультразвуком дробят камни в желчном пузыре, почках, мочевом пузыре.

Применение ультразвука для диагностики.

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

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

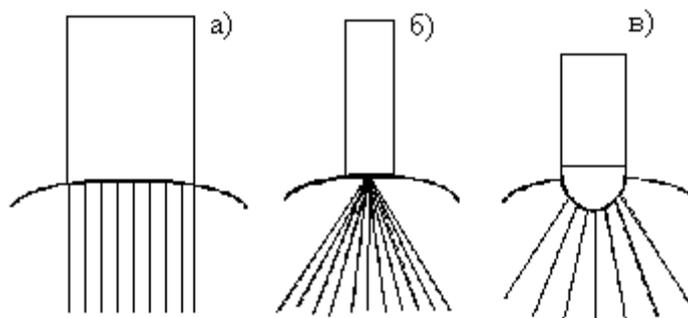
Генератором ультразвуковых волн является пьезодатчик, который одновременно играет роль приемника отраженных эхосигналов. Генератор работает в импульсном режиме, посылая около 1000 импульсов в секунду. В промежутках между генерированием ультразвуковых волн пьезодатчик фиксирует отраженные сигналы.

Используются три типа ультразвукового сканирования: линейное (параллельное), конвексное и секторное. Соответственно датчики или трансдюсоры ультразвуковых аппаратов называются линейные, конвексные и секторные. Выбор датчика для каждого исследования



несоответствие.

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



Виды ультразвукового сканирования (схема):

а - линейное (параллельное); б - конвексное; в - секторное.

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

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

Первая попытка изготовить фонограммы человеческого тела относится к 1942 году. Немецкий ученый Дуссиле "освещал" ультразвуковым пучком человеческое тело и затем измерял интенсивность пучка, прошедшего через тело (методика работы с рентгеновскими лучами Мюльхаузера). Вначале 50-х годов американские ученые Уилд и Хаури впервые и довольно успешно применили ультразвук в клинических условиях. Свои исследования они сосредоточили на мозге, так как диагностика с помощью

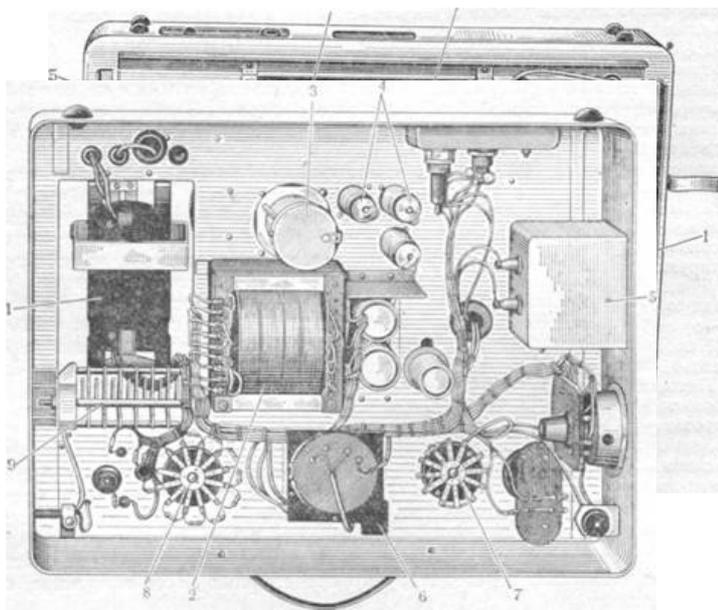
рентгеновских лучей не только сложна, но и опасна. Применение ультразвука для диагноза при серьезных повреждениях головы позволяет хирургу точно определить места кровоизлияний.

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

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

"УТП - 1" - переносной аппарат для ультразвуковой терапии. Основные технические данные аппарата: частота ультразвуковых колебаний 880 кГц; максимальная мощность ультразвука 8 - 10 Вт; максимальная интенсивность 2 - 2,5 Вт/см² (площадь излучателя 4 см²). Регулировка мощности осуществляется 10-ю ступенями. Аппарат работает как в непрерывном, так и в импульсном режимах при длительности импульсов 10 + 2; 4 + 1; 2 + 0,5 мсек. и частоте повторения импульсов 50 Гц; питание от сети переменного тока частотой 50 Гц, напряжением 127 и 220 В с отклонениями от +5% до -15% от номинального; максимальная потребляемая из сети мощность 165 Вт. Масса аппарата около 13 кг.

Аппарат УТП-1 со снятой верхней крышкой



Аппарат УТП-1 со снятой нижней крышкой.

Магнитотерапия - это направление в физиотерапии, основанное на воздействии переменного магнитного поля низкой частоты на весь организм человека или на его часть. Ткани организма под влиянием магнитного поля не намагничиваются. Однако составным элементам ткани (например, воде, элементам крови) могут передаваться магнитные свойства.

