

**ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ
ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
«БАШКИРСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ МЕДИЦИНСКИЙ
УНИВЕРСИТЕТ»
МИНИСТЕРСТВА ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ**

Кафедра медицинской физики с курсом информатики

**МЕТОДИЧЕСКИЕ УКАЗАНИЯ ДЛЯ ОБУЧАЮЩИХСЯ
к практическим занятиям по дисциплине
Физические основы визуализации медицинских изображений**

Специальность 30.05.02 Медицинская биофизика

Курс 4

Семестр 7, 8

Уфа 2023

Рецензенты:

Главный врач

ГБУЗ Республиканский кардиологический центр, к.м.н.,

Николаева И.Е.

Зав. кафедрой общей физики

Уфимского университета науки и технологий,

д.ф.-м.н., профессор

Балапанов М. Х.

Составитель: Хажина С. И.

Утверждена на заседании № 10 кафедры медицинской физики с курсом информатики от «18» апреля 2023 г.

Тема 1. Физические основы интроскопии ультразвуком (УЗ). Допплерография. Основные виды УЗ аппаратов. Выбор методики и аппаратуры при проведении УЗ исследований

1. Актуальность. Применение ультразвука в медицинской диагностике связано с возможностью получения изображения внутренних органов и структур. Основой метода является взаимодействие ультразвука с тканями тела человека. Ультразвуковые доплеровские методы являются эффективным средством неинвазивного исследования характеристик движения тканей в организме человека и широко применяются в кардиологии и сосудистой диагностике.

2. Учебные цели: изучение обучающимися физических законов и принципов, лежащих в основе интроскопии с использованием звуковых волн, а также, ознакомление обучающихся с устройством ультразвуковых аппаратов и методикой УЗ исследований.

Для формирования профессиональных компетенций обучающийся должен **знать**:

- основами теории взаимодействия тканей организма с упругими волнами;
- основными принципами ультразвуковой визуализации;
- устройством аппаратов УЗИ и методикой УЗ исследований.

Для формирования профессиональных компетенций обучающийся должен **владеть и уметь**:

- пользоваться учебной, научной, научно-популярной литературой для профессиональной деятельности.

- обладать знаниями основ физики, элементарной и высшей математики в объеме школьной программы, а также уметь применять эти знания для решения практических задач;

- иметь навыки работы с первоисточниками;

- и овладеть следующими **компетенциями**: УК-1 (УК-1.1, УК-1.2, УК-1.3), ОПК-1 (ОПК-1.1, ОПК-1.3)

3. Материалы для самоподготовки к освоению данной темы:

Вопросы для самоподготовки:

- 1) Метод УЗ-визуализации организма
- 2) Эффект Доплера
- 3) Что такое прямой и обратный пьезоэффект?
- 4) Получение 3D изображения органов
- 5) Недостатки УЗ-диагностики организма

4. Вид занятия: практическое занятие,

5. Продолжительность занятия: 4 часа

6. Оснащение:

6.1. Дидактический материал;

6.2. ТСО.

7. Структура занятия:

7.1. Организационный этап - проверка готовности группы к занятию внешний вид, отметка присутствующих, ознакомление с планом работы.

7.2. Контроль исходного уровня знаний обучающихся с применением тестов.

7.3. Демонстрация преподавателем методики практических приемов работы с учебным макетом. Теоретический разбор темы.

Физические основы интроскопии ультразвуком (УЗ). Допплерография. Основные виды УЗ аппаратов. Выбор методики и аппаратуры при проведении УЗ исследований

УЗИ – одно из самых современных и доступных методов диагностики в самых различных отраслях медицинской науки. Практическое применение УЗИ получило свое развитие еще в прошлом веке и широко используется для диагностики самых различных заболеваний человеческого организма. Отличительной особенностью данного метода диагностики является его абсолютная безвредность. Метод основан на отражении звуковых импульсов от исследуемого органа. Нельзя не упомянуть и тот факт, что УЗИ является одним из самых дешевых способов диагностики организма. Ультразвуковое исследование – это исследование состояния органов и тканей с помощью ультразвуковых волн. Проходя через ткани, а точнее через границы между различными тканями, ультразвук отражается.

Специальный датчик фиксирует эти изменения, которые и являются основой изображения. Ультразвуковое исследование является одним из самых распространенных методов диагностики. Широкую популярность УЗИ получило благодаря своей безопасности. Ультразвук, применяющихся в аппарате, не вызывает повреждений.

Существует несколько видов ультразвукового исследования, среди которых наиболее часто используется сканирование (то, что традиционно принято называть УЗИ), а также доплерография. В основу доплерографии положен эффект Доплера, под которым подразумевается изменение длины волны, отраженной от движущихся предметов. Такой эффект позволяет изучать кровоток и состояние проходимости кровеносных сосудов.

Физические основы ультразвукового исследования

Ультразвуковая диагностика - визуальная методика, использующая звуковые волны высокой частоты. Частоты колеблются от 2 до 10 МГц, причем наивысшая частота, слышимая для человеческого восприятия, это 20 кГц.

Ультразвуковой датчик содержит один или более кристаллов с пьезоэлектрическими свойствами. Если кристалл поместить в электрическое поле, он деформируется и производит звуковые волны характерной частоты. Это явление называется **обратным пьезоэлектрическим эффектом**. Пульсирующий электрический ток, проходя через кристаллы датчика, производит короткие импульсы звуковых высокочастотных волн, сигнал от которых длится микросекунды.

Если датчик находится в контакте с поверхностью тела, звуковые волны проходят через ткани. Различные ткани имеют разную сопротивляемость звуку, т.е. обладают акустическим сопротивлением. Средняя скорость прохождения звуковых волн сквозь мягкие ткани - около 1540 м/с; сквозь кость - около 4000 м/с; сквозь воздух - приблизительно 300 м/с. Там, где звуковые волны встречают препятствия между двумя обладающими разным акустическим сопротивлением тканями, часть звуковой волны отражается. Если разница в показателях сопротивления велика (например, мягкая ткань - воздух или мягкая ткань - кость), отражается большая часть звуковой волны, а оставшаяся проходит в более глубокие слои. Если разница в сопротивлении небольшая, отражается лишь небольшая часть, а большая часть звука проходит в более глубокие слои ткани. Если препятствие перпендикулярно первоначальному звуковому лучу, эхо отражения вернется назад к источнику. Ткани, расположенные под углом к звуковому лучу, вызывают рассеянное отражение. Таким образом, сила эхо зависит от разницы сопротивлений на границе сред, а также от угла, под которым ткань находится по отношению к лучу. По мере прохождения звукового луча через ткани он постепенно ослабевает, благодаря совместному влиянию отражения, рассеяния и поглощения.

Отраженный звук выявляется тем же кристаллом. Интервалы между импульсами испускаемого ультразвука достаточно велики, чтобы позволить уловить и проанализировать отраженные эховолны перед посылкой следующего импульса. Возвращающиеся эховолны вызывают механическую деформацию кристалла и электрические сигналы посылаются благодаря пьезоэлектрическому эффекту. Эти сигналы анализируются в соответствии с силой и глубиной отражения, а затем выводятся на экран.

Физическая основа УЗИ — пьезоэлектрический эффект. При деформации монокристаллов некоторых химических соединений (кварц, титанат бария) под воздействием ультразвуковых волн, на поверхности этих кристаллов возникают противоположные по знаку электрические заряды — **прямой пьезоэлектрический эффект**. При подаче на них переменного электрического заряда, в кристаллах возникают механические колебания с излучением ультразвуковых волн. Таким образом, один и тот же пьезоэлемент может быть попеременно то приёмником, то источником ультразвуковых волн. Эта часть в ультразвуковых аппаратах называется акустическим преобразователем, трансдюсером или датчиком.

Обратный пьезоэффект заключается в механической деформации тел под действием электрического поля. Основной частью такого излучателя является пластина или стержень из вещества с хорошо выраженными пьезоэлектрическими свойствами (кварц, сегнетова соль, керамический материал на основе титаната бария и др.). На поверхность пластины в виде проводящих слоев нанесены электроды. Если к электродам приложить, переменное электрическое напряжение от генератора, то пластина благодаря обратному пьезоэффекту

начнет вибрировать, излучая механическую волну соответствующей частоты. Наибольший эффект излучения механической волны возникает при выполнении условия резонанса. Так, для пластин толщиной 1 мм резонанс возникает для кварца на частоте 2,87 МГц, сегнетовой соли - 1,5 МГц и титаната бария - 2,75 МГц.

Ультразвук распространяется в средах в виде чередующихся зон сжатия и расширения вещества. Звуковые волны, в том числе и ультразвуковые, характеризуются периодом колебания — временем, за которое молекула (частица) совершает одно полное колебание; частотой — числом колебаний в единицу времени; длиной — расстоянием между точками одной фазы и скоростью распространения, которая зависит главным образом от упругости и плотности среды. Длина волны обратно пропорциональна её частоте. Чем меньше длина волн, тем выше разрешающая способность ультразвукового аппарата. В системах медицинской ультразвуковой диагностики обычно используют частоты от 2 до 10 МГц. Разрешающая способность современных ультразвуковых аппаратов достигает 1-3 мм.

Любая среда, в том числе и ткани организма, препятствует распространению ультразвука, то есть обладает различным акустическим сопротивлением, величина которого зависит от их плотности и скорости распространения звуковых волн. Чем выше эти параметры, тем больше акустическое сопротивление. Такая общая характеристика любой эластической среды обозначается термином «импеданс».

Достигнув границы двух сред с различным акустическим сопротивлением, пучок ультразвуковых волн претерпевает существенные изменения: одна его часть продолжает распространяться в новой среде, в той или иной степени поглощаясь ею, другая — отражается. Коэффициент отражения зависит от разности величин акустического сопротивления граничащих друг с другом тканей: чем это различие больше, тем больше отражение и, естественно, больше амплитуда зарегистрированного сигнала, а значит, тем светлее и ярче он будет выглядеть на экране аппарата. Полным отражателем является граница между тканями и воздухом.

В простейшем варианте реализации метод позволяет оценить расстояние до границы разделения плотностей двух тел, основываясь на времени прохождения волны, отраженной от границы раздела. Более сложные методы исследования (например, основанные на эффекте Доплера) позволяют определить скорость движения границы раздела плотностей, а также разницу в плотностях, образующих границу.

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 пациента 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.

Особый интерес в диагностике вызывает использование **эффекта Доплера**. Суть эффекта заключается в изменении частоты звука вследствие относительного движения источника и приемника звука. Когда звук отражается от движущегося объекта, частота отраженного сигнала изменяется (происходит сдвиг частоты).

При наложении первичных и отраженных сигналов возникают биения, которые прослушиваются с помощью наушников или громкоговорителя.

Применение УЗ в медицине связано с особенностями его распространения и характерными свойствами. Рассмотрим этот вопрос. По физической природе УЗ, как и звук, является механической (упругой) волной. Однако длина волны УЗ существенно меньше длины

звуковой волны. Дифракция волн существенно зависит от соотношения длины волн и размеров тел, на которых волна дифрагирует. "Непрозрачное" тело размером 1 м не будет препятствием для звуковой волны с длиной 1,4 м, но станет преградой для УЗ-волны с длиной 1,4 мм, возникнет "УЗ-тень". Это позволяет в некоторых случаях не учитывать дифракцию УЗ-волн, рассматривая при преломлении и отражении эти волны как лучи аналогично преломлению и отражению световых лучей). Отражение УЗ на границе двух сред зависит от соотношения их волновых сопротивлений. Так, УЗ хорошо отражается на границах мышца - надкостница - кость, на поверхности полых органов и т. д. Поэтому можно определить расположение и размер неоднородных включений, полостей, внутренних органов и т. п. (УЗ-локация). При УЗ-локации используют как непрерывное, так и импульсное излучения. В первом случае исследуется стоячая волна, возникающая при интерференции падающей и отраженной волн от границы раздела. Во втором случае наблюдают отраженный импульс и измеряют время распространения ультразвука до исследуемого объекта и обратно. Зная скорость распространения ультразвука, определяют глубину залегания объекта. Волновое сопротивление (импеданс) биологических сред в 3000 раз больше волнового сопротивления воздуха. Поэтому если УЗ-излучатель приложить к телу человека, то УЗ не проникнет внутрь, а будет отражаться из-за тонкого слоя воздуха между излучателем и биологическим объектом. Чтобы исключить воздушный слой, поверхность УЗ-излучателя покрывают слоем масла. Скорость распространения ультразвуковых волн и их поглощение существенно зависят от состояния среды; на этом основано использование ультразвука для изучения молекулярных свойств вещества. Исследования такого рода являются предметом молекулярной акустики.

Составляющие системы ультразвуковой диагностики

Аппарат ультразвуковой диагностики

Аппарат ультразвуковой диагностики (УЗИ сканер) — прибор, предназначенный для получения информации о расположении, форме и структуре органов и тканей и измерения линейных размеров биологических объектов методом ультразвуковой локации.

Классификация аппаратов УЗИ

В зависимости от функционального назначения приборы подразделяются на следующие основные типы:

- ЭТС — эхотомоскопы (приборы, предназначенные, в основном, для исследования плода, органов брюшной полости и малого таза);
- ЭКС — эхокардиоскопы (приборы, предназначенные для исследования сердца);
- ЭЭС — эхоэнцелоскопы (приборы, предназначенные для исследования головного мозга);
- ЭОС — эхоофтальмоскопы (приборы, предназначенные для исследования глаза).

Генератор ультразвуковых волн

Генератором ультразвуковых волн является датчик, 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.

Ультразвуковой датчик

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

Виды датчиков

Все ультразвуковые датчики делятся на механические и электронные. В механических сканирование осуществляется за счет движения излучателя (он или вращается, или качается). В электронных развертка производится электронным путем. Недостатками механических датчиков являются шум, вибрация, производимые при движении излучателя, а также низкое разрешение. Механические датчики морально устарели и в современных сканерах не используются. 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 проводится с учетом глубины и характера положения органа.

Линейные датчики



Линейные датчики используют частоту 5-15 МГц. Преимуществом линейного датчика является полное соответствие исследуемого органа положению самого трансдюсора на поверхности тела. Недостатком линейных датчиков является сложность обеспечения во всех случаях равномерного прилегания поверхности трансдюсора к коже пациента, что приводит к искажениям получаемого изображения по краям. Также линейные датчики за счет большей частоты позволяют получать изображение исследуемой зоны с высокой разрешающей способностью, однако глубина сканирования достаточно мала (не более 11 см). Используются в основном для исследования поверхностно расположенных структур — щитовидной железы, молочных желез, небольших суставов и мышц, а также для исследования сосудов.

Конвексные датчики



Конвексный датчик использует частоту 1,8-7,5 МГц. Имеет меньшую длину, поэтому добиться равномерности его прилегания к коже пациента более просто. Однако при использовании конвексных датчиков получаемое изображение по ширине на несколько сантиметров больше размеров самого датчика. Для уточнения анатомических ориентиров врач обязан учитывать это несоответствие. За счет меньшей частоты глубина сканирования достигает 20-25 см. Обычно используется для исследования глубоко расположенных органов — органы брюшной полости и забрюшинного пространства, мочеполовой системы, тазобедренные суставы.

Секторные датчики



Секторный датчик работает на частоте 1,5-5 МГц. Имеет ещё 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. Типичным применением секторного датчика является эхокардиография — исследование сердца.

Методики ультразвукового исследования

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 — чёрным (эхонегативные участки). При негативной регистрации наблюдается обратное положение. Выбор позитивной или негативной регистрации не имеет значения. Изображение, получаемое при исследовании, может быть разным в зависимости от режимов

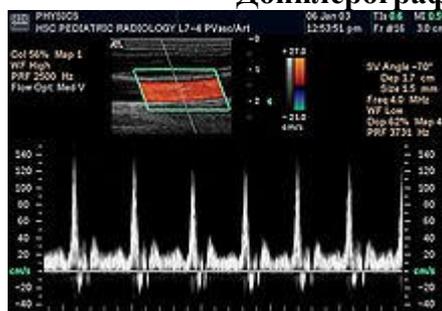
работы сканера. Выделяют следующие режимы:

- **А-режим.** Методика даёт информацию в виде одномерного изображения, где первая координата, это амплитуда отраженного сигнала от границы сред с разным акустическим сопротивлением, а вторая расстояние до этой границы. Зная скорость распространения ультразвуковой волны в тканях тела человека, можно определить расстояние до этой зоны, разделив пополам (так как ультразвуковой луч проходит этот путь дважды) произведение времени возврата импульса на скорость ультразвука.

- **В-режим.** Методика даёт информацию в виде двухмерных серошальных томографических изображений анатомических структур в масштабе реального времени, что позволяет оценивать их морфологическое состояние.

- **М-режим.** Методика даёт информацию в виде одномерного изображения, вторая координата заменена временной. По вертикальной оси откладывается расстояние от датчика до лоцируемой структуры, а по горизонтальной — время. Используется режим в основном для исследования сердца. Дает информацию о виде кривых, отражающих амплитуду и скорость движения кардиальных структур.

Допплерография



Спектральная доплерография сонной артерии

Методика основана на использовании эффекта Доплера. Сущность эффекта состоит в том, что от движущихся объектов ультразвуковые волны отражаются с измененной частотой.



Увеличенная компьютером транскраниальная доплерография

Этот сдвиг частоты пропорционален скорости движения лоцируемых структур — если движение направлено в сторону датчика, то частота увеличивается, если от датчика — уменьшается.

Потоковая спектральная доплерография (ПСД)

Предназначена для оценки кровотока в относительно крупных сосудах и камерах сердца. Основным видом диагностической информации является спектрографическая запись, представляющая собой развертку скорости кровотока во времени. На таком графике по вертикальной оси откладывается скорость, а по горизонтальной — время. Сигналы, отображающиеся выше горизонтальной оси, идут от потока крови, направленного к датчику, ниже этой оси — от датчика. Помимо скорости и направления кровотока, по виду доплеровской спектрограммы можно определить характер потока крови: ламинарный поток отображается в виде узкой кривой с четкими контурами, турбулентный — широкой неоднородной кривой.

Непрерывная (постоянноволновая) ПСД

Методика основана на постоянном излучении и постоянном приеме отраженных ультразвуковых волн. При этом величина сдвига частоты отраженного сигнала определяется движением всех структур на пути ультразвукового луча в пределах глубины его

проникновения. Недостаток: невозможность изолированного анализа потоков в строго определенном месте. Достоинства: допускает измерение больших скоростей потоков крови.

Импульсная ПСД

Методика базируется на периодическом излучении серий импульсов ультразвуковых волн, которые, отразившись от эритроцитов, последовательно воспринимаются тем же датчиком. В этом режиме фиксируются сигналы, отраженные только с определенного расстояния от датчика, которые устанавливаются по усмотрению врача. Место исследования кровотока называют контрольным объёмом. Достоинства: возможность оценки кровотока в любой заданной точке.



Цветовое доплеровское картирование (ЦДК)

Основано на кодировании в цвете значения доплеровского сдвига излучаемой частоты. Методика обеспечивает прямую визуализацию потоков крови в сердце и в относительно крупных сосудах. Красный цвет соответствует потоку, идущему в сторону датчика, синий — от датчика. Темные оттенки этих цветов соответствуют низким скоростям, светлые оттенки — высоким. Недостаток: невозможность получения изображения мелких кровеносных сосудов с маленькой скоростью кровотока. Достоинства: позволяет оценивать как морфологическое состояние сосудов, так и состояние кровотока по ним.

Энергетическая доплерография (ЭД)

Методика основана на анализе амплитуд всех эхосигналов доплеровского спектра, отражающих плотность эритроцитов в заданном объёме. Оттенки цвета (от темно-оранжевого к жёлтому) несут сведения об интенсивности эхосигнала. Диагностическое значение энергетической доплерографии заключается в возможности оценки васкуляризации органов и патологических участков. Недостаток: невозможно судить о направлении, характере и скорости кровотока. Достоинства: отображение получают все сосуды, независимо от их хода относительно ультразвукового луча, в том числе кровеносные сосуды очень небольшого диаметра и с незначительной скоростью кровотока.

Комбинированные варианты

Применяются также и комбинированные варианты, в частности:

- ЦДК+ЭД — конвергентная цветовая доплерография
- В-режим УЗИ + ПСД (или ЭД) — дуплексное исследование

Трёхмерное доплеровское картирование и трёхмерная ЭД

Методики, дающие возможность наблюдать объемную картину пространственного расположения кровеносных сосудов в режиме реального времени в любом ракурсе, что позволяет с высокой точностью оценивать их соотношение с различными анатомическими структурами и патологическими процессами, в том числе со злокачественными опухолями. В этом режиме используется возможность запоминания нескольких кадров изображения. После включения режима исследователь перемещает датчик или изменяет его угловое положение, не нарушая контакта датчика с телом пациента. При этом записываются серии двухмерных эхограмм с небольшим шагом (малое расстояние между плоскостями сечения). На основе полученных кадров система реконструирует псевдотрёхмерное изображение только цветной части изображения, характеризующее кровотоки в сосудах. Поскольку при этом не строится реальная трехмерная модель объекта, при попытке изменения угла обзора появляются значительные геометрические искажения из-за того, что трудно обеспечить равномерное перемещение датчика вручную с нужной скоростью при регистрации информации. Метод

позволяющий получать трёхмерные изображения без искажений, называется методом трёхмерной эхографии (3D).

Эхоконтрастирование

Методика основана на внутривенном введении особых контрастирующих веществ, содержащих свободные микропузырьки газа (диаметром менее 5 мкм при их циркуляции не менее 5 минут). Полученное изображение фиксируется на экране монитора, а затем регистрируется с помощью принтера.

В клинической практике методика используется в двух направлениях.

Динамическая эхоконтрастная ангиография

Существенно улучшается визуализация кровотока, особенно в мелких глубоко расположенных сосудах с низкой скоростью кровотока; значительно повышается чувствительность ЦДК и ЭД; обеспечивается возможность наблюдения всех фаз контрастирования сосудов в режиме реального времени; возрастает точность оценки стенотических поражений кровеносных сосудов.

Тканевое эхоконтрастирование

Обеспечивается избирательностью включения эхоконтрастных веществ в структуру определенных органов. Степень, скорость и накопление эхоконтраста в неизменённых и патологических тканях различны. Появляется возможность оценки перфузии органов, улучшается контрастное разрешение между нормальной и поражённой тканью, что способствует повышению точности диагностики различных заболеваний, особенно злокачественных опухолей.

Применение в медицине

Помимо широкого использования в диагностических целях, ультразвук применяется в медицине как лечебное средство.

Ультразвук обладает действием:

- противовоспалительным, рассасывающим
- анальгезирующим, спазмолитическим
- кавитационным усилением проницаемости кожи

Фонофорез — сочетанный метод, при котором на ткани действуют ультразвуком и вводимыми с его помощью лечебными веществами (как медикаментами, так и природного происхождения). Проведение веществ под действием ультразвука обусловлено повышением проницаемости эпидермиса и кожных желез, клеточных мембран и стенок сосудов для веществ небольшой молекулярной массы, особенно — ионов минералов бишофита. Удобство ультрафонофореза медикаментов и природных веществ:

- лечебное вещество при введении ультразвуком не разрушается
- синергизм действия ультразвука и лечебного вещества

Показания к ультрафонофорезу бишофита: остеоартроз, остеохондроз, артриты, бурситы, эпикондилиты, пяточная шпора, состояния после травм опорно-двигательного аппарата; невриты, нейропатии, радикулиты, невралгии, травмы нервов.

Наносится бишофит-гель и рабочей поверхностью излучателя проводится микро-массаж зоны воздействия. Методика лабильная, обычная для ультрафонофореза (при УФФ суставов, позвоночника интенсивность в области шейного отдела — 0,2-0,4 Вт/см², в области грудного и поясничного отдела — 0,4-0,6 Вт/см²).

Опасность и побочные эффекты

Ультразвуковое исследование в целом считается безопасным способом получения информации.

Диагностическое ультразвуковое исследование плода так же в целом рассматривается как безопасный метод для применения в течение беременности. Эта диагностическая процедура должна применяться, только если есть веские медицинские показания, с таким наименьшим возможным сроком воздействия ультразвука, который позволит получить необходимую диагностическую информацию, то есть по принципу минимального допустимого или АЛАРА-принципу.

Отчёт 875 Всемирной организации здравоохранения за 1998 г. поддерживает мнение, что

ультразвук безвреден: «Диагностическое ультразвуковое исследование плода признаётся безопасным, эффективным и в высокой степени гибким способом получения изображения, позволяющим выявить клинически существенную информацию о большинстве частей тела быстрым и рентабельным способом». Несмотря на отсутствие данных о вреде ультразвука для плода, Управление по контролю качества продуктов и лекарств (США) рассматривает рекламу, продажу или аренду ультразвукового оборудования для создания «видео плода на память», как нецелевое, несанкционированное использование медицинского оборудования.

Распространение ультразвука в биологических средах сопровождается механическим, термическим, и физико-химическими эффектами. В результате поглощения ультразвука тканями акустическая энергия превращается в тепловую. Другим видом механического действия является кавитация, которая приводит к разрывам в месте прохождения ультразвуковой волны.

Все эти явления происходят при воздействии на биологические ткани ультразвука высокой интенсивности, и в известных условиях они желательны, например, в физиотерапевтической практике. При диагностике эти эффекты не возникают в результате использования ультразвука небольшой интенсивности – не более 50 мВт*см². Конструктивно приборы для ультразвуковой медицинской диагностики надежно защищают пациента от возможного вредного воздействия звуковой энергии. Однако в последнее время все чаще появляются работы о неблагоприятном воздействии ультразвукового исследования на пациента. В частности, это относится к ультразвуковому исследованию в акушерстве. Уже доказано что ультразвук неблагоприятно воздействует на хромосомы, в частности может приводить к мутациям плода. В некоторых странах, например Япония ультразвуковое исследование беременным проводится только после серьезного обоснования необходимости данного исследования. Несомненно, воздействие ультразвука на самого врача, который длительное время находится под воздействием ультразвука. Имеются сообщения что со временем поражается кисть руки, которой врач держит датчик.

7.4. Самостоятельная работа обучающихся под руководством преподавателя.

Написать конспект.

7.5. Контроль усвоения обучающимися темы занятия (знания и умения) с применением тестовых заданий, ситуационных задач и других видов контроля.

Тест

1. КОТОРОЕ ИЗ ПЕРЕЧИСЛЕННЫХ УТВЕРЖДЕНИЙ НЕПРАВИЛЬНОЕ:

- 1) Под влиянием переменного электрического поля пьезоэлектрический преобразователь генерирует ультразвук
- 2) Под влиянием ультразвука на гранях пьезоэлектрического преобразователя возникает электрический заряд
- 3) Под влиянием постоянного электрического поля пьезоэлектрический преобразователь генерирует ультразвук
- 4) Под влиянием переменного электрического поля пьезокристалл совершает механические колебания

2. СУТЬ ЭФФЕКТА ДОПЛЕРА ЗАКЛЮЧАЕТСЯ:

- 1) в изменении частоты звука вследствие относительного движения источника и приемника звука
- 2) в становлении угла нутации функцией глубины
- 3) в возникновении поперечной разности потенциалов

3. ДАТЧИК – ЭТО УСТРОЙСТВО ДЛЯ:

- 1) передачи информации
- 2) съема информации
- 3) преобразования измеряемой величины в сигнал удобный для передачи
- 4) усиления электрического тока
- 5) усиления электрического напряжения

4. К ГЕНЕРАТОРНЫМ ОТНОСЯТСЯ ДАТЧИКИ:

- 1) вырабатывающие под воздействием измеряемого сигнала напряжение или ток

- 2) в которых под воздействием измеряемого сигнала изменяется емкость
 - 3) в которых под воздействием измеряемого сигнала изменяется омическое сопротивление
 - 4) в которых под воздействием измеряемого сигнала изменяется индуктивность
 - 5) в которых под воздействием сигнала изменяется какой - либо параметр
5. УЛЬТРАЗВУКОВАЯ ТОМОГРАФИЯ-ЭТО:
- 1) метод позволяющий оценить прохождение крови через ткани организма
 - 2) метод диагностики с помощью регистрации отраженных от внутричерепных структур ультразвуковых волн в плоскости их эмиссии в полость черепа
 - 3) метод, основанный на применении радиофармпрепаратов, который позволяет строить трёхмерную реконструкцию функциональных процессов, происходящих в организме
 - 4) метод получения изображения просвета сосудов при помощи УЗИ
6. КАКОВА СКОРОСТЬ РАСПРОСТРАНЕНИЯ УЛЬТРАЗВУКА В ТКАНЯХ ЧЕЛОВЕКА ПРИ НОРМАЛЬНОЙ ТЕМПЕРАТУРЕ:
- 1) 1860м/с
 - 2) 1540м/с
 - 3) 840м/с
 - 4) 2350м/с
7. СКОРОСТЬ РАСПРОСТРАНЕНИЯ УЛЬТРАЗВУКА ЗАВИСИТ ОТ:
- 1) упругих свойств среды
 - 2) плотности среды
 - 3) все варианты верны
8. КАКОВА КОЛЕБАТЕЛЬНАЯ ЧАСТОТА УЛЬТРАЗВУКА:
- 1) 10000 Гц
 - 2) свыше 20000 Гц
 - 3) 15000 Гц
 - 4) все варианты верны
8. Литература: (см. в приложении)

Тема 2. Термография. Формирование медицинских изображений

1. Актуальность. Если у пациента подозревают недостаточность артериального кровообращения, то тело человека излучает тепло в меньшем количестве. Также при помощи таких измерений опытный грамотный специалист может обнаружить у пациента опухоль или воспалительный процесс. Раковые опухоли всегда излучают тепло в большом количестве, поэтому благодаря термографии можно обнаружить даже самые миниатюрные опасные новообразования. Важная особенность способа заключается в его абсолютной безопасности и отсутствии противопоказаний. Его применяют даже для профилактики раковых заболеваний и для наблюдения за ходом болезни и контролем правильности выбранного лечения.

2. Учебные цели: изучить законы теплового излучения тел и оценить практические возможности термографии как неинвазивного метода наблюдения и лечения больных.

Для формирования профессиональных компетенций обучающийся должен **знать**:

- законы теплового излучения;
- природу инфракрасных и ультрафиолетовых лучей;
- технику безопасности при облучении инфракрасным и ультрафиолетовым излучением
- применение в медицине,

Для формирования профессиональных компетенций обучающийся должен **владеть и уметь**:

- оценить результаты данных, полученных с помощью контактной холестерической термографии и телетермографии;
- решать стандартные задачи о тепловом излучении;

- и овладеть следующими **компетенциями**: УК-1 (УК-1.1, УК-1.2, УК-1.3), ОПК-1 (ОПК-1.1, ОПК-1.3)

3. Материалы для самоподготовки к освоению данной темы:

Вопросы для самоподготовки:

1. Перечислите известные вам источники света.
2. Является ли спектр лампочки накаливания непрерывным?
3. Какие операции нужно проделать с крупницей вещества, чтобы узнать её химический состав при помощи спектрального анализа?
4. Может ли быть равновесным излучение, возникающее за счёт химических реакций? Если не может, то почему?
5. Что собой представляет инфракрасное излучение?
6. В чем специфичность ультрафиолетового излучения?
7. Почему сушить окрашенные изделия лучше не в печах, а в инфракрасных сушилках?
8. Почему в облачную погоду на улице тепло?
9. Для чего спецодежду сталеваров покрывают прочным слоем фольги?
10. Почему в горах можно загореть значительно быстрее?
11. Осенью в садах белят стволы, а иногда и ветви деревьев. Для чего это делают?
12. Почему сварщики во время работы должны предохранять глаза темным стеклом?
13. Ртутные лампы ультрафиолетового излучения делают из кварцевого, а не из обычного стекла. Для чего?
14. Почему глаз зрительно не воспринимает волн короче 0,4 мкм?

4. **Вид занятия:** практическое занятие,

5. **Продолжительность занятия:** 4 часа

6. **Оснащение:**

6.1. Дидактический материал;

6.2. ТСО.

7. **Содержание занятия.**

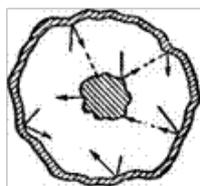


Рис. 1.
Равновесное
излучение

λ

Энергия, расходуемая светящимся телом на излучение, может пополняться из различных источников. Окисляющийся на воздухе фосфор светится за счет энергии, выделяемой при химическом превращении. Такой вид свечения называется хемилюминесценцией. Свечение, возникающее при различных видах самостоятельного газового разряда, носит название электролюминесценции. Свечение твердых тел, вызванное бомбардировкой их электронами, называют катодолуминесценцией. Испускание телом излучения некоторой характерной для него длины волны λ_1 можно вызвать, облучая это тело (или облучив предварительно) излучением длины волны λ_2 , меньшей чем λ_1 . Такие процессы объединяются под названием фотолуминесценции.

Самым распространенным является свечение тел, обусловленное их нагреванием. Этот вид свечения называется тепловым (или температурным) излучением. Тепловое излучение имеет место при любой температуре, однако при невысоких температурах излучаются практически лишь длинные (инфракрасные) электромагнитные волны.

Окружим излучающее тело непроницаемой оболочкой с идеально отражающей поверхностью (рис. 154). Воздух из оболочки удалим. Отраженное оболочкой излучение, упав на тело, поглотится им (частично или полностью). Следовательно, будет происходить непрерывный обмен энергией между телом и заполняющим оболочку излучением. Если распределение энергии между телом и излучением остается неизменным для каждой длины волны, состояние системы тело — излучение будет равновесным. Опыт показывает, что единственным видом излучения, которое может находиться в равновесии с излучающими телами, является тепловое излучение. Все остальные виды излучения оказываются неравновесными.

Способность теплового излучения находиться в равновесии с излучающими телами обусловлена тем, что его интенсивность возрастает при повышении температуры. Допустим,

что равновесие между телом и излучением (см. рис. 1) нарушено и тело излучает энергии больше, чем поглощает. Тогда внутренняя энергия тела будет убывать, что приведет к понижению температуры. Это в свою очередь обусловит уменьшение количества излучаемой телом энергии. Температура тела будет понижаться до тех пор, пока количество излучаемой телом энергии не станет равным количеству поглощаемой энергии. Если равновесие нарушится в другую сторону, т. е. количество излучаемой энергии окажется меньше, чем поглощаемой, температура тела будет возрастать до тех пор, пока снова не установится равновесие. Таким образом, нарушение равновесия в системе тело — излучение вызывает возникновение процессов, восстанавливающих равновесие.

Иначе обстоит дело в случае любого из видов люминесценции. Пока протекает обуславливающая излучение химическая реакция, излучающее тело все больше и больше удаляется от первоначального состояния. Поглощение телом излучения не изменит направления реакции, а наоборот приведет к более быстрому (вследствие нагревания) протеканию реакции в первоначальном направлении. Равновесие установится лишь тогда, когда будет израсходован весь запас реагирующих веществ и свечение, обусловленное химическими процессами, заменится тепловым излучением.

Итак, из всех видов излучения равновесным может быть только тепловое излучение. К равновесным состояниям и процессам применимы законы термодинамики. Следовательно, и тепловое излучение должно подчиняться некоторым общим закономерностям, вытекающим из принципов термодинамики. К рассмотрению этих закономерностей мы и перейдем.

Закон Кирхгофа

Для характеристики теплового излучения, мы будем пользоваться величиной потока энергии, измеряемой в ваттах.

Поток энергии, испускаемый единицей поверхности излучающего тела по всем направлениям (в пределах телесного угла 2π), называют энергетической светимостью тела R .

Излучение состоит из волн различных частот ω (или длин λ). Обозначим поток энергии, испускаемый единицей поверхности тела в интервале частот $d\omega$, через dR_ω (чтобы не усложнять обозначений, мы опустили индекс «э» при R). При малой величине интервала $d\omega$ поток dR_ω будет пропорционален $d\omega$.

$$dR_\omega = r_\omega d\omega \quad (1)$$

Величина r называется испускательной способностью тела. Опыт показывает, что испускательная способность сильно зависит от температуры тела. Таким образом, r есть функция частоты и температуры. Соответственно и энергетическая светимость является функцией температуры.

Зная испускательную способность, можно вычислить энергетическую светимость:

$$R_{\omega_0} = \int_{\omega_0}^{\infty} dR_{\omega T} = \int_{\omega_0}^{\infty} r_{\omega T} d\omega \quad (2)$$

(чтобы подчеркнуть, что энергетическая светимость и испускательная способность зависят от температуры, мы их снабдили индексом « T »). Излучение можно характеризовать вместо частоты длиной волны λ . Участку спектра $d\omega$ будет соответствовать интервал длин волн $d\lambda$. Определяющие один и тот же участок величины $d\omega$ и $d\lambda$ связаны простым соотношением, вытекающим из формулы:

$$\lambda = \frac{c}{\nu} = \frac{2\pi c}{\omega}$$

Дифференцирование дает:

$$d\lambda = - \frac{2\pi c}{\omega^2} d\omega = - \frac{\lambda^2}{2\pi c} d\omega \quad (3)$$

Знак минус в этом выражении не имеет существенного значения, он лишь указывает на то, что с возрастанием одной из величин, ω или λ , другая величина убывает. Поэтому знак минус в дальнейшем мы не будем писать.