Магнитотерапевтические методы действуют на организм на очень глубоких уровнях: субмолекулярном, молекулярном и субклеточном, не имеют противопоказаний, и применяются при самых разных заболеваниях. Магнитное поле устраняет хроническую боль, особенно воспалительного характера.

Очень чувствительна к магнитотерапии сердечно-сосудистая система. При лечении заболеваний сердца улучшается сердечное кровообращение, снижается потребность мышц сердца в кислороде, повышается устойчивость организма к физической нагрузке. При воздействии на сосуды достигается их расширение.

В крови понижается вязкость, снижается способность тромбоцитов образовывать тромбы в сосудах, улучшается местное кровообращение и доставка к тканям и органам кислорода. Таким образом, магнитные поля оказывают противовоспалительное, противоотечное, успокаивающее, болеутоляющее действие.

Магнитотерапия улучшает микроциркуляцию, восстанавливает свертываемость крови, повышает кроветворение и питание во внутренних органах (печени, почек, поджелудочной железы), стимулируются заживляющие процессы.

Борьба с болью - главная цель использования магнитотерапии. Боль облегчается или полностью снимается у пациентов с тяжелыми травмами или временными недомоганиями, связанными с артритом.

Магнитотерапия - единственный из видов физиотерапии, который можно применять при остром процессе, сильных болях и температуре. Этот метод рекомендуется для рассасывания гематом и снятия воспалений.

О лазеротерапии

Лечебным действием лазерного излучения является улучшение процессов питания, восстановление и заживления во всех тканях, повышение защитных сил организма. Лазеротерапия обладает обезболивающим, спазмолитическим, противовоспалительным, противоотечным действием, снижает сосудистый тонус, улучшает периферическое кровообращение.

Лазеротерапия - это эффективный и немедикаментозный метод лечения различных заболеваний. Например, в гинекологии лазер применяется в комплексной терапии эндометриоза, особенно, когда это заболевание сопровождается сильными и мучительными болями, и другие виды физиотерапии противопоказаны.

Используется два вида лазера: синий и красный. Синий лазер обладает меньшей глубиной проникновения в ткани. Он применяется для лечения поверхностных процессов - грибковых и вирусных воспалений. Красный - более глубоко проникает в ткани.

Основными положительными характеристиками этого вида лечения являются: оказание противовоспалительного, обезболивающего эффектов, улучшение кровообращение периферической кровеносной системы, рассасывающее действие, снятие отеков, стимуляция заживления ран, размягчение рубцовой ткани, под воздействие ультразвука погибают вирусы. С помощью ультразвука можно вводить различные препараты местно для усиления его воздействия на поврежденный сустав или отдел позвоночника. Дидинамотерапия (дидинамическая терапия, ДДТ) — метод [физиотерапии](#), основанный на использовании дидинамических токов, предложенный французским врачом П. Д. Бернаром. Благодаря быстро наступающему эффекту (обезболивающему, противоотечному, противовоспалительному, трофическому и моторному) дидинамические токи получили широкое распространение.

Дидинамический ток возбуждает рецепторы кожи и нервно-мышечного аппарата, в результате чего являются общие и местные сложные реакции организма: усиливается кровообращение в области воздействия, улучшается питание тканей, выводятся вредные продукты обмена веществ. Также дидинамотерапия способствует

ослаблению воспалительных процессов, а также устранению чувства боли и жжения.

Диадинамический ток представляет собой постоянный пульсирующий ток низкой частоты, импульсы которого подаются к телу больного непрерывно или посылаются сериями в виде коротких или длинных периодов.

Диадинамический ток имеет семь разновидностей, который отличаются избирательным действием на органы и ткани.

Амплипульстерапия в офтальмологии

Синусоидальные модулированные токи (амплипульстерапия) - новый метод импульсной терапии, основанный на применении переменного синусоидального тока высокой частоты (5000 Гц), модулированного синусоидальными колебаниями низкой частоты (от 10 до 150 Гц).

В отличие от диадинамических токов, вызывающих сильное раздражение (ощущение жжения под электродом), выраженное возбуждающее действие на нервно-мышечную и сосудистую системы и поэтому плохо переносимых больными, особенно с вегетососудистыми нарушениями, ток высокой частоты свободно проникает в глубину тканей, не вызывает заметного раздражения кожных рецепторов. Он хорошо переносится больными, оказывает возбуждающее действие на глубоко расположенные ткани.

Механизм физиологического действия синусоидальных модулированных токов объясняется следующим образом. Ритмически упорядоченные импульсации с проприо- и интерорецепторов, вызываемые сокращением большого числа отдельных мышечных волокон и непосредственным действием тока на многочисленные нервы области воздействия, способствуют подавлению болевых ощущений, исходящих из зоны патологического очага. В результате усиленного оттока продуктов обмена из патологического очага уменьшается отечность - одна из причин, вызывающих боль. Прекращение ее приводит к восстановлению регулирующей роли нервной системы, способствует уменьшению спазма кровеносных сосудов - они расширяются, улучшается питание тканей.