Доля энергетической светимости, приходящаяся на интервал $d\lambda$, может быть по аналогии с (1) представлена в виде:

$$dR_\lambda = r_\lambda d\lambda \quad (4)$$

Если интервалы $d\omega$ и $d\lambda$, входящие в выражения (1) и (4), связаны соотношением (3), т. е. относятся к одному и тому же участку спектра, то величины dR_ω и dR_λ должны совпадать:

$$r_\omega d\omega = r_\lambda d\lambda.$$

Заменяв в последнем равенстве $d\lambda$ согласно (3), получим:

$$r_\omega d\omega = r_\lambda \frac{\lambda^2}{2\pi c} d\omega$$

откуда

$$r_\omega = r_\lambda \frac{\lambda^2}{2\pi c} \quad (5)$$

С помощью (5) можно перейти от r_λ к r_ω и наоборот.

Пусть на элементарную площадку поверхности тела падает поток лучистой энергии $d\Phi_\omega$, обусловленный электромагнитными волнами, частота которых заключена в интервале $d\omega$. Часть этого потока $d\Phi'$ будет поглощена телом. Безразмерная величина

$$a_{\omega T} = \frac{d\Phi'_\omega}{d\Phi_\omega} \quad (6)$$

По

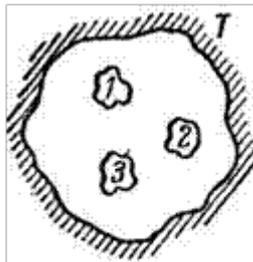


Рис. 2. закон Кирхгофа

называется поглощательной способностью тела. Поглощательная способность зависит от температуры тела. Следовательно, $a_{\omega T}$ есть функция частоты и температуры.

определению $a_{\omega T}$ не может быть больше единицы. Для тела, полностью поглощающего упавшее на него излучение всех частот, $a_{\omega T} = 1$. Такое тело называют абсолютно черным. Тело, для которого $a_{\omega T} = a_T = \text{const} < 1$, называется серым.

Между испускательной и поглощательной способностью любого тела имеется определенная связь. В этом можно убедиться, рассмотрев следующий эксперимент. Пусть внутри замкнутой оболочки, поддерживаемой при постоянной температуре T , помещены несколько тел (рис. 2). Пещность внутри оболочки эвакуирована, так что тела могут обмениваться энергией между собой и с оболочкой лишь путем испускания и поглощения электромагнитных волн. Опыт показывает, что такая система через некоторое время придет в состояние теплового равновесия — все тела примут одну и ту же температуру, равную температуре оболочки T . В таком состоянии тело, обладающее большей испускательной способностью r , теряет в единицу времени с единицы поверхности больше энергии, чем тело, обладающее меньшей r . Поскольку температура (а следовательно, и энергия) тел не меняется, то тело, испускающее больше энергии, должно и больше поглощать, т. е. обладать большей $a_{\omega T}$. Таким образом, чем больше испускательная способность тела $r_{\omega T}$, тем больше и его поглощательная способность $a_{\omega T}$. Отсюда вытекает соотношение:

$$\left(\frac{r_{\omega T}}{a_{\omega T}} \right)_1 = \left(\frac{r_{\omega T}}{a_{\omega T}} \right)_2 = \left(\frac{r_{\omega T}}{a_{\omega T}} \right)_3 = \dots = \epsilon_\lambda \quad (7)$$

где индексы 1, 2, 3 и т. д. относятся к разным телам.

Кирхгоф сформулировал следующий закон: *отношение испускательной и поглощательной способностей не зависит от природы тела, оно является для всех тел одной и той же, (универсальной) функцией частоты (длины волны) и температуры:*

$$\frac{r_{\omega T}}{a_{\omega T}} = f(\omega, T) \quad (7)$$

Сами величины $r_{\omega T}$ и $a_{\omega T}$, взятые отдельно, могут меняться чрезвычайно сильно при переходе от одного тела к другому. Отношение же их оказывается одинаковым для всех тел. Это означает, что тело, сильнее поглощающее какие-либо лучи, будет эти лучи сильнее и испускать (не

следует смешивать испускание лучей с их отражением). Для абсолютно черного тела по определению $a_{\omega T} = 1$. Следовательно, из формулы (7) вытекает, что $r_{\omega T}$ для такого тела равна $f(\omega, T)$. Таким образом, универсальная функция Кирхгофа $f(\omega, T)$ есть

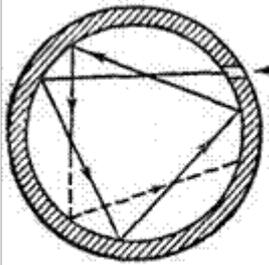


Рис. 3 Модель АЧТ Михельсона

ь не что иное, как испускательная способность абсолютно черного тела.

При теоретических исследованиях для характеристики спектрального состава равновесного теплового излучения удобнее пользоваться функцией частоты — $f(\omega, T)$. В экспериментальных работах удобнее пользоваться функцией длины волны — $\varphi(\lambda, T)$. Обе функции связаны друг с другом формулой

$$f(\omega, T) = \frac{2\pi c}{\omega^2} \varphi(\lambda, T) = \frac{\lambda^2}{2\pi c} \varphi(\lambda, T) \quad (8)$$

аналогичной формуле (5). Согласно (8) для того, чтобы по известной функции $f(\omega, T)$ найти $\varphi(\lambda, T)$, нужно заменить в $f(\omega, T)$ частоту ω через $2\pi c/\lambda$ и получившееся выражение умножить на $2\pi c/\lambda^2$:

$$\varphi(\lambda, T) = \frac{2\pi c}{\lambda^2} f\left(\frac{2\pi c}{\lambda}, T\right) \quad (9)$$

Для нахождения $f(\omega, T)$ по известной $\varphi(\lambda, T)$ нужно воспользоваться соотношением:

$$f(\omega, T) = \frac{2\pi c}{\omega^2} \varphi\left(\frac{2\pi c}{\omega}, T\right) \quad (10)$$

Абсолютно черных тел в природе не существует. Сажа или платиновая чернь имеют поглощательную способность $a_{\omega T}$, близкую к единице, лишь в ограниченном интервале частот; в далекой инфракрасной области их поглощательная способность заметно меньше единицы. Однако можно создать устройство, сколь угодно близкое по своим свойствам к абсолютно черному телу.

чем
к $f(\omega)$

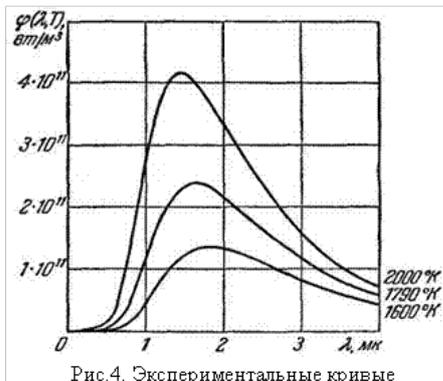


Рис. 4. Экспериментальные кривые излучения АЧТ

Такое устройство представляет собой почти замкнутую полость, снабженную малым отверстием (рис. 3). Излучение, проникшее внутрь через отверстие, прежде выйти обратно из отверстия, претерпевает многократные отражения. При каждом отражении часть энергии поглощается, в результате чего практически все излучение любой частоты поглощается такой полостью. Согласно закону Кирхгофа испускательная способность такого устройства очень близка к $f(\omega, T)$, причем T означает температуру стенок полости. Таким образом, если стенки полости поддерживать при некоторой температуре T , то из отверстия выходит излучение, весьма близкое по спектральному составу к

излучению абсолютно черного тела при той же температуре. Разлагая это излучение в спектр с помощью дифракционной решетки и измеряя болометром интенсивность различных участков спектра, можно найти экспериментально вид функции $f(\omega, T)$ или $\varphi(\lambda, T)$. Результаты таких опытов приведены на рис. 4. Разные кривые относятся к различным значениям температуры T абсолютно черного тела. Площадь, охватываемая кривой, дает энергетическую светимость абсолютно черного тела при соответствующей температуре.

Кривые на рис. 4 очень похожи на кривые распределения молекул газа по скоростям. Правда, есть и существенное отличие. В то время как кривые распределения по скоростям для разных температур пересекают друг друга (охватываемые ими площади одинаковы), кривые спектрального распределения излучения абсолютно черного тела для более низких температур целиком лежат внутри кривых, соответствующих более высоким температурам. Как мы увидим в следующем параграфе, площадь, охватываемая этими кривыми, пропорциональна четвертой степени температуры.

Из рис. 4 следует, что энергетическая светимость абсолютно черного тела сильно возрастает с температурой. Максимум испускательной способности с увеличением температуры сдвигается в сторону более коротких волн.

Закон Стефана — Больцмана

Теоретическое объяснение излучения абсолютно черного тела имело огромное значение в истории физики — оно привело к понятию квантов энергии.

Долгое время многочисленные попытки получить теоретически вид функции $f(\omega, T)$ не давали общего решения задачи. Стефан (1879), анализируя экспериментальные данные, пришел к выводу, что энергетическая светимость R , любого тела пропорциональна четвертой степени абсолютной температуры. Однако последующие более точные измерения показали ошибочность его выводов. Больцман (1884), исходя из термодинамических соображений, получил теоретически для энергетической светимости абсолютно черного тела следующее значение:

$$R_{\lambda}^* = \int_0^{\infty} f(\omega, T) d\omega = \sigma T^4 \quad (11)$$

где σ — постоянная величина, T — абсолютная температура. Таким образом, заключение, к которому Стефан пришел для нечерных тел (с абсолютно черными телами он не экспериментировал), оказалось справедливым лишь для абсолютно черных тел.

Соотношение (11) между энергетической светимостью абсолютно черного тела и его абсолютной температурой получило название закона Стефана — Больцмана. Константу σ называют постоянной Стефана — Больцмана. Ее экспериментальное значение равно:

$$\sigma = 5,7 \cdot 10^{-8} \text{ вт/м}^2 \cdot \text{град}^4 \quad (12)$$

Закон Вина

Вин (1893), воспользовавшись, кроме термодинамики, электромагнитной теорией, показал, что функция спектрального распределения должна иметь вид:

$$f(\omega, T) = \omega^3 F\left(\frac{\omega}{T}\right) \quad (13)$$

где F — неизвестная функция отношения частоты к температуре. Согласно формуле (9) для функции $\varphi(\lambda, T)$ получается выражение:

$$\varphi(\omega, T) = \frac{2\pi c}{\lambda^2} \left(\frac{2\pi c}{\lambda}\right)^3 F\left(\frac{2\pi c}{\lambda T}\right) = \frac{1}{\lambda^5} \psi(\lambda T) \quad (14)$$

где $\psi(\lambda T)$ — неизвестная функция произведения λT .

Соотношение (4) позволяет установить зависимость между длиной волны λ_m , на которую приходится максимум функции $\varphi(\lambda, T)$, и температурой. Продифференцируем (14) по λ :

$$\frac{d\varphi}{d\lambda} = \frac{T\psi'(\lambda T)}{\lambda^5} - \frac{5}{\lambda^6} \psi(\lambda T) = \frac{1}{\lambda^6} [\lambda T\psi'(\lambda T) - 5\psi(\lambda T)] \quad (15)$$

Выражение в квадратных скобках представляет собой некоторую функцию $\psi(\lambda T)$. При длине волны λ_m , соответствующей максимуму функции $\varphi(\lambda, T)$, выражение (15) должно обращаться в нуль:

$$\left(\frac{d\varphi}{d\lambda}\right)_{\lambda=\lambda_m} = \frac{1}{\lambda_m^6} \Psi(\lambda_m T) = 0.$$

Поскольку, как следует из опыта, $\lambda_m \neq \infty$, должно выполняться условие: $\Psi(\lambda_m T) = 0$. Решение последнего уравнения относительно неизвестного $\lambda_m T$ дает для этого неизвестного некоторое число, которое мы обозначим буквой b . Таким образом, получается соотношение:

$$\lambda_m T = b \quad (16)$$

которое носит название закона смещения Вина. Экспериментальное значение константы b равно:

$$b = 2,90 \cdot 10^7 \text{ \AA} \cdot \text{град} = 2,90 \cdot 10^{-3} \text{ м} \cdot \text{град} \quad (17)$$

Формула Планка

Законы Стефана-Больцмана и Вина являются частными законами излучения чёрного тела: они не дают общей картины распределения энергии по длинам волн при различной температуре.

Уравнение, описывающее полученные экспериментально кривые излучения чёрного тела, не удалось получить на основе классической электромагнитной теории света. Оно было получено М. Планком лишь на основе гипотезы, что нагретые тела излучают энергию не непрерывно, а отдельными порциями, т.е. квантами. Формула Планка имеет вид:

$$\varepsilon_\lambda = \frac{2\pi hc^2}{\lambda^5} \cdot \frac{1}{\exp[hc/kT\lambda] - 1}$$

(18)

где $h = 6,62 \cdot 10^{-34}$ Дж·с – постоянная Планка; c – скорость света в вакууме; $k = 1,38 \cdot 10^{-23}$ Дж/К – постоянная Больцмана. Из формулы (7) и (18) следует, что спектр излучения может быть выражен зависимостью:

$$r_\lambda = \alpha \frac{2\pi hc^2}{\lambda^5} \cdot \frac{1}{\exp[hc/kT\lambda] - 1} \quad (19)$$

где α – коэффициент поглощения серого тела.

Формула Планка блестяще согласуется с экспериментальными данными по распределению энергии в спектрах излучения чёрного тела во всём интервале длин волн и температур. Из формулы Планка при соответствующих преобразованиях можно получить как следствия законы Стефана-Больцмана и Вина.

Источники теплового излучения, применяемые для лечебных целей. Понятие о термографии.

Основным источником теплового излучения и видимого света в природе является Солнце. Поток солнечной энергии, приходящийся на 1 м^2 площади границы земной атмосферы, составляет 1350 Вт. Эту величину называют солнечной постоянной. общее количество энергии, полученное нашей планетой от Солнца за год составляет $3,84 \cdot 10^{24}$ Дж, что в десятки тысяч раз больше энергии, полученной на Земле от всех других источников.

При прохождении через атмосферу поток энергии излучения несколько уменьшается; солнечная постоянная в зависимости от состояния атмосферы (облачность) и высоты Солнца над горизонтом также уменьшается, и в наиболее благоприятных условиях составляет (900–1120) Вт. Изменяется и спектральный состав излучения. Ультрафиолетовое излучение с длиной волны короче 290 нм поглощается озоном верхних слоёв атмосферы, а часть инфракрасного излучения – водяным паром. График распределения энергии в спектре солнечного излучения приведён на рисунке XXX (кривая 1 – на границе земной атмосферы, 2 – на поверхности Земли) Кривая 1 близка к спектру чёрного тела, её максимум соответствует длине волны 470 нм. Кривая 2 имеет несколько линий поглощения, её максимум расположен около 555 нм.

Для измерения интенсивности теплового излучения применяются приборы, называемые актинометрами. Основу приборов составляет термобатарея – система из нескольких термопар, соединённых последовательно и расположенных так, что исследуемое излучение действует на их рабочие спаи.

Дозированную солнечную радиацию применяют как солнцелечение (гелиотерапия), а также как средство закаливания организма.

Для лечебных целей используют искусственные источники теплового излучения: лампы накаливания (соллюкс) и инфракрасные излучатели.

Тело человека имеет определённую температуру благодаря терморегуляции, существенной частью которой является теплообмен организма с окружающей средой. Теплообмен происходит посредством теплопроводности, конвекции, испарения и излучения (поглощения).

У здоровых людей распределение температуры по различным точкам поверхности тела достаточно характерно. Однако воспалительные процессы, опухоли могут изменить местную температуру.

Температура вен зависит от состояния кровообращения, а также от охлаждения или нагревания конечностей. Таким образом, регистрация излучения различных участков человеческого тела и определение их температуры являются диагностическим методом. Такой метод, называемый томографией, находит всё большее применение в клинической практике.

Термография абсолютно безвредна и в перспективе может стать методом массового профилактического обследования населения.

Определение различия температуры поверхности тела при термографии в основном осуществляется двумя методами. В одном случае используют жидкокристаллические индикаторы, оптические свойства которых очень чувствительны к небольшим изменениям температуры. Помещая эти индикаторы на тело больного, можно визуально по изменению их цвета определить местное различие температуры. Другой метод – технический, основан на том, что если сигнал с электронно – оптического преобразователя подать в виде развёртки на телевизионную систему, то на экране телевизора можно получить «тепловое» изображение предметов. Части тела, имеющие разные температуры различаются на экране либо цветом при цветном изображении, либо светом, если изображение чёрно-белое. Такая техническая система называется тепловизором.

Инфракрасное (ИК) излучение и его применение в медицине.

Видимый свет $\lambda=(380-760)$ нм граничит со стороны длинных волн ИК-излучением, коротких волн - ультрафиолетовым (УФ) излучением.

Инфракрасным называют электромагнитное излучение, занимающее спектральную область между красной границей видимого света ($\lambda=760$ нм) и коротковолновым радиоизлучением ($\lambda \approx 2$ мм).

Нагретые твёрдые и жидкие тела испускают непрерывный ИК спектр. при невысокой температуре энергетическая светимость тел мала. поэтому не все тела могут быть использованы в качестве источников ИК –излучения. В связи с этим наряду с тепловыми источниками ИК-излучения используют ещё ртутные лампы высокого давления и лазеры, которые уже не дают сплошного спектра. Мощным источником ИК-излучения является Солнце, около 50% его излучения лежит в ИК – области спектра.

Для регистрации и измерения ИК- излучения используют приёмники двух типов: тепловые и фотоэлектрические. к первому типу относятся термометры, радиометры, термоэлементы – превращающие тепловое излучение в электрический ток. Приёмники второго типа – фотоэлементы, фотосопротивления и электронно-оптические преобразователи, превращающие тепловое излучение в изображение, наблюдаемое на экране электронно-лучевой трубки.

Обнаружить и зарегистрировать ИК – излучение можно также фотопластинками и фотоплёнками со специальным фоточувствительным слоем.

Биологическое действие ИК – излучения в основном определяется производимым им нагревом тканей. Повышение температуры усиливает биологическую активность клеток, ускоряет размножение, увеличивает подвижность лейкоцитов и их способность поглощать инородные микроорганизмы, увеличивает скорость обменных процессов.

Первичное действие ИК – излучения на живой организм начинается с его действия на кожу, проникая в глубину на 2-3 см, достигая подкожного жирового слоя и даже расположенных под ним органов.

Повышение температуры кожи усиливает деятельность ферментов, расщепляющих белки, в результате чего в крови появляются продукты распада белков.

ИК-облучение широко применяется в медицинской физиотерапии. Оно используется при лечении заболеваний кожи, лимфатической системы, суставов (артриты, ревматизм), плевритов, печени, желчного пузыря и т. д.

ИК-излучение, сильно поглощаясь водой, усиливает испарение и тем самым оказывает высушивающее действие на влажные поверхности. Это свойство ИК-излучения находит применение при лечении мокнувших экзем, ожогов, обморожений и т.п.

Следует отметить, что ИК-излучение может оказывать и вредное действие при больших интенсивностях излучения, а также при действии его на глаза, поскольку оно сильно поглощается хрусталиком и стекловидным телом, в результате чего могут возникнуть катаракта, отслоение сетчатки и т.п. При работе с ИК-излучением необходимо надевать защитные очки.

Значительное поглощение ИК-излучения водой и парами воды имеет важное значение для теплового баланса нашей планеты. Благодаря сильному поглощению водными парами земной атмосферы лишь небольшая доля теплового излучения Земли уходит в космическое пространство, и поэтому атмосфера представляет собой своеобразную теплоизолирующую оболочку, препятствующую охлаждению Земли за счёт излучения.

Ультрафиолетовое (УФ) излучение и его применение в медицине

Электромагнитное излучение, занимающее спектральную область между фиолетовой границей видимого света ($\lambda=400$ нм) и длинноволновой частью рентгеновского излучения ($\lambda=10$ нм), называют ультрафиолетовым.

В области ниже 200 нм УФ-излучение сильно поглощается всеми телами, в том числе и тонкими слоями воздуха, поэтому особого интереса для медицины не представляет. Остальную часть УФ-спектра, в соответствии с рекомендациями II международного конгресса по физиотерапии и фотобиологии (1932 г.) условно делят на три области: А(400-315 нм), В(315-280 нм) и С(280-200 нм).

Наиболее мощным источником теплового УФ-излучения является Солнце. На границе земной атмосферы УФ-излучение составляет 9% его общей мощности. Большей мощностью и более коротковолновым излучением обладают возбуждённые в электрическом разряде пары металлов или газы, испускающие линейчатые УФ-спектры. Из искусственных источников УФ-излучения наиболее распространены газоразрядные ртутные лампы. Они подразделяются на лампы с низким давлением паров ртути, высоким и сверхвысоким. Баллоны этих ламп сделаны из кварца, так как обычное стекло сильно поглощает ультрафиолет. Измерения УФ-излучения осуществляются фотоэлектрическими приёмниками: фотоэлементами, фотоумножителями. Индикаторами УФ-света являются люминесцирующие вещества и фотопластинки.

Основное биологическое действие УФ-излучения на живой организм определяется не тепловыми эффектами, которые ничтожно малы, а фотохимическими реакциями, происходящими с биополимерами – белками и нуклеиновыми кислотами.

Изменения, происходящие с нуклеиновыми кислотами, с молекулами ДНК, влияют на процессы жизнедеятельности клеток, на их рост и деление и могут приводить их к гибели и к гибели одноклеточных организмов – бактерий (область С).

Бактерицидное действие УФ-излучения используется для обеззараживания воздуха в закрытых помещениях. Такая санация воздушной среды применяется в операционных и перевязочных, что резко повышает хирургическую антисептику.

Действие ультрафиолета на живой организм начинается с его поглощения в коже. Проникая не очень глубоко, оно вызывает при этом сложную биологическую реакцию, сопровождающуюся покраснением кожи – эритемой (область В).

В зародышевом слое эпидермиса начинается сложная цепь биохимических и физиологических процессов. Процессы фотолиза (биохимические реакции) под действием фотонов УФ-излучения создают активные продукты (гистамин и др.), которые вызывают расширение сосудов, отёк кожи и другие типичные признаки эритемы. Вслед за эритемой наступает пигментация кожи – загар.

Из других действий УФ-излучения (область А), следует отметить образование витамина D, недостаток которого влечёт за собой нарушение фосфорно-кальциевого обмена в костных тканях. При D-авитаминозе возникает рахит. Витамин D содержится в мясе и жире животных. Однако он может образовываться и в самом организме. Сальные железы кожи вырабатывают эргостерин, который под действием УФ-излучения превращается в витамин D и всасывается с поверхности кожи в кровь.

Учитывая положительное действие на организм в определённых дозах УФ-излучение используется в медицинской физиотерапии для лечения и профилактики заболеваний органов дыхания, при нервных заболеваниях, нарушений обмена веществ и для многих других терапевтических целей.

Следует отметить и вредное действие УФ-излучения, особенно на глаза. Поскольку слизистая оболочка глаза не имеет защитного рогового слоя, то УФ-лучи, достигая хрусталика глаза, могут вызвать его помутнение – катаракту. Поэтому все работы с ультрафиолетом необходимо проводить в защитных очках.

Задания для самостоятельной аудиторной работы студентов по указанной теме:

- 1) Ознакомиться с теоретическим материалом по теме занятия с использованием конспектов лекций, рекомендуемой учебной литературой.
- 2) Ответить на вопросы для самоконтроля:
 - 1). Объяснить природу теплового излучения.
 - 2). Что такое спектральная плотность энергетической светимости?
 - 3). Что такое монохроматический коэффициент поглощения?
 - 4). Какие тела называются черными, абсолютно черными. Серыми?
 - 5). Объясните законы Кирхгофа и Стефана-Больцмана.
 - 6) Почему закон Вина называется законом смещения?
 - 7). Объяснить смысл формулы Планка.
 - 8). Каково значение излучения Солнца? Его характеристика.
 - 9). Какие тепловые источники применяются в медицине для лечебных целей?
 - 10). В чем заключается метод термографии?
 - 11). Что такое тепловизоры?
 - 12). Какова природа и свойства ИК- излучения?
 - 13) Биологическое действие ИК-излучения и его применение.
 - 14) Какова природа и свойства УФ-излучения?
 - 15) Биологическое действие УФ-излучение и его применение в медицине.
 - 16) Как ИК-излучение Солнца влияет на тепловой баланс Земли?
- 3) Проверить свои знания с использованием тестового контроля:

Тест 1

1. Энергетической светимостью называется:
 - а) энергия излучения, испускаемая 1 м^2 поверхности;
 - б) интенсивность света, излучаемая 1 м^2 поверхности;
 - в) поток излучения, испускаемый 1 м^2 поверхности.
2. Спектральной плотностью энергетической светимости тела называется:
 - а) произведение энергетической светимости к ширине узкого интервала спектра;
 - б) отношение энергетической светимости узкого участка спектра к ширине этого участка;
 - в) отношение ширины узкого участка спектра к энергетической светимости тела.
3. Серым телом называют:

- а) тело, коэффициент поглощения которого меньше единицы и зависит от длины волны падающего света;
- б) тело, коэффициент поглощения которого равен единице и не зависит от длины волны падающего света;
- в) тело, коэффициент поглощения которого меньше единицы и не зависит от длины волны света, падающего на него;
4. Правильное определение закона Кирхгофа:
- а) при одинаковой температуре отношение спектральной плотности энергетической светимости к монохроматическому коэффициенту поглощения одинаково для любых тел, в том числе и для чёрных;
- б) при одинаковой температуре отношение спектральной плотности энергетической светимости к коэффициенту поглощения одинаково для любых тел, в том числе и для чёрных;
- в) при одинаковой температуре отношение спектральной плотности энергетической светимости к длине волны его излучения одинаково для любых тел, в том числе и для чёрных.
5. Правильное определение закона Стефана-Больцмана:
- а) энергетическая светимость чёрного тела пропорциональна его термодинамической температуре;
- б) энергетическая светимость чёрного тела пропорциональна четвёртой степени его термодинамической температуры;
- в) энергетическая светимость чёрного тела обратно пропорциональна четвёртой степени его термодинамической температуры.
6. Правильное определение закона Вина:
- а) длина волны, соответствующая максимуму излучения абсолютно чёрного тела, пропорциональна его абсолютной температуре;
- б) длина волны, соответствующая максимуму поглощения абсолютно чёрного тела, обратно пропорциональна его абсолютной температуре;
- в) длина волны, соответствующая максимуму излучения абсолютно чёрного тела, обратно пропорциональна его абсолютной температуре;

Тест 2

1. Какой интервал длин волн соответствует ИК-излучению?
- а) (380-760) нм; б) (10^{-2} -0,4) мкм; в) (760- 10^6) нм
2. Какой интервал длин волн соответствует УФ – излучению?
- а) 760 нм – 2 мм; б) (380- 10^6) нм; в) (10-400) нм.
3. Выражение закона Кирхгофа:
- $$\frac{r_\lambda}{\alpha_\lambda} = \varepsilon_\lambda \quad ; \quad \text{б) } r_\lambda \alpha_\lambda = \varepsilon_\lambda \quad ; \quad \text{в) } \frac{\alpha_\lambda}{r_\lambda} = \varepsilon_\lambda$$
4. Выражение монохроматического коэффициента поглощения:
- $$r_\lambda = \frac{\Phi_0}{\Phi_i} \quad ; \quad \text{б) } \alpha_\lambda = \frac{\Phi_i}{\Phi_0} \quad ; \quad \text{в) } \alpha_\lambda = \frac{\Phi}{\lambda}$$
5. Выражение закона Стефана-Больцмана:
- а) $R_e = \lambda \sigma T^4$; б) $R_e = \lambda \sigma T$; в) $R_e = \alpha \sigma T^4$
6. Выражение закона Вина:
- $$\lambda_{\max} = \frac{b}{T} \quad ; \quad \text{б) } \lambda_{\max} = \frac{b}{\alpha T} \quad ; \quad \text{в) } \lambda_{\min} = bT$$
7. Выражение энергетической светимости тела
- $$R_e = \int_0^\infty \alpha_\lambda d\lambda \quad ; \quad \text{б) } r_\lambda = \int_0^\infty R_e d\lambda \quad ; \quad \text{в) } R_e = \int_0^\infty r_\lambda d\lambda$$
- 8) Определить антирахиитную зону УФ излучения
- а) (200-280) нм; б) (315-400) нм; в) (280-315) нм.

9. Определить наиболее выраженную длину волны эритемной зоны УФ-излучения.

а) $\lambda=296$ нм; б) $\lambda=400$ нм; в) $\lambda=250$ нм.

10. Какая длина волны соответствует зоне бактерицидного действия

а) $\lambda=296$ нм; б) $\lambda=320$ нм; в) $\lambda=253$ нм.

4). Решить задачи:

1. Какое количество теплоты излучает $0,5 \text{ м}^2$ поверхности тела человека за час, если температура воздуха в комнате 22° C , а температуру кожи принять в среднем за 37° C . Приведённый коэффициент излучения кожи равен $4,7 \cdot 10^{-8} \text{ Вт/м}^2\text{K}^4$.

2. Инфракрасные лучи длинноволнового диапазона вызывают ощущение резкой боли при падении на кожу при интенсивности $6 \text{ Дж/см}^2 \cdot \text{мин}$. На каком расстоянии создаёт ощущение резкой боли лампа мощностью $1,5 \text{ кВт}$, если её световой КПД составляет 3% , а остальная часть энергии расходуется на создание ИК – излучения?

3. Опыт показывает, что облучение куриных яиц в инкубаторе наиболее эффективно при длине волны $4,1 \text{ мкм}$. К какой области спектра относится эта длина волны? Какова должна быть температура проволочной спирали в нагревательной лампе? Какое количество энергии излучает в секунду спираль лампы, если её поверхность равна 20 мм^2 ?

4. Найти температуру печи, если известно, что из отверстия в ней площадью $S=6 \text{ см}^2$ излучается 7 кал в 1 сек . Считать излучение близким к излучению чёрного тела.

5. Вследствие изменения температуры серого тела максимум спектральной плотности энергетической светимости сместился с $\lambda_1=2400 \text{ нм}$ на $\lambda_2=800 \text{ нм}$. Во сколько раз изменится энергетическая светимость тела?

6. На сколько сместится максимум спектральной плотности энергетической светимости при изменении температуры поверхности тела человека от $t_1=30^\circ \text{ C}$ до $t_2=31^\circ \text{ C}$? Тело человека считать серым.

7. Определите массу, энергию и импульс фотонов излучения: а) красного ($\lambda_1=700 \text{ нм}$), б) фиолетового ($\lambda_2=400 \text{ нм}$) и в) рентгеновского ($\lambda_3=0,5 \cdot 10^{-10} \text{ м}$).

Задания для самостоятельной аудиторной/внеаудиторной работы студентов по указанной теме:

1) Ознакомиться с теоретическим материалом по теме занятия с использованием конспектов лекций, рекомендуемой учебной литературы.

2) Решить задачи: Сборник задач по медицинской и биологической физике. Ремизов А.Н., Максина А.Г., М., Дрофа, 2013-189 с. № 2.24, 2.29, 2.36, 2.57, 2.58, 2.60, 2.69, 2.78, 2.81, 2.83, 2.88, 2.92, 2.93, 2.94, 2.96, 2.98, 2.101.

Формы контроля освоения заданий по самостоятельной аудиторной/внеаудиторной работы студентов по данной теме: тестовые задания и контрольные вопросы.

8. Литература: см. Приложение

Тема 3. Физические основы применения ионизирующего излучения в диагностике. Математические задачи КТ томографии. Методы их решения.

1. Актуальность. Рентгеновское излучение — электромагнитные волны, энергия фотонов которых лежит на шкале электромагнитных волн между ультрафиолетовым излучением и гамма-излучением. Рентгеновское излучение стали применять в медицине в связи с его большой проникающей способностью. Поначалу, рентгеновское излучение использовалось для исследования переломов костей и определения местоположения инородных тел в теле человека. В настоящее время существует несколько методов, основанных на рентгеновском излучении.

2. Учебные цели: изучить теоретические основы и оценить практические возможности рентгеновской компьютерной томографии (РКТ) как неразрушающего метода исследования внутренней структуры объекта.

Для формирования профессиональных компетенций обучающийся должен **знать**:

- природу рентгеновских лучей
- устройство рентгеновской трубки

- виды рентгеновского излучения
- законы тормозного и характеристического рентгеновского излучения
- условия проникновения рентгеновского излучения в вещество, в организм человека
 - физические основы функционирования медицинской аппаратуры,
 - физические основы дозиметрии и методов защиты от рентгеновского излучения
 - принципы компьютерной томографии.

Для формирования профессиональных компетенций обучающийся должен **владеть и уметь**:

- оценить результаты инструментальных данных рентгеновской компьютерной томографии
 - физические основы получения изображений с помощью рентгенографии
 - и овладеть следующими **компетенциями**: УК-1 (УК-1.1, УК-1.2, УК-1.3), ОПК-1 (ОПК-1.1, ОПК-1.3)

3. Материалы для самоподготовки к освоению данной темы:

Вопросы для самоподготовки:

1. Что такое изображение?
2. Что такое рентгеновская компьютерная томография?
3. Какими недостатками обладает рентгеновская компьютерная томография?
4. Кем был разработан первый рентгеновский компьютерный томограф?
5. Что происходит с рентгеновским лучом при распространении через ткани?
6. Кем и в каком году были обнаружены рентгеновские лучи?
7. Что такое X-лучи?
8. Что представляет собой рентгеновская трубка?
9. Получение рентгеновского излучения?
10. Типы рентгеновских лучей?

4. Вид занятия: практическое занятие,

5. Продолжительность занятия: 6 часа

6. Оснащение:

- 6.1. Дидактический материал;
- 6.2. ТСО.

7. Структура занятия:

7.1. Организационный этап - проверка готовности группы к занятию внешний вид, отметка присутствующих, ознакомление с планом работы.

7.2. Контроль исходного уровня знаний обучающихся

1. Почему трудно строить рентгеновские микроскопы?
2. Где будет стоять космическая станция на Луне: на поверхности Луны или в толще грунта? Почему?
3. Зачем рентгенологи на работе надевают очки, перчатки и специальные фартуки, в которых находятся соединения свинца?
4. Что дает тень гуще на рентгенограмме: медь или алюминий?
5. Почему вредно сидеть прямо перед телевизором?

7.3. Содержание занятия.

В настоящее время влияние протонного и нейтронного излучения на вещество ещё слабо изучено, и это излучение мало используется на практике. Поэтому в качестве ионизирующего излучения мы разберём исключительно рентгеновское. Перед наукой, изучающей взаимодействие рентгеновского излучения и вещества, стоят три основные задачи. Первая (прямая) задача затрагивает наиболее простые закономерности взаимодействия и прохождения излучения через вещество. Если известна внутренняя структура объекта, то установленный закон ослабления рентгеновского излучения в принципе позволяет предсказать, какой будет картина излучения в любой поперечной плоскости. Второй задачей науки, изучающей взаимодействие излучения с веществом, являются вопросы, касающиеся возникновения рентгеновского излучения и его возможных видов. Мы начнём с первых двух задач. Третья задача (математически сложная) является обратной задачей, и заключается в воссоздании

пространственного распределения плотности внутренних органов по известному двумерному изображению.

Физический принцип действия рентгеновского аппарата основан на способности рентгеновских лучей проникать сквозь биологическую ткань. Прохождение рентгеновского излучения через биологическую ткань описывается законом ослабления ионизирующего излучения. Согласно этому закону (закон Бугера) интенсивность пучка фотонов при прохождении тонкого слоя однородной среды толщиной x уменьшается по экспоненте. Рентгеновское излучение, проходя через однородный слой вещества, ослабляется согласно экспоненциальному закону. Пьер Бугер установил, что в каждом следующем слое однородной среды одинаковой толщины поглощается одинаковая доля потока энергии излучения, дошедшего до него

$$\frac{dI}{I} = -\mu dx.$$

Отсюда связь между интенсивностью света I , которое прошло через слой поглощающего вещества толщиной x , и интенсивностью падающего на него света I_0 есть

$$I = I_0 e^{-\mu x},$$

где I_0 – интенсивность падающего излучения, μ – линейный коэффициент ослабления или коэффициент поглощения. На этот коэффициент влияет длина волны излучения λ и природа вещества (атомный номер Z и плотность ρ).

Рентгеновское излучение. Рентгеновская трубка

Рентгеновским излучением называются электромагнитные волны с большим спектром длин волн от 100 до 10^{-3} нм. Это излучение было открыто немецким физиком В. Рентгеном в 1895 г.

Со стороны коротких волн рентгеновское излучение перекрывается γ -излучением. Со стороны длинных волн оно граничит с ультрафиолетовым. В медицине применяется довольно узкий спектр рентгеновского излучения. Используемая длина волны от 0,006 нм до 1 нм. Энергия фотонов излучения, используемого в медицине, в среднем от 60 до 200 кэВ. Оно взаимодействует с мягкими тканями (состоят из элементов H, C, N, O с атомным номером Z от 1-8) и костями (минеральное вещество кости состоит из элементов P, Ca с Z от 15-20).

Первичное рентгеновское излучение может рассеяться на объекте и стать *вторичным*. Однако необходимо учитывать, что, как первичное, так и вторичное, рентгеновское излучение опасно для здоровья человека и от него необходимо соответствующим образом защищаться.