Действуя синхронно с нормальными собственными колебаниями биотоков организма, возникающими в процессе деятельности головного мозга, нервов и мышц (от 10 до 150 Гц), и усиливая их действие, синусоидальные модулированные токи восстанавливают нормальную функцию органа и тканей.

Амплипульстерапия оказывает обезболивающее, антиспазматическое, противовоспалительное и рассасывающее

действие, улучшает функциональное состояние как центральных отделов нервной системы, так и периферических (повышает биоэлектрическую активность нервно-мышечного аппарата), улучшает периферическое кровообращение и трофику тканей как в области воздействия, так и в зоне иннервации тканей, стимулирует процессы регенерации и восстановления функции. Эти преимущества перед диадинамическими токами определяют и показания для их применения.

Синусоидальные токи назначают при заболеваниях, сопровождающихся нарушением периферического кровообращения, функционального состояния нервно-мышечного аппарата, трофики тканей при хронических воспалительных процессах, выраженных вегетососудистых нарушениях (особенно при ангиоспазмах) и др.

В связи со способностью токов вызывать тетаническое сокращение мышц их используют для электростимуляции при ослаблении функции, атрофии мышц и парезах. Ввиду отсутствия раздражения и неприятных ощущений этот метод широко применяется в детской практике.

ИССЛЕДОВАНИЯ ЭЛЕКТРОПРОВОДНОСТИ ОРГАНОВ И БИОТКАНЕЙ.

Эти методы исследований основаны на свойствах биотканей быть одновременно как проводником, так и диэлектриком. Электропроводность и диэлектрическая проницаемость биосред являются сложными функциями величины протекающих токов и их частоты, а также физиологического состояния биообъекта. Если выбрать оптимальный режим электрических параметров измерения (напряжение, ток, частота, технология), можно реализовать группу методов исследований, в которых значения электропроводности и диэлектрической проницаемости характеризуют физиологическое состояние всего биообъекта.

2.1. Исследование электрического сопротивления биотканей

На практике в качестве диагностического признака чаще используется величина электросопротивления биотканей, нежели проводимость.

Для идентификации биологического состояния биоструктуры, в том числе и на основе биопробы, измеряют удельное сопротивление.

Двухзондовый (двухэлектронный) метод применяют, если исследуемый образец имеет правильную геометрическую форму и постоянное поперечное сечение

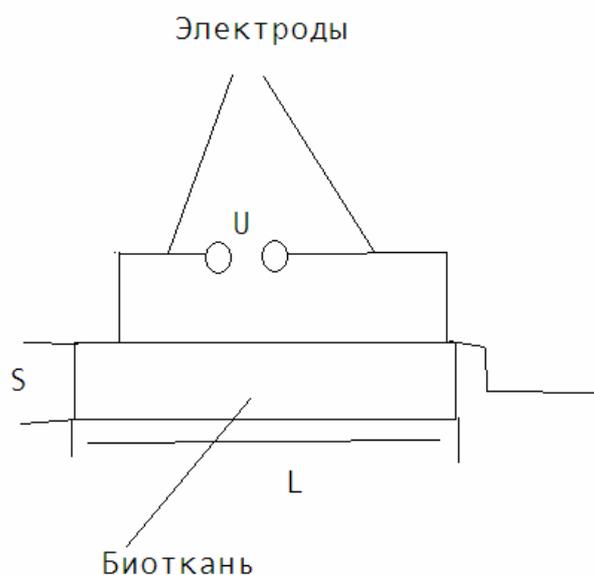


Рис 1. Двухзондовый метод исследования электропроводности

Удельное сопротивление образца определяют по известной формуле

$$\rho = (SU_{1,2}) / (LI),$$

где $U_{1,2}$ – напряжение, приложенное к образцу; I – сила тока в цепи; S ,

L – поперечное сечение образца и его длина соответственно.

Основное преимущество двухэлектродного метода – простота. К недостаткам относят систематическую погрешность, возникающую из-

за неточного соблюдения размеров образца биоткани, поэтому метод в основном используют для определения ρ биожидкостей, заливаемых в измерительную кювету. Дополнительную погрешность в результат измерения вносит контактное сопротивление электрод – среда. Свободен от перечисленных недостатков четырехзондовый (электродный) метод.

Четырехзондовый метод не требует создания идеальных омических контактов с образцом (возможно измерение удельного сопротивления объемных образцов различной формы, в том числе и непосредственно на живом организме), но предполагает наличие плоской поверхности, линейные размеры которой превосходят расстояние l между зондами,



Рис.2 Четырехзондовый метод исследования сопротивления биотканей

биоткани с помощью уравнения Лапласа, в сферической системе координат находят удельное сопротивление как функцию тока между первым и четвертым зондами, создаваемого внешним источником напряжения и измеряемым напряжением между вторым и третьим зон-

дами:

$$\rho = (2\pi IU^2) / I^4 .$$

Расстояние l между электродами выбирают одинаковым. Кроме линейного расположения зондов используют расположение по вершинам квадрата; расчетная формула совпадает с приведенной с точностью до постоянного коэффициента.

При проведении большого числа исследований в качестве медико-биологического показателя достаточно определения не величины ρ , а полного сопротивления между электродами.

2.2. Электродиагностическая диагностика

Электродиагностическая диагностика (ЭПД) – метод диагностики заболеваний, основанный на измерении электропроводности биологически активных точек (БАТ).

БАТ – ограниченные участки кожного покрова, одной из отличительных особенностей которых является пониженное электрическое сопротивление по отношению к соседним участкам кожи. Измерения, проведенные различными авторами, представлены в табл. 3.2.

На основании большого статистического обобщения была доказана связь патологии внутренних органов и функциональных систем с электрофизическими характеристиками БАТ (сопротивление, импеданс, диэлектрическая проницаемость, электробиопотенциалы).

Аппаратная реализация ЭПД, как правило, применяет два метода.

Метод Накатани (Y. Nakatani) базируется на измерении электро кожного сопротивления в БАТ при использовании стабилизированного источника напряжения 12 В и максимальном токе в цепи измерения (ток короткого замыкания) 200 мкА. Такой режим позволяет существенно снизить влияние поляризационных эффектов на результат измерения.

Метод Фоля (R. Voll) основан на исследовании БАТ при возможно меньшем значении тестирующего тока в цепи измерения. Оптимальный режим измерения определяют индивидуально для каждого пациента (напряжение 1,5...2,4 В, максимальный ток – до 15 мкА). Применение метода Фоля позволило обнаружить ряд новых диагностически важных БАТ.

Оба метода используют условную шкалу на 100 единиц, причем короткому замыканию электродов соответствует 100, а разомкнутому – 0 единиц. Нормальное состояние диагностируется по показаниям в БАТ 50 + 20 единиц. Выход за эти пределы свидетельствует о наличии заболеваний. Измерение производится с помощью двух электродов: индифферентного _____ (латунный цилиндр диаметром 2 и длиной 10 см),

который пациент зажимает в кисти, и измерительного (латунный наконечник с радиусом закругления 1,5...3 мм), который врач устанавливает в БАТ. Простейшие приборы ЭПД содержат источник тока,

регулируемые резисторы, микроамперметр на 100 делений, электроды, замыкающие измерительную цепь через пациента.

Современная аппаратура ЭПД включает в себя компьютерную

систему обработки данных измерений в БАТ, каталоги информативных точек (меридианов, репрезентативных точек), варианты медицинских заключений.

2.3. Электропроводность биологических тканей

на переменном токе

Полное сопротивление биотканей (импеданс) существенно зависит от частоты протекающего тока. Характер этой зависимости

связан с емкостными и омическими свойствами биотканей. Емкостные свойства объясняют спецификой строения клеточных мембран, выполняющих роль диэлектрика в «биоконденсаторах», проводящими обкладками которого является электролитная субстанция внутриклеточной и межклеточной жидкостей. Проведенные измерения показали, что ток, протекающий через живую биосреду, опережает по фазе приложенное напряжение.

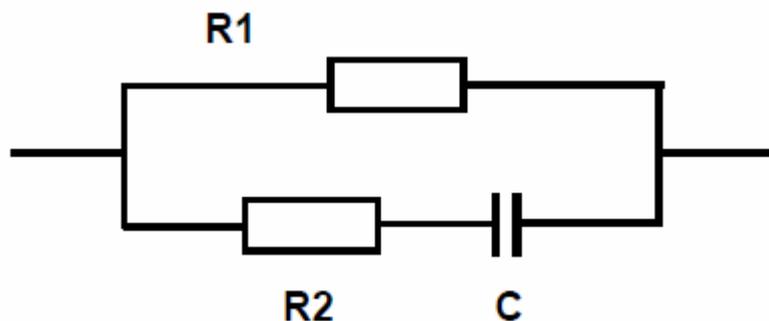


Рис. 3 Схема исследования сопротивления органов и биотканей на переменном токе.

Величина активного сопротивления R_1 соответствует измерениям и на постоянном токе. R_2 характеризует активные потери во внутренних структурах.

Таким образом, для исследовательских целей могут быть использованы:

- зависимость угла сдвига фаз между напряжением и током вследствие емкостных свойств биотканей;
- частотная зависимость импеданса как показатель жизнеспособности тканей организма;
- зависимость импеданса биотканей от их физиологического состояния при фиксированной частоте исследований.

Первые две зависимости нашли свое практическое применение в ряде аналитических методов исследований. Последняя легла в основу физиологических методов исследования кровотока в организме.