Свойства рентгеновских лучей такие же, как и обычные. Для них характерны все свойства, используемые в оптике. Рентгеновские лучи могут испытывать дифракцию, интерференцию и обладают поляризацией. Они могут отражаться и преломляться. Электрические и магнитные поля не оказывают на них никакого воздействия. Значит, рентгеновские лучи не несут с собой электрический заряд.

Рентгеновское излучение по способу возбуждения можно разделить на характеристическое и тормозное (Рис. 1). Для получения короткой длины волны необходимо, чтобы электрон имел большую начальную скорость и быстро тормозился. Поскольку условия торможения электрона могут существенно различаться, то и энергии квантов излучения будут различными. Следовательно, тормозное излучение всегда имеет сплошной спектр (см. Рис. 1, (в)).

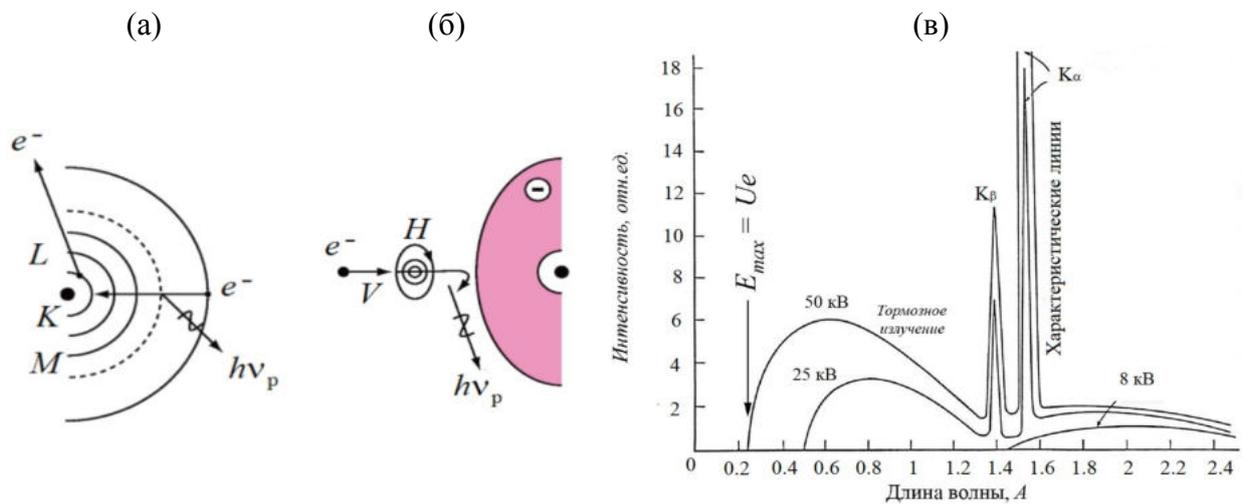


Рис. 1. Схемы возбуждения рентгеновского излучения:

(а) – характеристического и (б) – тормозного.

(в) – спектр тормозного и характеристического рентгеновского излучения.

Для медицинских целей рентгеновское излучение получают в рентгеновской трубке, устройство которой показано на Рис. 2. Это стеклянная колба с двумя электродами - катодом К и анодом А. На нить накала подается небольшое переменное напряжение $\sim U_h$ (~ 10 В). Нить разогревается и испускает электроны. Анод – металлический стержень, на конце которого находится пластинка из металла с высоким атомным номером, например вольфрам. Трубка представляет собой вакуумную стеклянную колбу (давление внутри около $10^{-7} - 10^{-6}$ мм рт. ст.) с катодом К и анодом А. Анод иногда называется антикатодом и его основание делается из массивного медного стержня. К нему подведено водяное охлаждение для отвода тепла, которое образуется при столкновении с электронами. Излучателем электронов является катод. Он изготовлен в виде накаливающейся спирали. Подогреваемый катод (К) испускает электроны. Анод (А) имеет наклонную поверхность для того, чтобы направить возникающее рентгеновское излучение под углом к оси трубки.

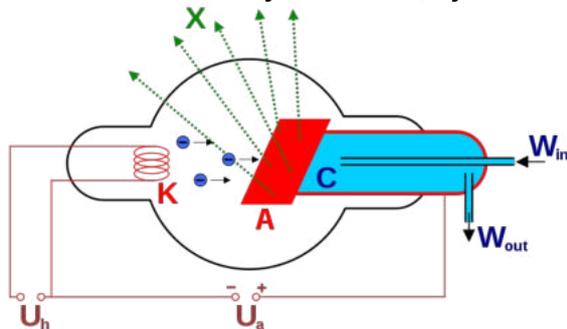


Рис. 2. Устройство рентгеновской трубки: X — рентгеновские лучи,

К — катод, А — анод, С — теплоотвод, U_h — напряжение накала катода, U_a — ускоряющее напряжение, W_{in} — впуск водяного охлаждения,

W_{out} — выпуск водяного охлаждения

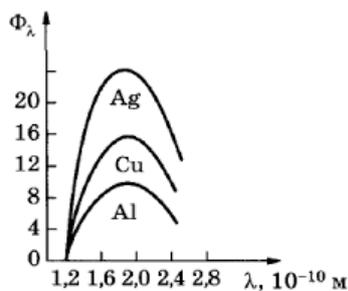


Рис. 3. При изменении вещества анода мощность тормозного излучения возрастает пропорционально атомному номеру элемента

Рабочий участок у анода является полированной зеркальной поверхностью и называется зеркальцем. Между катодом и анодом достаточно высокое напряжение: $U_A = 20 - 100$ кВ (см. подписи к графику, изображённом на Рис. 1, (в)). Электроны, ускоряемые электрическим полем в трубке, с высокой скоростью попадают на поверхность анода и тормозятся на её поверхности. При этом возникает рентгеновское излучение, которое и называется тормозным. При напряжении на аноде 50 кВ электроны разгоняются до $0,5c$ – половины скорости света. Мощность рентгеновского излучения будет больше, если электрон будет быстрее тормозиться, не успевая нагревать анод. Это означает, что атомный номер вещества зеркальца должен быть как можно более высоким Рис. 3. Поэтому зеркальце обычно изготовлено из тугоплавкого металла с высоким атомным числом, например вольфрама. Изменение напряжения накала катода изменяет нагрев нити накала и количество испускаемых им электронов.

Итак, в целом поток энергии тормозного рентгеновского излучения пропорционален силе тока I в цепи трубки, квадрату напряжения U между катодом и анодом, и атомному номеру Z вещества анода

$$\Phi = kZU_A^2 I,$$

где Z - порядковый номер материала анода, U_A - напряжение на аноде; I – анодный ток рентгеновской трубки, $k = 10^{-9}$ Вт/А·В². Увеличение тока трубки I приводит к росту потока рентгеновского излучения Φ . В медицинской практике условно принято называть излучение менее 1 нм - жестким, а длиннее этого значения – мягким. Жёсткое излучение имеет высокие энергии фотонов, мягкое – меньшие значения энергий фотонов. Чем жестче излучение, тем глубже оно проникает в ткани организма. Из выражения Error: Reference source not found следует, что увеличение напряжения на аноде U_A делает излучение более жестким и одновременно увеличивается поток излучения Φ . В медицине используют рентгеновское излучение с энергией фотонов от 60 до 200 кэВ. Оно взаимодействует с биологической тканью, состоящей из элементов с атомными номерами Z от 8 - мягкие ткани и до 20 – костная ткань. В этих условиях наблюдаются как фото-, так и комптон-эффекты, доля которых зависит от исходной энергии фотонов.

Взаимодействие рентгеновского излучения с веществом

Действие рентгеновского излучения на биологические объекты определяется результатом соударения рентгеновского фотона с электронами молекул и атомов вещества. При падении на объект рентгеновского излучения оно в основном проходит вглубь тела, где, взаимодействуя с электронами атомов вещества, рассеивается и поглощается. Частично оно может проходить тело насквозь. В малой степени оно отражается от поверхности объекта. При этом в зависимости от результата сравнения энергии ионизации A_H (т.е. энергии, которая требуется для отрыва электрона от атома или молекулы) и величины энергии $h\nu$ фотона возможны три основных процесса: когерентное рассеяние, комптон-эффект и фотоэффект.

Когерентное рассеяние (Рис. 4) возникает, если энергия фотона рентгеновского излучения $h\nu$ менее, чем A_H ,

$$h\nu < A_H,$$

где A_H – энергия ионизации.

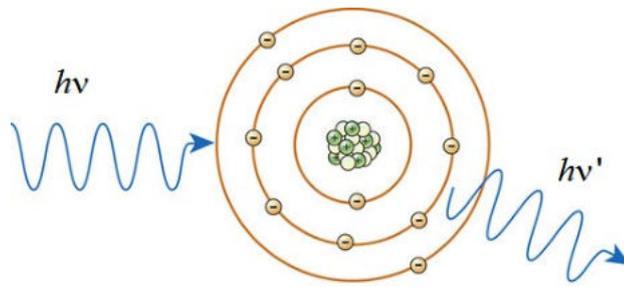


Рис. 4. Схема когерентного рассеяния рентгеновского излучения на атоме.

Это означает, что фотонам не хватает энергии, чтобы ионизировать атом. Как говорят, фотоны испытывают упругое рассеяние. То есть у них изменяется только направление движения, но энергия, а, следовательно, и частота, остаётся постоянной.

Комптон-эффект (Рис. 5). А. Х. Комптон, рассматривая рассеяние высокоэнергичных рентгеновских лучей (1922 г.), обнаружил уменьшение проникающей способности рассеянного пучка в сравнении с проникающей способностью падающего излучения.

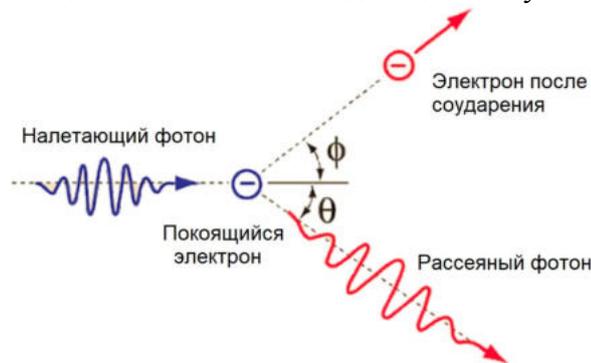


Рис. 5. Схема комптон-эффекта.

Это означало, что длина волны рассеянного рентгеновского излучения больше, чем падающего. Изменение длины волны рентгеновского излучения в результате рассеяния называют некогерентным или комптон-эффектом. Этот эффект появляется, если энергия фотона рентгеновского излучения $h\nu$ больше энергии ионизации $A_{и}$,

$$h\nu > A_{и}.$$

Причина этого явления заключается в том, что энергия $h\nu$ фотона расходуется на образование нового рассеянного фотона с меньшей энергией $h\nu'$, на отрыв электрона от атома и на сообщение электрону кинетической энергии E_k :

$$h\nu = h\nu' + A_{и} + E_k.$$

Почти всегда $h\nu' \gg A_{и}$, и эффект Комптона может наблюдаться на свободных электронах. Поэтому можно приближённо записать:

$$h\nu \approx h\nu' + E_k.$$

Фотоэффект (Рис. 6). При фотоэффекте атом поглощает фотон рентгеновского излучения. Из него вылетает электрон и атом ионизируется. Происходит фотоионизация. Иногда энергия фотона слишком мала для ионизации, но фотоэффект может наблюдаться и без вылета электронов. Атом становится возбуждённым [15].

Эти три процесса взаимодействия рентгеновского излучения с веществом являются первичными. Они могут вызвать вторичные процессы, которые приводят к ионизации или возбуждению атомов и молекул. При этом снова возникает рентгеновское излучение (вторичное), но уже с меньшей энергией.

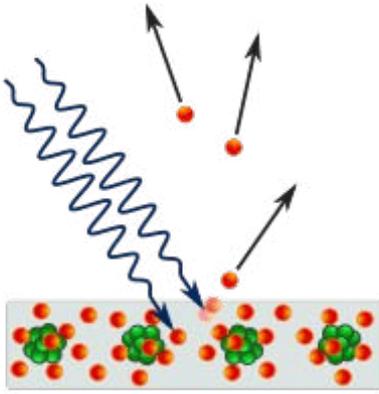


Рис. 6. Явление фотоэффекта в молекулах

Прохождение рентгеновского излучения через вещество

Физической основой принципа визуализации рентгеновского излучения является то, что массовый и линейный коэффициенты ослабления рентгеновского излучения значительно отличаются для костной и мягких тканей. Линейный коэффициент ослабления зависит от плотности вещества, поэтому вводят понятие массового коэффициента ослабления μ_m :

$$\mu_m = \frac{\mu}{\rho},$$

где ρ – плотность вещества, μ – линейный коэффициент ослабления рентгеновского излучения. Массовый коэффициент ослабления зависит от длины волны рентгеновского излучения λ и атомного номера вещества Z , в котором происходит поглощение

$$\mu_m = k\lambda^3 Z^3.$$

В выражении Error: Reference source not found множитель λ^3 указывает на то, что чем короче длина волны и чем больше энергия фотона, тем больше проникающая способность излучения. Чем выше атомный номер вещества Z , например костной ткани ($\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$) по сравнению с мягкой тканью, тем сильнее в нем ослабляется рентгеновское излучение (в 68 раз). На снимках это наблюдается в виде светлых участков.

Медицинская рентгенодиагностика основана на явлении ослабления рентгеновского излучения веществами с различными коэффициентами ослабления Error: Reference source not found и Error: Reference source not found. Рентгенодиагностика использует два основных метода: рентгеноскопию и рентгенографию.

Рентгеноскопия – это метод визуализации на основе использования рентгеновских лучей, позволяющий получить визуализацию костных структур в реальном времени на сцинтилляционном экране. Сцинтилляторы — это вещества, излучающие свет при поглощении ионизирующей радиации, в данном случае рентгеновского излучения. Во время рентгеноскопии рентгеновские лучи непрерывно испускаются и улавливаются экраном, производя при этом динамическое изображение. Это позволяет провести динамическую оценку анатомии и функционирования отдельных органов.

Рентгенография основана на использовании рентгеновских лучей для визуализации внутренних структур в организме пациента. Лучи проходят через тело человека и улавливаются детектором, расположенным за пациентом – пленкой, чувствительной к рентгеновским лучам, или цифровым детектором при КТ. Пациенту могут вводиться контрастные вещества с высоким значением атомного номера Z , с тем, чтобы обеспечить более точное разграничение между структурами. Эти различия позволяют получить контрастное двухмерное изображение всех структур в организме пациента.

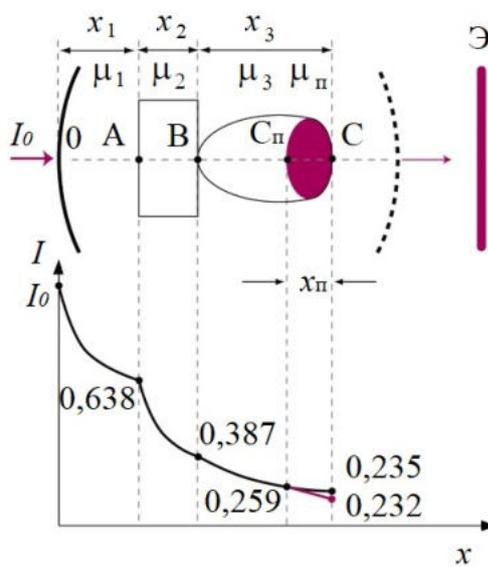
Получение рентгеновских изображений.

Представим картину реального рентгеновского обследования и возникающего при этом теневого эффекта (Рис. 7) Рентгеновский луч с начальной интенсивностью I_0 доходит до точки O , входит в ткань с показателем поглощения μ_1 и проходит в ней расстояние x_1 . Затем в точке A он попадает в орган μ_2 , проходит по нему расстояние x_2 и в точке B - выходит из него. Потом на его пути встретится орган μ_3 - расстояние x_3 и так далее.

Если предположить, что $\mu_1 = 0,15 \text{ см}^{-1}$ (ткань), $\mu_2 = 0,5 \text{ см}^{-1}$ (кость), $\mu_3 = 0,1 \text{ см}^{-1}$ (орган) и $x_1 = 3 \text{ см}$, $x_2 = 1 \text{ см}$ и $x_3 = 5 \text{ см}$, то значения интенсивностей в граничных точках составят: $I_A = 0,638$, $I_B = 0,387$, $I_C = 0,235$ от начальной интенсивности (Рис. 7, (б)). Вклад третьего органа в общее рентгеновское изображение составит только $0,15I_0$. Очевидно, что на снимке он будет плохо различимым. Предположим, что именно в третьем органе появляется патологический очаг размером 1 см, у которого значение μ_3 возрастет на 10% и станет равным $\mu_3 = 0,11 \text{ см}^{-1}$. Именно появление такого очага и интересует врачей. Тогда в третьем органе $\mu_3 = 0,1 \text{ см}^{-1}$ на длине 4 см (от точки B до точки $C_{\text{п}}$), а на оставшемся 1 см (от $C_{\text{п}}$ до C) $\mu_{\text{п}} = 0,11 \text{ см}^{-1}$. Распределение интенсивностей рентгеновского излучения изменится следующим образом: $I_A = 0,638$, $I_B = 0,387$, $I_{C_{\text{п}}} = 0,259$ и $I_C = 0,232$.

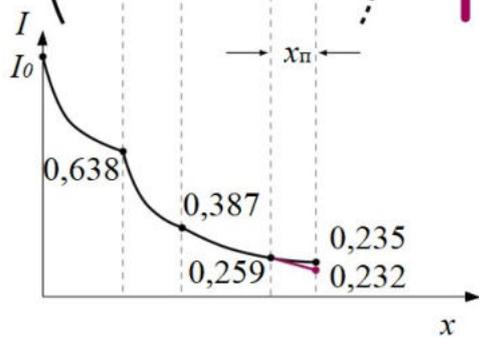
Рис. 7. Получение изображения при компьютерной томографии. Э - экран (или пленка) рентгеновской установки, буквами показаны границы структур: от $C_{\text{п}}$ до C - патологический очаг. От точки C до экрана поглощение не учитывается.

(а)



(а) схема расположения органов на участках x_1 , x_2 , x_3 ; x - линейный размер органа;

(б)



(б) график ослабления интенсивностей в каждом органе: черный участок кривой - до появления очага, красный участок - после его появления; I_0 - начальная интенсивность источника рентгеновского излучения; μ_i - показатель линейного поглощения для структуры данного участка (органа).