2.4. Реография

Реография (импедансная плетизмография, реоплетизмография, электроплетизмография) – это метод исследования кровенаполнения органов или отдельных участков тела на основе регистрации их импеданса.

Реализация метода реографии состоит в следующем: на область исследования накладывают электроды и пропускают через них электрический ток 1..5 мА высокой частоты 30..300 кГц. Изменения степе-

ни кровенаполнения и скорости движения крови в кровеносных сосу-

дах сопровождаются колебаниями импеданса тканей, расположенных между электродами.

Аналитически метод реографии описывает формула А. А. Кедрова:

$$\Delta V / V = - \Delta Z / Z,$$

где $\Delta V / V$ – относительное изменение объема на исследуемом участке, $\Delta Z / Z$ – относительное изменение импеданса, причем ΔZ уменьшается при систоле и увеличивается при диастоле.

Графическая запись $\Delta Z(t)$ называется реограммой.

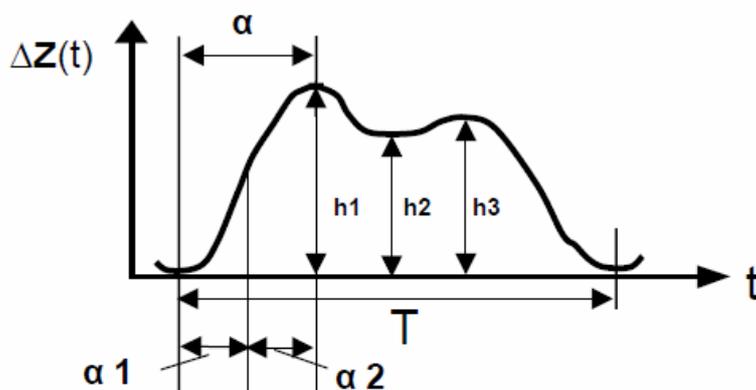


Рис 5. Внешний вид Реограммы.

T – период реографической волны;

α – время восходящей части волны (период полного раскрытия сосуда, отражающий тонус сосудов);

α_1 – время быстрого кровенаполнения, определяемое модулем упругости стенок кровеносных сосудов и сократительной функцией миокарда;

α_2 – время медленного кровенаполнения, зависящее от эластичных свойств сосудистой стенки;

α/T – реографический коэффициент, отражающий тоническое

состояние сосудов;

h_2/h_1 – дикротический индекс, характеризующий тонус артериол;

h_3/h_1 – диастолический индекс, отражающий состояние оттока крови в вены и тонус вен.

Запись реограмм производят с помощью специальных устройств – реографов

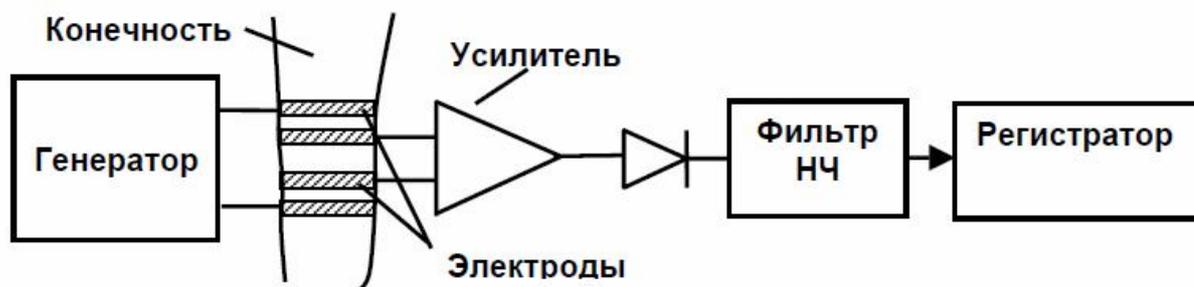


Рис 6. Блок – схема реографа.

В зависимости от количества электродов, реализующих один информационный сигнал, различают двухэлектродные (биполярные) и четырехэлектродные (тетраполярные, как на рис. 3.8) реографы. Последние менее критичны к влиянию контактного сопротивления электрод - кожа.

На практике метод реографии адаптирован к исследованию отдельных органов или функциональных систем. Рассмотрим основные виды реографии.

Реокардиография (РКГ) – это метод исследования сердечной деятельности, основанный на измерении изменений импеданса грудной клетки, отражающего динамику кровенаполнения сердца и круп-

ных сосудов в течение сердечного цикла. Применяется для исследования гемодинамики и фазового анализа сердечного цикла. Основное назначение - неинвазивное определение ударного объема (УО) крови.