Очаг с увеличенным коэффициентом ослабления на 10% изменит интенсивность луча всего лишь на 0,9% от его конечного значения, а его вклад в общее изображение составит лишь 0,002. При изменении μ_3 в полтора раза ($0,15 \text{ см}^{-1}$) изменения к конечной величине будут равны 4,7%, а общий вклад составит 0,01. При изменении μ_3 на 100% (в 2 раза) вклад очага в изображение возрастет до 0,02, что уже позволит его регистрировать.

В реальной ситуации, когда излучение проходит через ткани организма, вся картина существенно осложняется. Во-первых, большим количеством биологических структур, через которые проходит луч. Во-вторых, зачастую малыми отличиями коэффициентов μ соседних тканей (μ мышечной ткани - $0,180 \text{ см}^{-1}$, а μ крови - $0,178 \text{ см}^{-1}$) и, главное, малыми изменениями этих коэффициентов во вновь появившихся очагах патологий, которые необходимо

диагностировать врачу. Очевидно, что увеличения коэффициентов ослабления или размеров структур, предшествующих очагу, будут способствовать росту теневого эффекта и ухудшению качества рентгеновского изображения. Увеличение начальной интенсивности рентгеновского излучения I_0 крайне нежелательно, поскольку это неизбежно приводит к возрастанию лучевой нагрузки на пациента [16].

Рентгеновская аппаратура постоянно совершенствуется, контраст и пространственное разрешение улучшаются, но проблема «затемнения» фрагментов на изображении остается не решенной в рамках данного метода.

Математическая задача КТ-томографии. Методы её решения.

Приступим сейчас к третьей задаче, о которой мы упоминали. Одним из самых интересных и перспективных вариантов рентгенографии, основывающийся на нетривиальном математическом преобразовании, является метод рентгеновской томографии.

История томографии

Изучение распределения некоторой физической величины внутри объекта представляет собой значительный интерес. Решить эту проблему пытался ещё В.К. Рентген. Его метод диагностики был основан на зондировании тела рентгеновскими лучами и регистрации прошедшего излучения. Таким образом, во весь рост встала задача получения неискажённого изображения любого изолированного сечения объекта — томограммы. Это стало возможным лишь с появлением компьютерной томографии. Она представляет собой двухэтапный метод исследований. Первый шаг заключается в том, что объект зондируется рентгеновским излучением с самых разных направлений, и прошедшее излучение регистрируется, т. е. запоминаются наборы проекций. Второй шаг представляет собой математическую задачу. Вся полученная информация обрабатывается согласно математическому алгоритму в компьютере. Полученная томограмма является косвенной, то есть результатом вычислений. Очевидно, что это предъявляет высокие требования к математическому алгоритму и к компьютеру.

Компьютерной томографией называется процесс восстановления внутренней структуры объекта по известным его проекциям. Данная задача принадлежит к числу так называемых некорректных задач интегральной геометрии и являлась объектом исследования около полувека. Интегральная геометрия зародилась в работе великого австрийского математика Иоганна Карла Августа Радона чешского происхождения. На основе закона П. Бугера, в 1917 г. австрийский математик Иоганн Радон разработал систему теорем («преобразования Радона»). Они легли в основу математического аппарата получения изображений внутренних органов, которая заключается в восстановлении функции $\mu(x)$ послойного поглощения на плоскости по её известным интегралам вдоль всех возможных прямых на этой же плоскости. Суть теорем Радона в упрощённом виде можно свести к следующему: если возможно получить ряд проекций (отображений) исследуемого объекта (не наблюдаемого непосредственно), то, выполнив определенную последовательность математических преобразований, можно восстановить изображение истинного объекта. Точность восстановления объекта определяется количеством его отображений. Имея бесчисленное множество отображений, можно восстановить объект (орган) с любой заданной точностью.

Но реализовать написанную им формулу на практике стало возможным только с приходом компьютерной эры. Работы И. Радона в начале 60-х годов были продолжены и развиты в трудах советского учёного И. М. Гельфанда. Интегральная геометрия изучает преобразование функции, заданной на одном геометрическом объекте, к функции, заданной на другом геометрическом объекте. Такое преобразование похоже на проецирование, поэтому полученную функцию называют проекцией. Обратной задачей интегральной геометрии является восстановление функций по их интегральным характеристикам.

Преобразование Радона

В предыдущем разделе мы изучали закон Бугера. Согласно этому закону для неоднородного тела

$$I = I_0 e^{-\int \mu dl},$$

где l есть длина отрезка произвольной прямой, функция $\mu = \mu(r)$ – линейный коэффициент ослабления рентгеновского излучения, зависящий от свойств вещества. Экспоненциальный закон Error: Reference source not found выполняется для рентгеновского излучения с очень большой точностью, поэтому практическое использование разработанных математических алгоритмов осуществлялось именно в рентгеновской компьютерной томографии. Таким образом, в науке о рентгеновском излучении большую роль играет интеграл

$$\bar{\mu} = \int \mu(r) dl,$$

так как именно с его помощью вычисляется ослабление интенсивности излучения. Интеграл Error: Reference source not found фактически и является прямым преобразованием Радона, а функция $\bar{\mu}$ называется проекцией функции $\mu(r)$ или её радоновским образом. При этом необходимо помнить, что интеграл Error: Reference source not found зависит от 4 постоянных: от двух углов, задающих направление прямой интегрирования и от двух декартовых координат, определяющих положение её точечной проекции в плоскости поперечного сечения. Интеграл Error: Reference source not found иногда называется луч-суммой. Однако можно существенно упростить этот интеграл, если рассматривать его не в пространстве, а на плоскости. Соответственно, функцию $\mu(r)$ будем считать функцией двух координат (x, y) . При этом луч-сумма будет зависеть всего от двух переменных: угла φ , задающего направление прямой интегрирования (Рис. 8), и постоянной s , определяющей положение её точечной проекции.

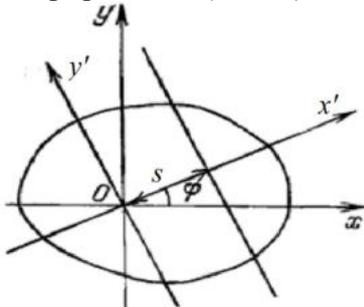


Рис. 8. Схема кругового сканирования с параллельными проекциями.

Угол φ , изменяется в пределах от 0 до 2π . Но эти границы можно существенно сократить в два раза, поскольку обратное направление к уже исследованному можно не рассматривать. Рассмотрим повернутую систему координат (x', y') . Учитывая, что в этой системе координат

любая точка (x, y) есть

$$x = x' \cos \varphi - y' \sin \varphi,$$

$$y = x' \sin \varphi + y' \cos \varphi$$

получим интеграл Error: Reference source not found в виде

$$\bar{\mu}(s, \varphi) = \int_{-\infty}^{+\infty} \mu(s \cos \varphi - y' \sin \varphi, s \sin \varphi + y' \cos \varphi) dy'$$

Этот интеграл и есть радоновский образ функции $\mu(x, y)$ - прямое преобразование Радона. Для целей компьютерной томографии необходимо, однако, иметь формулу (алгоритм) восстановления исходной функции $\mu(x, y)$ по её радоновскому образу. Для этой цели надо решить интегральное уравнение Error: Reference source not found относительно $\mu(x, y)$.

7.4. Самостоятельная работа обучающихся под руководством преподавателя.

Написание конспекта.

7.5. Контроль усвоения обучающимися темы занятия (знания и умения) с применением тестов

ТЕСТ

ОТРИЦАТЕЛЬНОЕ ВЛИЯНИЕ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ МОЖНО СНИЗИТЬ ПРИ ПОМОЩИ:

- 1) индивидуальных средств защиты
- 2) отсеивающей решетки
- 3) повышения напряжения
- 4) рентгеновских фильтров

В НОРМЕ ЛИМФАТИЧЕСКИЕ УЗЛЫ НА РЕНТГЕНОГРАММЕ:

- 1) видны
- 2) не видны
- 3) видны только на глубоком вдохе
- 4) видны только в боковой проекции

ЧТО ЯВЛЯЕТСЯ РЕГИСТРИРУЮЩИМ УСТРОЙСТВОМ ПРИ КТ:

- 1) сцинтилляционные датчики
- 2) пьезоэлектрические кристаллы
- 3) рентгеновская пленка
- 4) флуоресцирующий экран.

КАКИЕ МЕТОДЫ ЛУЧЕВОЙ ДИАГНОСТИКИ НЕ ИСПОЛЬЗУЮТ РЕНТГЕНОВСКИЕ ЛУЧИ:

- 1) компьютерная томография
- 2) МРТ
- 3) бронхография
- 4) УЗИ

В КАКИХ ПРОЕКЦИЯХ ПОЛУЧАЮТ ИЗОБРАЖЕНИЕ ПРИ КТ:

- 1) фронтальная
- 2) во всех проекциях
- 3) аксиальная
- 4) сагиттальная

РЕНТГЕНОВСКОЕ ИЗЛУЧЕНИЕ ГЕНЕРИРУЕТСЯ:

- 1) в повышающем трансформаторе
- 2) в кенотроне
- 3) на рентгеновском экране
- 4) в рентгеновской трубке

СВОЙСТВА РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ:

- 1) невидимо, распространяется прямолинейно, обладает большой проникающей способностью
- 2) невидимо, распространяется прямолинейно, обладает малой проникающей способностью;
- 3) распространяется диффузно, сильно поглощается средой
- 4) распространяется через жидкости, обладает большой проникающей способностью

1) электромагнитное излучение видимой области спектра

РЕНТГЕНОДИАГНОСТИКА ОСУЩЕСТВЛЯЕТСЯ ПРИ АНАЛИЗЕ

РЕНТГЕНОСКОПИЧЕСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ И РЕНТГЕНОВСКИХ СНИМКОВ.

РЕНТГЕНОВСКОЕ ИЗОБРАЖЕНИЕ ПОЛУЧАЕТСЯ В РЕЗУЛЬТАТЕ:

- 1) различной чувствительности пленки к рентгеновским лучам разной длины волны
- 2) разного поглощения рентгеновских лучей объектами с разной плотностью
- 3) разного количества воды в тканях
- 4) одинакового поглощения рентгеновских лучей объектами с разной плотностью
- 5) дифракции рентгеновских лучей

МОЩНОСТЬ ТОРМОЗНОГО РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ ЗАВИСИТ ОТ:

- 1) природы вещества анода, напряжения между анодом и катодом
- 2) природы вещества анода, количества электронов, бомбардирующих анод, напряжения между анодом и катодом
- 3) природы вещества анода, количества протонов
- 4) природы вещества катода, напряжения между анодом и катодом

- 5) природы вещества анода
8. Литература: см. в приложении

Тема 4. Рентгеновская компьютерная томография (КТ). Многослойная компьютерная томография (МКТ)

1. Тема и ее актуальность. Слово «томография» происходит от греческих слов $\tau\omicron\mu\eta$ – сечение и $\gamma\rho\alpha\phi\omicron$ – пишу, т.е. «пишу по сечениям». Задачей же томографии является неразрушающее послойное исследование внутренней структуры объекта. РКТ – метод послойного исследования внутренней структуры объекта с помощью рентгеновского излучения. В отличие от обычных рентгеновских снимков, отражающих проекции перекрывающихся структур, при РКТ формируется изображение дискретных срезов объект, лежащих на различной глубине.

2. Учебные цели: изучение принципов компьютерной томографии (КТ) и показаний к использованию этого метода.

Для формирования профессиональных компетенций обучающийся должен **знать**:

- условия проникновения рентгеновского излучения в вещество, в организм человека
- физические основы компьютерной томографии
- принципы компьютерной томографии.

Для формирования профессиональных компетенций обучающийся должен **владеть и уметь**:

- оценить результаты инструментальных данных рентгеновской компьютерной томографии
- физические основы получения изображений с помощью рентгенографии
- и овладеть следующими **компетенциями**: УК-1 (УК-1.1, УК-1.2, УК-1.3), ОПК-1 (ОПК-1.1, ОПК-1.3)

3. Материалы для самоподготовки к освоению данной темы:

Вопросы для самоподготовки:

1. Что такое изображение?
2. Что такое рентгеновская компьютерная томография?
3. Какими недостатками обладает рентгеновская компьютерная томография?
4. Кем был разработан первый рентгеновский компьютерный томограф?
5. Что происходит с рентгеновским лучом при распространении через ткани?

4. Вид занятия: практическое занятие,

5. Продолжительность занятия: 8 часа

6. Оснащение:

- 6.1. Дидактический материал;
- 6.2. ТСО.

7. Структура занятия:

7.1. Организационный этап - проверка готовности группы к занятию внешний вид, отметка присутствующих, ознакомление с планом работы.

7.2. Контроль исходного уровня знаний обучающихся с применением тестов.

1. Почему трудно строить рентгеновские микроскопы?
2. Где будет стоять космическая станция на Луне: на поверхности Луны или в толще грунта? Почему?
3. Зачем рентгенологи на работе надевают очки, перчатки и специальные фартуки, в которых находятся соединения свинца?
4. Что дает тень гуще на рентгенограмме: медь или алюминий?
5. Почему вредно сидеть прямо перед телевизором?

7.3. Ознакомление обучающихся с содержанием занятий. Изложение узловых вопросов темы данного занятия. Демонстрация преподавателем методики практических приемов по данной теме. Теоретический разбор темы. Опрос.

Метод рентгеновской компьютерной томографии

Рассмотрим метод получения послойного изображения в КТ с помощью упрощённой модели процесс первичного получения информации и последующего восстановления изображений в рентгеновском компьютерном томографе. Если определить коэффициенты ослабления рентгеновского излучения в любой точке организма (независимо от расположения и свойств структур), то это позволит построить его изображение. Фрагменты изучаемых биологических структур (ткани и органы нашего организма) представлены четырьмя соседними квадратами 1, 2, 3 и 4. Квадраты одинаковы по размеру, и стороны их равны x . Каждый из квадратов имеет собственный, отличный от остальных коэффициент ослабления рентгеновского излучения. Обозначим их соответственно μ_1, μ_2, μ_3 и μ_4 (Рис.).

Направим рентгеновские лучи интенсивности I_0 так, чтобы каждый проходил через два квадрата: I_1 - через квадраты 1 и 2, I_2 - через квадраты 3 и 4, I_3 - через 3 и 1 и, наконец, I_4 - через 4 и 2. Такой подход моделирует прохождение рентгеновского луча по соседним участкам ткани с разными свойствами, соответственно с разными показателями ослабления μ_1, μ_2, μ_3 и μ_4 . Очевидно, что интенсивности входящих лучей одинаковы и равны I_0 . Интенсивности выходящих лучей равны соответственно I_1, I_2, I_3 и I_4 . Из закона ослабления рентгеновского излучения $dI = -\mu I dx$ можно записать: $\ln \frac{I}{I_0} = -\mu x$.

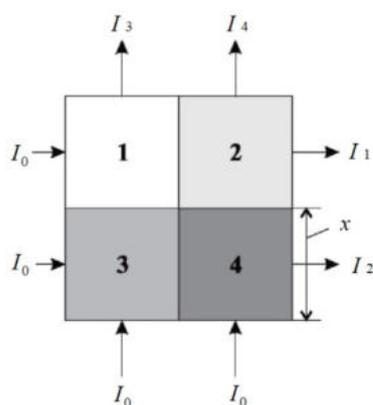


Рис.. Схема модели восстановления изображений; I_0 - начальная интенсивность рентгеновского излучения; I_1, I_2, I_3 и I_4 - интенсивности выходящих лучей соответственно

Тогда для рассматриваемой модели (Рис.):

$$\begin{aligned}
 - \ln \frac{I_1}{I_0} &= (\mu_1 + \mu_2) x, \\
 - \ln \frac{I_2}{I_0} &= (\mu_3 + \mu_4) x, \\
 - \ln \frac{I_3}{I_0} &= (\mu_3 + \mu_1) x, \\
 - \ln \frac{I_4}{I_0} &= (\mu_4 + \mu_2) x.
 \end{aligned} \tag{1}$$

Таким образом, получена система из четырех уравнений, описывающих прохождение четырех рентгеновских лучей через соответствующие пары квадратов (фрагментов органа). Проанализируем данную систему уравнений:

- I_0 - известно, поскольку задается самим исследователем как параметр томографа;
- I_1, I_2, I_3 и I_4 - измеряются детекторами на выходе и поэтому тоже известны;
- x - размер квадрата (фрагмента ткани) - известен, поскольку задается;
- μ_1, μ_2, μ_3 и μ_4 - неизвестны, поскольку являются свойствами изучаемого органа.

Получившаяся система из четырех уравнений с четырьмя неизвестными имеет единственное решение. Результатом решения будут вычисленные относительные значения коэффициентов μ_1, μ_2, μ_3 и μ_4 . В томографах первых поколений реализовался похожий алгоритм. В них ставилась задача получения изображения слоя органа, т.е. решалась плоскостная задача. Поэтому в

томографе строилась матрица из 2048×2048 элементов (по нашей модели – квадратов) по осям x и y . Пациента располагали на специальном столе, который мог по команде врача ступенчато передвигаться по оси z относительно источника рентгеновского излучения и детекторов, расположенных в плоскости xy . Рентгеновский луч вначале ступенчато сканировал орган по оси y (по вертикали), а затем таким же образом по оси x (по горизонтали) [19]. Всего получалось $2048^2 = 4194304$ элементов, каждый из которых имел своё значение коэффициента μ . Следовательно, имелось такое же количество уравнений и неизвестных величин. Система таких уравнений решалась на мощных, быстродействующих компьютерах. В памяти компьютера регистрировались решения, т.е. вычисленные значения коэффициентов ослабления μ .

Каким же образом можно это представить в виде изображения органа? Эта задача решалась следующим образом. Разным числовым значениям коэффициентов μ приписывали разные яркости точек изображения на экране монитора. Для этого создавали «шкалу яркостей», которая содержала максимальное количество реализуемых на мониторе оттенков яркости. Каждому участку шкалы приписывали некоторую группу близких по числовым значениям коэффициентов: большие коэффициенты окрашивали светлыми точками, меньшим значениям коэффициентов приписывали более темные оттенки и т.д. В результате на мониторе компьютера получали картину, соответствующую внутреннему слою изучаемого органа. Затем стол вместе с пациентом ступенчато передвигали на некоторый шаг Δz относительно плоскости xy и всю процедуру повторяли вновь, получая изображение следующего слоя. При этом каждому пикселю на экране монитора сопоставляется рассчитываемый компьютером коэффициент ослабления излучения тканей, выражаемый в единицах Хаунсфилда (Hounsfield Units, или HU). На изображении среза каждый пиксель отображается каким-то оттенком серого в зависимости от HU и настроек окна.

Шкала единиц Хаунсфилда была выбрана для практического применения в компьютерной томографии живых организмов (в том числе человека), т.к. их анатомические структуры в значительной степени состоят из связанной воды. По определению рентгеновская плотность дистиллированной воды была принята за $0 HU$. Для материала X величина HU определяется по формуле:

$$HU_x = \frac{\mu_x - \mu_{\text{water}}}{\mu_{\text{water}} - \mu_{\text{air}}} \cdot 1000$$

где μ_{water} и μ_{air} — линейные коэффициенты ослабления для воды и воздуха при стандартных условиях.