Из формулы А.А. Кедрова может быть найден объем крови, влияющий на изменение импеданса: $I\Delta VI = (V \Delta Z)/ Z$. В случае реокардиографии величину объема V , определяющего импеданс Z , находят из выражения $V \approx (\rho L.) / Z$, где ρ – удельное электрическое сопротивление крови и L - расстояние между электродами. Тогда ударный объем крови

$$УО = I\Delta VI = (\Delta Z \rho L.) / Z. .$$

Если величину ΔZ принять равной амплитуде реограммы (h_1), то приведенная формула дает заниженную оценку ударного объема. Это связано с тем, что в течение систолы наряду с притоком крови идет ее отток по артериальному руслу. Поэтому были предложены различные методики определения истинного значения ΔZ .

Наиболее проста методика (по Фейфару и Заинцу), когда принимают $\Delta Z = 2(h_2)$. Более сложны методики (по Найбору и Герману, по Кубичеку), использующие построение касательных к экстремальным участкам реограммы. Наиболее достоверной считают дифференциальную методику, по которой принимают $\Delta Z = h\Delta t$, где h – амплитуда дифференциальной кривой РКГ ($h(t) = dZ/dt$), а Δt – интервал времени от начала цикла до момента, определяемого эстремумом h_2 .

Для клинической кардиодиагностики была предложена эмпирическая формула, учитывающая периметр грудной клетки (Π):

$$УО = 0,45(LП.h\Delta t) / Z.,$$

где $[L]=[П]=\text{см}$, а $[УО]=\text{см}..$

Реоэнцефалография - метод исследования мозгового кровообращения, основанный на измерении и записи пульсовых колебаний импеданса головного мозга. Позволяет определить состояние общей гемодинамики, локализовать поражения сосудистой системы головного мозга. Электроды накладывают на поверхность кожи головы в проекции на различные отделы головного мозга (лобно-височные, затылочно-сосцевидные, центрально-лобные электроды).

Реовазография – это реограмма нижних и верхних конечностей. Используется при диагностике заболеваний периферических сосудов. Для регистрации продольных реограмм конечностей применяют пластинчатые и кольцевые электроды, накладываемые на отделы плеча, предплечья, кистей или пальцев руки, бедра, голени, стопы или пальцев ноги. Расстояние между электродами составляет 10..150 мм. Нормальные значения амплитуд реограмм для здоровых лиц: 0,05 Ом – для плеча; 0,08 Ом – для предплечья; 0,1 Ом – для кисти; 0,035 Ом – для голени; 0,22...0,24 Ом – для пальцев рук и ног. При этом реографический коэффициент имеет величину 10...13%.

Реопульманография – метод исследования легочного кровообращения и легочной вентиляции. Величина импеданса легкого определяется объемными соотношениями крови, биотканей и воздуха, имеющими различную удельную электропроводность. По месту расположения электродов различают зональную и регионарную реопульмонографии.

При зональной – электроды накладывают на отделы грудной клетки в проекции крупных сосудов или зон легкого. Такая методика позволяет судить об изменении суммарного импеданса, включая сопротивление кожи, подкожной клетчатки, составляющие, связанные с дыханием.

Методика регионарной реопульманографии предполагает введение зонда (электрода) через дыхательные пути в исследуемое легкое, дает наиболее достоверную информацию с исследуемого участка легкого. Зондирование болезненно, иногда требует анестезии.

Реогепатография – метод исследования кровотока печени. Активный электрод накладывают на поверхность кожи в проекции на исследуемый участок печени. При наличии патологии (цирроз, острый гепатит) амплитуда реограммы существенно уменьшена. Метод доступен, физиологичен, однако дает высокий процент ложных заключений.

Реоофтальмография – метод исследования кровообращения в сосудистой оболочке глаза. Электроды площадью не менее 20 мм. размещают на внутренней поверхности контактной линзы, которую накладывают на глаз.

2.5. Диэлектрография

Как было уже сказано выше, живые биоткани одновременно обладают свойствами как проводника, так и диэлектрика. Диэлектрические свойства характеризует относительная диэлектрическая проницаемость (ϵ), которая зависит от вида биосреды (например: кровь

цельная – 85, нервные ткани – 89, мозговое вещество – 85...90).
 Диэлектрография (ДЭГ) – это метод регистрации изменения суммарной диэлектрической проницаемости исследуемого объекта. В биологии и медицине ДЭГ используют для исследования кровоснабжения различных органов и частей тела. В отличие от реографии ДЭГ измерения проводят на более высоких частотах от 200 кГц до нескольких мегагерц (низкочастотная область β -дисперсии). Поскольку электроды при диэлектрографии по существу являются пластинами измерительного конденсатора, метод ДЭГ еще называют конденсаторной, или емкостной, плетизмографией. Основное преимущество метода – бесконтактность, так как при ДЭГ емкостные электроды могут быть размещены на некотором расстоянии от поверхности исследуемой области или на поверхности тела, но без непосредственного контакта с кожей.

ДЭГ предусматривает такую последовательность преобразований: изменение медико-биологических показателей (кровенаполнение, патологические процессы), изменение диэлектрических свойств, изменение емкости измерительного конденсатора (устройства съема), изменение параметров электрического сигнала. Для регистрации диэлектрограмм используют мостовую, резонансную или автогенераторную схему включения электродов устройства съема.