Рис.. Сравнительная шкала Хаунсфилда для некоторых тканей

Таким образом, одна единица Хаунсфилда соответствует $0,1\%$ разницы в ослаблении излучения между водой и воздухом, или приблизительно $0,1\%$ коэффициента ослабления воды, так как коэффициент ослабления воздуха практически равен нулю. HU является основной характеристикой изображения по плотности и в современных КТ колеблется от -1000 до $+3000$

ед. Шкала Хаунсфилда (Рис.) начинается со значения $-1000 HU$ для воздуха, жир занимает значения от -120 до $-90 HU$, печень — $60-70 HU$, кровь — $50-60$, костная ткань — 250 и выше.

Современные рентгеновские компьютерные томографы

Рентгеновские компьютерные томографы, или просто компьютерные томографы (КТ), — это комплекс аппаратуры, предназначенной для неинвазивного получения послойных изображений внутреннего строения органов человека или организма в целом (Рис.). В комплекс КТ входят один или два источника рентгеновского излучения, детекторы излучения, высокопроизводительные компьютеры, специализированное программное обеспечение распознавания образов и построения изображений, системы расположения человека и установки координат съёма информации, специализированные помещения с системами регистрации для медицинского персонала.



Рис.. Современный компьютерный томограф

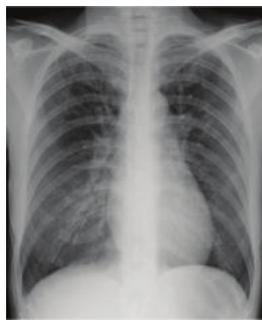
К началу XXI столетия создано пять поколений рентгеновских компьютерных томографов. Основная идея восстановления изображений с использованием плоских преобразований Радона, хотя и совершенствовалась (А. Cormack), но в целом сохранилась во всех поколениях. Поколения отличались технологией съёма информации, увеличением быстродействия реализации математических алгоритмов восстановления, существенным улучшением качества рентгеновского источника (монохроматичность, направленность пучка), увеличением чувствительности детекторов, переходом к цветному представлению изображения и рядом других приемов. На рис. показана схема получения рентгеновских отображений, применяемая во всех томографах.



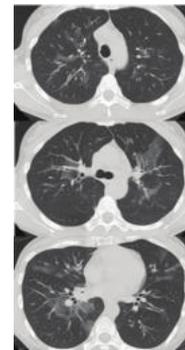
Рис. Схема получения отображений в рентгеновском компьютерном томографе
В неподвижном кольце диаметром $1,2$ м расположен источник рентгеновского излучения — рентгеновская трубка и по всему кругу — от 1000 до нескольких тысяч неподвижных детекторов — датчиков интенсивности рентгеновского луча. В центре кольца на специальном столе располагается пациент таким образом, чтобы исследуемый орган попадал в плоскость кольца. Источник, находясь в положении 1, включается на короткое время экспозиции (сотые доли секунды), и излучает пучок рентгеновских лучей под разными углами. Максимальный угол расхождения пучка определяется размерами исследуемого органа и мощностью излучения. Лучи (стрелки на рисунке) проходят через обследуемый орган и попадают на группу детекторов. Детекторы преобразуют величину интенсивности луча в пропорциональные значения выходного электрического сигнала. Сигналы с детекторов поступают в компьютер (на рисунке не показан).

Таким образом, за одну экспозицию в компьютер поступают данные сразу с нескольких десятков детекторов. Затем источник сдвигается по кругу на 3° (положение 2 на Рис.) и снова производит «съёмку» объекта таким же веером рентгеновских лучей, повторяя предыдущую

операцию. Таким образом, источник за 1 с обходит весь круг, совершая 120 съемок органа веерными лучами. На этом получение первичной информации одного слоя органа заканчивается. Стол с пациентом сдвигается на один шаг по горизонтали внутрь кольца на расстояние между слоями изображения. И далее весь цикл повторяется столько раз, сколько требуется получить слоев исследуемого органа. Строго коллимированный пучок рентгеновского излучения проходит только через ту плоскость, которая интересует врача. При этом регистрация рассеянного излучения сведена к минимуму, что значительно улучшает визуализацию тканей, особенно мало контрастных. Снижение регистрации рассеянного излучения при компьютерной томографии осуществляется коллиматорами, один из которых расположен на выходе рентгеновского пучка из трубки, другой — перед сборкой детекторов. Полученная информация обрабатывается компьютером, записывается в его память, и на мониторе строится черно-белое или цветное изображение слоя органа. Рентгеновская трубка дает тормозное излучение с широким спектром. Чем шире спектр излучения, тем хуже качество восстановленного изображения, поэтому одной из проблем модернизации томографов является необходимость получения монохроматического луча. Другая ключевая проблема – увеличение чувствительности детекторов.



(а)



(б)

Рис. Рентгенограмма (а) и томограмма (б) грудной клетки

Детекторы – это сцинтилляторы с фотоумножителями или фотодиодами. Чем выше чувствительность детекторов, тем короче экспозиция, тем меньше лучевая нагрузка на пациента. Описанные типы томографов позволяли получать одно изображение слоя органа толщиной 1-2 мм за 1 с пределом пространственного разрешения 0,5-0,2 мм (рентгенограмма имеет контраст (15 – 10%) и предел разрешения около 5 мм). Для сравнения на Рис. представлены примеры рентгенограммы и томограммы грудной клетки. На Рис. приведена томограмма рака лёгкого и его описание.



Рис. Центральный рак легкого. В S1+2,3 верхней доли левого легкого определяется образование с нечеткими неровными контурами, плотностью +29 ед.НУ, с obturацией верхушечных сегментарных бронхов, при контрастировании неоднородно накапливает контрастное вещество до +64 ед. НУ, с сужением верхнедолевой ветви левой легочной артерии. По периферии образования участки уплотнения легочной ткани и участки по типу «матового стекла». Mts в внутригрудные лимфоузлы.

Начиная с 1980-х годов, внедряется новая технология томографов пятого поколения. Это спиральные томографы (Рис.).

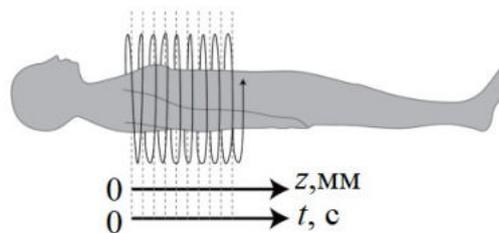


Рис. Схема работы мультиспирального томографа

Спиральное сканирование заключается в одновременном выполнении двух действий: непрерывного вращения источника рентгеновского луча вокруг тела пациента и непрерывного поступательного движения стола с пациентом вдоль оси сканирования z через кольцо. Тогда траектория движения источника луча относительно движения стола с пациентом примет форму спирали. Скорость движения стола определяется целями исследования и задает шаг спирали и область сканирования тела пациента. В отличие от обычной компьютерной томографии, при спиральном сканировании конечная точка среза не совпадает с исходной в силу перемещения объекта во время сканирования. Быстрая ротация излучающей трубки в спиральных томографах, отсутствие интервалов между циклами излучения для продвижения стола в следующую позицию значительно сокращают время исследования.

Пятое поколение КТ томографов — это четырехспиральные многослойные компьютерные томографы (МСКТ), у которых скорость обработки изображения даёт возможность в реальном времени наблюдать процессы в головном мозге и сердце. При этом существенно сокращается время обследования. Таким образом, четырёхспиральные МСКТ томографы пятого поколения на сегодняшний день в восемь раз быстрее, чем обычные спиральные КТ томографы четвертого поколения. В 2004 – 2005 годах были представлены 32-, 64- и 128-срезовые МСКТ томографы, в том числе — с двумя рентгеновскими трубками. Сегодня же в некоторых клиниках уже имеются 320-срезовые компьютерные томографы. Особенностью подобной системы является возможность сканирования целого органа (сердце, суставы, головной мозг и т.д.) за один оборот рентгеновской трубки, что значительно сокращает время обследования, а также возможность сканировать сердце даже у пациентов, страдающих аритмиями. Современный МСКТ совершает оборот источника за 0,42 с, давая толщину одного среза до 0,6 мм с пространственным разрешением до 0,17 мм, т.е. такой томограф может сканировать практически все тело человека за одно обследование. На Рис. приведены примеры рентгенограмм, сделанных на современных томографах.



Рис. КТ коленного сустава. Гонартроз, субкортикальная костная киста б/берцовой кости



Рис. КТ-ангиография сосудов нижних конечностей

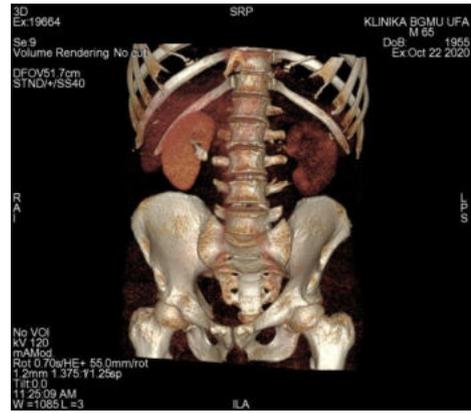


Рис. Мультипланарная реконструкция при КТ – МПР – 2D



(а)



(б)

Рис. (а) КТ головного мозга до введения контрастного вещества (б) КТ головного мозга с болюсным усилением

7.4. Самостоятельная работа обучающихся под руководством преподавателя. Работа над тестом.

Тест.

1. В каких методах лучевой диагностики используются рентгеновские лучи?
 - 1) КТ; 2) термография; 3) МРТ; 4) УЗИ
2. Рентгеновское излучение это:
 - 1) электромагнитные волны большой длины волны; 2) жесткое электромагнитное излучение; 3) поток заряженных частиц; 4) гамма - излучение; 5) альфа - излучение; 6) направленный поток электронов; 7) механическое колебание среды; 8) переменное электрическое поле.
3. К рентгеновскому излучению относится область волн длиной:
 - 1) от 80 до 0,0001 нм; 2) от 400 до 0,76 мкм; 3) от 280 до 200 нм; 4) от 380 до 10 нм; 5) от 100 до 0,001 нм.
3. Рентгеновское излучение генерируется:
 - 1) в повышающем трансформаторе; 2) в кенотроне; 3) на рентгеновском экране; 4) в рентгеновской трубке
4. Свойства рентгеновского излучения (выберите наиболее подходящий вариант ответа):
 - 1) невидимо, распространяется прямолинейно, обладает большой проникающей способностью;
 - 2) невидимо, распространяется прямолинейно, обладает малой проникающей способностью;
 - 3) распространяется диффузно, сильно поглощается средой;
 - 4) распространяется прямолинейно, обладает большой проникающей способностью;
 - 5) электромагнитное излучение видимой области спектра.
5. Характеристическое рентгеновское излучение возникает при:
 - 1) торможении электрона электростатическим полем атомного ядра и атомарных электронов вещества анода;

- 2) переходах между энергетическими уровнями внутренних оболочек в результате выбивания электронов;
 - 3) переходах между энергетическими уровнями;
 - 4) торможении электрона электростатическим полем атомного ядра вещества катода;
 - 5) торможении электрона электростатическим полем атомарных электронов вещества анода.
6. Мощность тормозного рентгеновского излучения зависит от:
- 1) природы вещества анода, напряжения между анодом и катодом;
 - 2) природы вещества анода, количества электронов, бомбардирующих анод, напряжения между анодом и катодом;
 - 3) природы вещества анода, количества протонов;
 - 4) природы вещества катода, напряжения между анодом и катодом;
 - 5) природы вещества анода, силы тока электронов
7. Закон Бугера описывается функцией:
- 1) логарифмической; 2) тригонометрической; 3) экспоненциальной;
 - 4) показательной; 5) квадратной.
8. Закон Бугера это:
1. $\tau = I/I_0$; 2) $I = I_0 e^{-\mu x}$; 3) $D = \chi_{\lambda} c l$; 4) $I = I_0 e^{-\chi c l}$; 5) $\tau = \lg \frac{I_0}{I}$.
9. Коэффициент пропускания это:
- 1) $\tau = \lg \frac{I}{I_0}$; 2) $\tau = I_0/I$; 3) $\tau = I I_0$; 4) $\tau = I/I_0$; 5) $\tau = \ln \frac{I}{I_0}$.
10. Коэффициентом пропускания называется:
- 1) величина, обратная толщине слоя; 2) отношение интенсивности света, прошедшего сквозь данное вещество к интенсивности падающего света; 3) величина, обратная оптической плотности; 4) коэффициент, зависящий от концентрации раствора; 5) коэффициент, зависящий от температуры раствора и концентрации.
11. Отрицательное влияние рентгеновского излучения можно снизить при помощи:
- 1) индивидуальных средств защиты; 2) отсеивающей решетки; 3) повышения напряжения; 4) рентгеновских фильтров.
12. Диагностика по шкале Хаунсфилда используется в методе:
- 1) МРТ; 2) линейной томографии; 3) УЗИ; 4) компьютерной томографии.
13. Что является регистрирующим устройством при КТ?
- 1) сцинтилляционные датчики; 2) пьезоэлектрические кристаллы; 3) рентгеновская пленка; 4) флуоресцирующий экран.
- 7.5. Контроль усвоения обучающимися темы занятия (знания и умения) с применением тестовых заданий, ситуационных задач и других видов контроля.

Контрольные вопросы

1. Назовите область спектра волн, относящихся к рентгеновскому излучению.
 2. Сформулируйте закон Бугера.
 3. Что называется коэффициентом пропускания?
 4. Где генерируется рентгеновское излучение?
 5. Что такое рентгеновское излучение? Какие виды рентгеновского излучения вы знаете?
 6. Какими свойствами обладает рентгеновское излучение?
 7. Чему равен поток рентгеновского излучения от рентгеновской трубки?
 8. Какие типы взаимодействия рентгеновского излучения с веществом вы знаете?
 9. Расскажите об истории КТ.
 10. Формула прямого преобразования Радона.
 11. Какие алгоритмы обратного проецирования вы знаете?
 12. Метод получения послойного изображения в КТ.
 13. Шкала единиц Хаунсфилда.
8. Литература: см. в приложении

Тема 5. Практическая работа на учебном макете КТ. Анализ изображений.

1. Тема и ее актуальность. Макет КТ-томографа демонстрирует принцип работы томографа. Это позволяет обучающемуся сформировать практические навыки работы на КТ-томографе и изучить его устройство. Компьютерная томограмма представляет собой карту распределения в плоскости коэффициентов ослабления рентгеновского излучения. Для её анализа требуются специальные знания и навыки. Поэтому чем лучше будет подготовка будущего врача, тем точнее будет его клинический диагноз.

2. Учебные цели: формирование практических навыков работы на КТ томографе и получения КТ-изображений, изучение устройства и аппаратуры КТ-томографа.

Для формирования профессиональных компетенций обучающийся должен **знать**:

- условия проникновения рентгеновского излучения в вещество, в организм человека
- физические основы компьютерной томографии
- принципы компьютерной томографии.

Для формирования профессиональных компетенций обучающийся должен **владеть и уметь**:

- оценить результаты инструментальных данных рентгеновской компьютерной томографии
- физические основы получения изображений с помощью рентгенографии
- и овладеть следующими **компетенциями**: УК-1 (УК-1.1, УК-1.2, УК-1.3), ОПК-1 (ОПК-1.1, ОПК-1.3)

3. Материалы для самоподготовки к освоению данной темы:

Вопросы для самоподготовки:

1. Устройство КТ-томографа
2. Получение изображений с помощью рентгенографии
3. Техника безопасности

4. Вид занятия: практическое занятие,

5. Продолжительность занятия: 8 часа

6. Оснащение:

6.1. Учебный макет.

7. Структура занятия:

7.1. Организационный этап - проверка готовности группы к занятию внешний вид, отметка присутствующих, ознакомление с планом работы.

7.2. Контроль исходного уровня знаний обучающихся с применением тестов.

1. Рентгеновское излучение генерируется:

- 1) в повышающем трансформаторе; 2) в кенотроне; 3) на рентгеновском экране; 4) в рентгеновской трубке

2. Отрицательное влияние рентгеновского излучения можно снизить при помощи:

- 1) индивидуальных средств защиты; 2) отсеивающей решетки; 3) повышения напряжения; 4) рентгеновских фильтров.

3. Преимуществом цифровой рентгенографии является:

- 1) уменьшение лучевой нагрузки на пациента; 2) отсутствие фотопроцесса; 3) отсутствие потребности в рентгеновской пленке; 4) более четкое изображение; 5) верно, все вышеперечисленное.

4. В каких проекциях получают изображение при КТ:

- 1) фронтальная; 2) во всех проекциях; 3) аксиальная; 4) сагиттальная.

7.3. Демонстрация преподавателем методики практических приемов работы с учебным макетом. Теоретический разбор темы.

7.4. Самостоятельная работа обучающихся с учебным макетом под руководством преподавателя.

7.5. Контроль усвоения обучающимися темы занятия (знания и умения) с применением тестовых заданий, ситуационных задач и других видов контроля.

Контрольные вопросы

1. Что является регистрирующим устройством при КТ?
2. Расскажите об эффекте затенения изображения сечения. В каких проекциях получают изображение при КТ?
3. Расскажите о современных рентгеновских томографах.
8. Литература: см. в приложении

Тема 6. Использование радионуклидов в медицинской диагностике. Радиационная терапия. Элементы дозиметрии

1. Тема и ее актуальность. Все органы в теле по-разному поглощают конкретные химические вещества. Эти знания помогают разработать диагностические радиофармпрепараты для изучения кровотока в головном мозге и функционирования органов, таких как сердце, легкие, печень, почки, кости (избыточная роста), и т. д. Это также помогает в прогнозировании последствий хирургического вмешательства и оценки изменений после начала лечения. Эта неинвазивная технология помогает в наблюдении за функциями органов и диагностики патологий.

Вообще ионизирующее излучение (неточный его синоним с более широким значением – радиация) имеет разрушающее действие на живые организмы, но при определенных условиях человек может использовать это себе на пользу. Из-за своих особенностей излучение позволяет получать уникальные и очень ценные для постановки точного и своевременного диагноза данные, делать сложные хирургические операции практически без разрезов. При лучевой терапии точно подведенная к опухоли доза излучения большой мощности способна разрушать раковые клетки, что позволяет людям выздоравливать.

Необходимость количественной оценки действия ионизирующего излучения на различные вещества живой и неживой природы привела к появлению дозиметрии.

2. Учебные цели: изучение использования радионуклидов в медицинской диагностике, дать понятие о радиационной терапии и элементах дозиметрии обучающемуся.