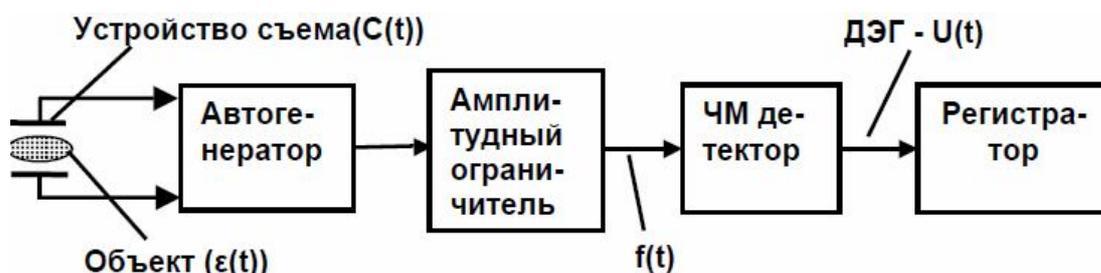


Рис 7. Блок схема диэлектрографа

Диэлектрограммы легких, печени, конечностей во многом совпадают с реограммами, поэтому для их анализа применяют те же методы, что и для реографии. Наиболее сложен анализ ДЭГ области сердца, так как при этом регистрируются суммарные кривые, отражающие кровенаполнение сердца и легких.

2.6. Томография приложенных потенциалов

Термин “томография” означает послойную запись какой-либо информации о пространственном (объемном) объекте.

Томография приложенных потенциалов (ТПП) – метод визуализации внутреннего строения биообъектов в зависимости от распределения электропроводности их составляющих биосред.

Сущность метода. К двум точкам поверхности исследуемой области прикладывают разность потенциалов. Внутри среды устанавливается некоторое распределение потенциалов, зависящее от пространственного распределения электропроводности биотканей. Экспериментально измерив распределение потенциала на поверхности объекта в других точках исследуемого сечения и приняв эти значения за граничные условия, определяют пространственное распределение удельного сопротивления путем решения системы уравнений Лапласа. Обычно решают плоскую задачу по определению функции $\rho(x,y)$ для слоя заданной толщины, а затем послойно восстанавливают пространственную картину внутреннего строения объекта. Благодаря существенному различию электропроводности кожи, жира, соединительных тканей, жидких сред, костных тканей, газосодержащих полостей

существует принципиальная возможность получения контрастных изображений.

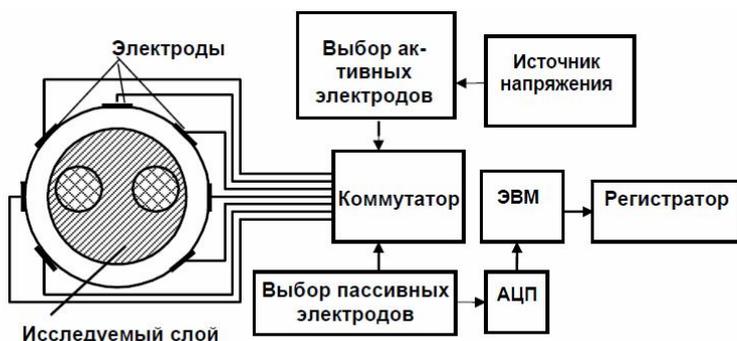


Рис 8. Схема прибора для исследования томографии приложенных потенциалов

Преимущества метода: простота аппаратной реализации, безвредность, неинвазивность, возможность исследования динамических процессов.

Недостатки: недостаточно разработан математический аппарат реконструкции изображений; слабое пространственное разрешение (1,5 % от диаметра восстанавливаемого изображения); повышенная чувствительность к изменениям водосодержания биотканей.

Возможные клинические применения ТПП: исследование динамических процессов сердечной деятельности, дыхания, пищеварения; наблюдение развития онкологических образований; обнаружение областей усиленного кровотока и гипертермии.

III КОНТРОЛИРУЮЩИЙ РАЗДЕЛ

3.1 Экзаменационные вопросы

Экзаменационные вопросы

- 1 Особенности биологических систем как объектов исследований
- 2 Структура методов медико-биологических исследований
- 3 Обобщенная схема измерительного канала для медико-биологических исследований Электробезопасность электронно-медицинской аппаратуры
- 4 Механокардиография
- 5 Баллистокардиография
- 6 Динамокардиография
- 7 Сфигмография
- 8 Механическая плетизмография
- 9 Исследование механических параметров кровотока
- 10 Оценка механических параметров системы дыхания. Спирография
- 11 Исследования акустических феноменов. Аускультация
- 12 Фонокардиография
- 13 Методы исследования нервно-мышечной системы
- 14 Исследование электрического сопротивления биотканей
- 15 Электропунктурная диагностика
- 16 Электропроводность биологических тканей на переменном токе
- 17 Реография
- 18 Электрокардиография
- 19 Электроэнцефалография
- 20 Физиотерапия
- 21 Концентрационная колориметрия
- 22 Оксигемометрия

- 23 Поляриметрия
- 24 Нефелометрия
- 25 Классификация рентгенологических исследований
- 26 Принцип рентгеновской томографии
- 27 Виды радиоизотопных исследований
- 28 Эхоимпульсные методы исследований (эхография)
- 29 Доплеровские ультразвуковые методы исследований

3.2 Примерные экзаменационные билеты

Экзаменационный билет №1

- 1. Особенности биологических систем как объектов исследований
- 2. Электропроводность биологических тканей на переменном токе

Экзаменационный билет №2

- 1. Структура методов медико-биологических исследований
- 2. Реография

Экзаменационный билет №3

- 1. Обобщенная схема измерительного канала для медико-биологических исследований Электробезопасность электронно-медицинской аппаратуры
- 2. Электрокардиография

Экзаменационный билет №4

- 1. Механокардиография
- 2. Электроэнцефалография

Экзаменационный билет №5

1. Баллистокардиография
2. Физиотерапия

Экзаменационный билет №6

1. Динамокардиография
2. Концентрационная колориметрия

Экзаменационный билет №7

1. Сфигмография
2. Оксигемометрия

Экзаменационный билет №8

1. Механическая плетизмография
2. Поляриметрия

Экзаменационный билет №9

1. Исследование механических параметров кровотока
2. Нефелометрия

Экзаменационный билет №10

1. Оценка механических параметров системы дыхания. Spiroграфия
2. Классификация рентгенологических исследований

Экзаменационный билет №11

1. Исследования акустических феноменов. Аускультация

2. Принцип рентгеновской томографии

Экзаменационный билет №12

1. Фонокардиография
2. Виды радиоизотопных исследований

Экзаменационный билет №13

1. Методы исследования нервно-мышечной системы
2. Эхоимпульсные методы исследований (эхография)

Экзаменационный билет №14

1. Исследование электрического сопротивления биотканей
2. Доплеровские ультразвуковые методы исследований

Экзаменационный билет №15

1. Особенности биологических систем как объектов исследований
2. Электропунктурная диагностика

3.3 Критерии оценки знаний студентов

| Оценка | Полнота, системность, прочность знаний | Обобщенность знаний |
|--------|--|---|
| «5» | Изложение полученных знаний в устной, письменной или графической форме, полное, в системе, в соответствии с требованиями учебной | Выделение существенных признаков изученного с помощью операций анализа и синтеза; выявление причинно-следственных связей; |

| | | |
|-----|---|---|
| | программы; допускаются единичные несущественные ошибки, самостоятельно исправляемые студентами. | формулировка выводов и обобщений; свободное оперирование известными фактами и сведениями с использованием сведений из других предметов. |
| «4» | Изложение полученных знаний в устной, письменной и графической форме, полное, в системе, в соответствии с требованиями учебной программы; допускаются отдельные несущественные ошибки, исправляемые студентами после указания преподавателя на них. | Выделение существенных признаков изученного с помощью операций анализа и синтеза; выявлений причинно-следственных связей; формулировка выводов и обобщений, в которых могут быть отдельные несущественные ошибки; подтверждение изученного известными фактами и сведениями. |
| «3» | Изложение полученных знаний неполное, однако это не препятствует усвоению последующего программного – материала; допускаются отдельные существенные ошибки, исправление с помощью преподавателя. | Затруднения при выполнении существенных признаков изученного, при выявлении причинно-следственных связей и формулировке выводов. |
| «2» | Изложение учебного материала неполное, бессистемное, что препятствует усвоению последующей учебной информации; существенные ошибки, неисправляемые даже с помощью преподавателя. | Бессистемное выделение случайных признаков изученного; неумение производить простейшие операции анализа и синтеза; делать обобщения, выводы. |
| «1» | Полное незнание и непонимание учебного материала (студент не может ответить ни на один поставленный вопрос). | _____ |

Зачет и экзамен – итоговая аттестация по дисциплине. Оценка (зачет) по этим видам контроля складывается из текущей работы студента в семестре, промежуточного контроля, самостоятельной работы и ответе на экзамене (зачете) (40% - промежуточный контроль знаний студентов, 60% - результаты

итогового зачета (экзамена)).

Кафедра имеет право перераспределить это соотношение до 10%.

Промежуточный контроль – осуществляется два раза в семестр в виде контрольных точек. Преподаватель проверяет знания студентов в виде контрольных работ, тестов и др. по блоку изученной дисциплины. Фиксируется в журналах успеваемости, находящихся в деканатах.

Результаты учитываются при допуске к сдаче зачета или экзамена.