Для формирования профессиональных компетенций обучающийся должен **знать**:

- условия проникновения рентгеновского излучения в вещество, в организм человека
- физические основы компьютерной томографии
- принципы компьютерной томографии.

Для формирования профессиональных компетенций обучающийся должен **владеть и уметь**:

- оценить результаты инструментальных данных рентгеновской компьютерной томографии
- физические основы получения изображений с помощью рентгенографии
- и овладеть следующими **компетенциями**: УК-1 (УК-1.1, УК-1.2, УК-1.3), ОПК-1 (ОПК-1.1, ОПК-1.3)

3. Материалы для самоподготовки к освоению данной темы:

Вопросы для самоподготовки:

1. Диагностическое применение радионуклидов
2. Методы диагностики: Метод меченых атомов, метод автордиографии
3. Лечебное применение радионуклидов
4. Элементы дозиметрии ионизирующего излучения
5. Радиационная терапия и радиационная безопасность
6. Три основных направления использования ионизирующего излучения в медицине

4. Вид занятия: практическое занятие,

5. Продолжительность занятия: 6 часа

6. Оснащение:

- 6.1. Дидактический материал;
- 6.2. ТСО.

7. Структура занятия:

7.1. Организационный этап - проверка готовности группы к занятию внешний вид, отметка присутствующих, ознакомление с планом работы.

7.2. Контроль исходного уровня знаний обучающихся с применением тестов.

Тест

1. ОТ ЧЕГО ЗАВИСИТ КОЭФФИЦИЕНТ КАЧЕСТВА (БИОЛОГИЧЕСКОЙ ЭФФЕКТИВНОСТИ) ИЗЛУЧЕНИЯ:

- 1) от дозы
- 2) от времени действия
- 3) от плотности ионизации
- 4) от вида ткани
- 5) от вида излучения

2. ОТРИЦАТЕЛЬНОЕ ВЛИЯНИЕ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ МОЖНО СНИЗИТЬ ПРИ ПОМОЩИ:

- 1) индивидуальных средств защиты
- 2) отсеивающей решетки
- 3) повышения напряжения
- 4) рентгеновских фильтров

3. КАКИЕ ВИДЫ ИЗЛУЧЕНИЯ НЕ ПРИМЕНЯЮТСЯ ДЛЯ КОНТАКТНЫХ МЕТОДОВ ЛУЧЕВОЙ ТЕРАПИИ:

- 1) бета-излучения
- 2) гамма-излучение
- 3) мегавольтное
- 4) нейтронное

7.3. Ознакомление обучающихся с содержанием занятий. Изложение узловых вопросов темы данного занятия. Демонстрация преподавателем методики практических приемов по данной теме. Теоретический разбор темы.

Изотопы определяются как разновидности элемента, которые имеют одинаковый атомный номер и положение в периодической таблице. Они имеют сходные химические свойства, но различные атомные массы и физические свойства. Радиоактивными являются те, которые имеют нестабильное число протонов и нейтронов. Эта нестабильность создается избытком нейтронов.

Во время радиоактивного распада ядра изотопа испускают частицы, такие как альфа-частицы, бета или позитроны и фотоны: гамма-лучи.

Наиболее часто используемый пример такого изотопов - технеций-99, что составляет 80% от процедур ядерной медицины. Только в США более 18 миллионов процедур ядерной медицины в год.

В 1930-х годах ученые использовали радиоактивные изотопы для измерения необходимой дозы радиоактивного йода, когда он локализуется в щитовидной железе. Тогда для оценки излучения от шеи использовался счетчик Гейгера. Настоящий прорыв произошел с изобретением гамма-сцинтилляционной камеры в 1950-х годах. Это устройство позволило использовать радиоактивные изотопы в медицине, в основном для диагностики и лечения возможных заболеваний.

Первые изотопы были использованы как инструмент для диагностики, выявления и лечения заболеваний щитовидной железы. Существуют многочисленные исследования в области ядерной медицины, которые привели к многочисленным открытиям и изобретениям новых методов диагностики и систем визуализации. 5 Нобелевских премий было присуждено за разнообразные открытия и изобретения в ядерной медицине. Позитронно-эмиссионная томография (ПЭТ) была первым диагностическим инструментом, который использовал радиоактивные изотопы в медицине. За этим изобретением последовали КТ (компьютерная томография) и МРТ (магнитно-резонансная томография).

Медицинские приложения радионуклидов можно представить двумя группами. Одна группа — это методы, использующие радиоактивные индикаторы (меченые атомы) с диагностическими и исследовательскими целями. Радиоактивные изотопы используются для формирования изображения щитовидной железы, костей, сердца, печени и многих других органов

Другая группа методов основана на применении ионизирующего излучения радионуклидов для биологического действия с лечебной целью. К этой же группе можно отнести бактерицидное действие излучения. Эти собранные данные дают точную и оперативную диагностику заболевания.

Диагностическое применение радионуклидов

Все органы в теле по-разному поглощают конкретные химические вещества. Эти знания помогают разработать диагностические радиофармпрепараты для изучения кровотока в головном мозге и функционирования органов, таких как сердце, легкие, печень, почки, кости (избыточная роста), и т. д. Это также помогает в прогнозировании последствий хирургического вмешательства и оценки изменений после начала лечения. Эта неинвазивная технология помогает в наблюдении за функциями органов и диагностики патологий. Наиболее широко используется радиоактивный изотоп технеций-99м, который исчезает без следа после завершения испытания, в короткие сроки. Таллия-хлорид-201 или технеций-99 используется при визуализации перфузии миокарда, для выявления и прогнозирования ишемической болезни.

Радиоактивные изотопы могут быть легко обнаружены, даже если они присутствуют в низкой концентрации. Это помогло в использовании этих изотопов в медицине, для молекул маркировки биологических проб в пробирке. Существует множество тестов, которые помогают обнаружить составляющие крови, сыворотки, мочи, гормонов, антигенов и препаратов, связав их с изотопами. Такие тесты называются радиоиммунные анализы.

Большинство методов диагностики используют радиоактивные трассеры, которые испускают гамма-лучи из тела. Эти короткоживущие элементы, которые связаны с химическими соединениями, и они помогают в проработке конкретных физиологических процессов. Режим управления этими трассерами являются инъекции, вдыхание или пероральные пути. Одиночные фотоны детектируются с помощью гамма-камеры, которая обеспечивает представление органов с разных ракурсов. Изображение строится на камеру в точке, через которую излучение испускается. Компьютер помогает врачу обнаружить любую патологию в органе.

В томографию, позитронно-излучающие радионуклиды вводят путем инъекции, которая накапливается в ткани-мишени. При распаде радионуклида, испускаются позитроны, которые сочетают с близлежащими электронами, в результате излучаются гамма-лучей, которые легко идентифицировать. Камера улавливает эти лучи, и обеспечивает точное указание их происхождения. Самая распространенный радиоактивный изотоп фтора-18; он используется в качестве индикаторного при онкологии. Он является наиболее эффективным неинвазивным методом для выявления и оценки раков. Этот метод используется также для сердца и мозга.

ПЭТ и КТ, были объединены, чтобы сделать новую процедуру, которая обеспечивает на 30% более точный диагноз. Положения и концентрация изотопов в организме также могут быть обнаружены с помощью этих методов. Таким образом, больной орган может наблюдаться, если изотоп поглощается частично в месте, известном как «холодное пятно», или в избытке называемых "горячих точек". Когда производят серию снимков за определенный период времени, обнаруживается неправильный необычный рисунок или скорость изотопного движения.

Метод меченых атомов заключается в том, что в организм вводят радионуклиды и определяют их местонахождение и активность в органах и тканях. Так, например, для диагностирования заболевания щитовидной железы в организм вводят радиоактивный йод $^{125}_{53}\text{J}$ или $^{131}_{53}\text{J}$, часть которого концентрируется в этой железе. Счетчиком, расположенным поблизости от нее, фиксируют накопление йода. По скорости увеличения концентрации радиоактивного йода можно делать диагностический вывод о состоянии щитовидной железы. Рак щитовидной железы может давать метастазы в разные органы. Накопление радиоактивного йода в них может дать информацию о метастазах.

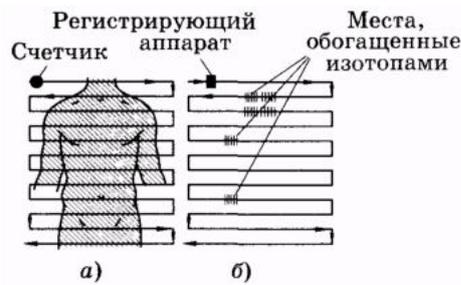


Рис. 1

Для обнаружения распределения радионуклидов в разных органах тела используют *гамма-топограф (сцинтиграф)*, который автоматически регистрирует распределение интенсивности радиоактивного препарата. Гамма-топограф представляет собой сканирующий счетчик, который постепенно проходит большие участки над телом больного. Регистрация излучения фиксируется, например, штриховой отметкой на бумаге. На рис. 1, а схематически показан путь счетчика, а на рис. 1, б — регистрационная карта.

Применяя радиоактивные индикаторы, можно проследить за обменом веществ в организме. Объемы жидкостей в организме трудно измерить непосредственно, метод меченых атомов позволяет решить эту задачу. Так, например, вводя определенное количество радиоактивного индикатора в кровь и выдержав время для его равномерного распределения по кровеносной системе, можно по активности единицы объема крови найти ее общий объем.

Гамма-топограф дает сравнительно грубое распределение источников ионизирующего излучения в органах. Более детальные сведения можно получить *методом автордиографии*.



Рис. 2

В этом методе на исследуемый объект, например биологическую ткань, наносится слой чувствительной фотоэмульсии. Содержащиеся в объекте радионуклиды оставляют след в соответствующем месте эмульсии, как бы фотографируя себя (отсюда и название метода). Полученный снимок называют *радиоавтографом или автордиограммой*. На рис. 2 схематически показан слой биологического препарата, содержащий радионуклиды (радиоактивные метки) и слой фотоэмульсии, в котором, после проявления, возникнут темные точки от ионизирующего излучения.

В живой организм радиоактивные атомы вводятся в таком небольшом количестве, что ни они, ни продукты их распада не оказывают вреда организму.

Лечебное применение радионуклидов

Оно в основном связано с использованием γ -излучения (гамма-терапии) или радионуклидной терапии (РНТ).

Гамма-установка состоит из источника, обычно ^{60}Co , и защитного контейнера, внутри которого помещен источник; больной размещается на столе. Применение гамма-излучения высокой энергии позволяет разрушать глубоко расположенные опухоли, при этом поверхностно расположенные органы и ткани подвергаются меньшему губительному действию. Раковые клетки можно контролировать или даже устранить путем облучения области опухоли. Дистанционная лучевая терапия, также известная как внешнее облучение проводится с помощью гамма-лучей, испускаемых радиоактивным кобальтом-60. В развитых странах используются универсальные линейные ускорители.

Радионуклидная терапия предполагает введение небольших источников излучения, как гамма- или бета-излучатель в целевой области. Брахитерапия или терапия малой дальности в основном использует йод-131 для лечения рака щитовидной железы. Он также помогает при лечении доброкачественных заболеваний щитовидной железы. В случае рака мозга или рака молочной железы, иридий-192 является предпочтительным. Эти изотопы производятся в виде проволоки, и вводят через катетер в целевой области. Имплантационный провод удаляется после того, как соответствующая доза введена. Преимущества этой техники заключается в меньшем воздействии радиации на организм, и является экономически эффективным.

Смертельная доза радиации дается пациенту, чтобы убить все дефектные клетки костного мозга, перед заменой в случае лечения лейкоза. Стронций-89 и самарий-153 используется, чтобы облегчить боль, вызванную раком. Новым радиоактивным изотопом, который используется для этого является рений-186.

Терапевтическое применение имеют и α -частицы. Так как они обладают значительной линейной плотностью ионизации, то поглощаются даже небольшим слоем воздуха. Поэтому использование α -частиц в терапии (*альфа-терапия*) возможно лишь при их непосредственном контакте с организмом, либо при введении внутрь организма.

Характерным примером является радоновая терапия: минеральные воды, содержащие ${}^{222}_{86}\text{Rn}$ и его дочерние продукты, используются для воздействия на кожу (ванна), органы пищеварения (питье), органы дыхания (ингаляция).

Еще одно лечебное применение α -частиц связано с использованием потока нейтронов. В опухоль предварительно вводят элементы, ядра которых под действием нейтронов вступают в ядерную реакцию с образованием α -частиц. Облучая после этого больной орган потоком нейтронов, вызывают ядерную реакцию и, следовательно, образование α -частиц (например, реакции ${}^{10}_5\text{B} + {}^1_0\text{n} \rightarrow {}^7_3\text{Li} + {}^4_2\alpha$ или ${}^1_0\text{H} + {}^4_2\alpha$).

Таким образом, α -частицы образуются прямо внутри органа, на который они должны оказать разрушительное воздействие. Можно ввести радиоактивный препарат в больной орган на острие иглы.

Существуют и другие приемы лечебного воздействия ионизирующим излучением радионуклидов и нейтронами.

Для контроля дисперсных типов рака, используется так называемый метод целевой альфа-терапии. Имеются положительные результаты лабораторных исследований для лечения заболеваний таких как лейкоз, кистозная глиома, меланома.

Бета-излучение часто используется для уничтожения поврежденных клеток. Йод-131 используется в лечении аномальных условиях, таких как гипертиреоз. Фосфор-32 используется, чтобы управлять болезнью под названием «истинная полицитемия», где избыточные красные кровяные клетки производятся в костном мозге. Обширные исследования ведутся во всем мире, чтобы узнать о новых способах использования радионуклидов в лечении многих заболеваний.

Существует множество радиоактивных изотопов богатых нейтронами и протонами, которые производятся в ядерных реакторах и циклотронах. Существуют много факторов, которые определяют выбор этих изотопов в медицине. Применение радиоактивных изотопов в медицине растет день ото дня с точными результатами. Это также помогает в ранней диагностике и режим лечения для пациентов, особенно для тех, кто страдает от рака и опухолей.

Элементы дозиметрии ионизирующего излучения

Необходимость количественной оценки действия ионизирующего излучения на различные вещества живой и неживой природы привела к появлению дозиметрии.

Дозиметрией называют раздел ядерной физики и измерительной техники, в котором изучают величины, характеризующие действие ионизирующего излучения на вещества, а также методы и приборы для их измерения. Первоначально развитие дозиметрии было обусловлено необходимостью учета действия рентгеновского излучения на человека.

Ионизирующее излучение только тогда оказывает действие на вещество, когда это излучение взаимодействует с частицами, входящими в состав вещества.

Под воздействием ионизирующего излучения в тканях организма возникают следующие процессы:

1. при воздействии излучения на молекулы воды, содержащейся в тканях, происходят различные реакции, названные радиолизом воды;

2. воздействие излучения на молекулы органических соединений приводит к образованию возбужденных молекул, ионов, радикалов, перекисей. Эти высокоактивные в химическом отношении соединения будут взаимодействовать с остальными молекулами биологической системы, что, в свою очередь, приведет к нарушениям мембран, клеток, а, следовательно, и функций всего организма.

Отметим общие закономерности биологического действия ионизирующего излучения:

1. большие нарушения при малой поглощенной энергии;

2. действие на последующие поколения через наследственный аппарат клетки;

3. характерен скрытый, латентный период;

4. разные части клеток обладают различной чувствительностью к излучению;

5. прежде всего, поражаются делящиеся клетки, что особенно опасно для детского организма;

6. губительное действие на ткани взрослого организма, в которых есть деление.

Радиочувствительность клеток в ткани тем выше, чем больше их пролиферативная (увеличение числа клеток (или только геномов) путем митоза) активность и меньше степень дифференциации. Поэтому в организме человека в первую очередь поражаются стволовые клетки красного костного мозга и эпителия кишечника.

Повреждения клетки неодинаковы в различные фазы ее клеточного цикла. Радиобиологические эффекты могут проявляться как непосредственно после облучения, так и через некоторый промежуток времени: месяцы, годы и даже поколения. Например, у человека с отдаленными последствиями облучения могут выступать процессы образования злокачественных опухолей, ослабление иммунитета, сокращение продолжительности жизни, рождение детей с патологиями.

Независимо от природы ионизирующего излучения его взаимодействие количественно может быть оценено отношением энергии, переданной элементу облученного вещества, к массе этого элемента. Эту характеристику называют дозой излучения (поглощенной дозой излучения) D .

Различные эффекты ионизирующего излучения, прежде всего, определяются поглощенной дозой. Она сложным образом зависит от вида ионизирующего излучения, энергии его частиц, состава облучаемого вещества и пропорциональна времени облучения. Дозу, отнесенную ко времени, называют мощностью дозы. Единицей поглощенной дозы излучения является Грей (Гр), который соответствует дозе излучения, при которой облученному веществу массой 1 кг передается энергия ионизирующего излучения 1 Дж; мощность дозы излучения выражается в Гр/с. Внесистемная единица дозы излучения – рад ($1 \text{ рад} = 10^{-2} \text{ Гр} = 100 \text{ эрг/г}$), ее мощности – рад в секунду (рад/с).

Экспозиционная доза (X) характеризует ионизирующее действие рентгеновского и γ -излучения в воздухе, окружающем облучаемое тело. Единицей экспозиционной дозы является кулон на килограмм. 1 Кл/кг соответствует экспозиционной дозе фотонного излучения, при которой в результате ионизации в 1 кг сухого воздуха (при нормальных условиях) образуются ионы, несущие заряд, равный 1 Кл каждого знака. На практике пользуются единицей, которая называется рентген [Р]. $1 \text{ Р} = 2,58 \cdot 10^{-4} \text{ Кл/кг}$.

Связь между поглощенной и экспозиционной дозами: $D = f \cdot X$, где f — некоторый коэффициент, зависящий от облучаемого вещества и энергии фотонов. Для костной ткани $f = 1-4,5$, для воды и мягких тканей $f = 1$. Поэтому для воды и мягких тканей поглощенная доза излучения в радах численно равна соответствующей экспозиционной дозе в рентгенах ($1 \text{ рад} = 1 \text{ Р}$). Это обуславливает удобство использования внесистемных единиц рад и Р.

Для ионизирующего вида излучения биологическое действие обычно тем больше, чем больше доза излучения. Однако различные излучения даже при одной и той же поглощенной дозе оказывают разные воздействия. В дозиметрии принято сравнивать биологические эффекты различных излучений с соответствующими эффектами, вызванными рентгеновским и γ -излучениями. Коэффициент K , показывающий, во сколько раз эффективность биологического действия данного вида излучения больше, чем рентгеновского или γ -излучения, при одинаковой дозе излучения в тканях, называется коэффициентом качества. В радиобиологии его называют также относительной биологической эффективностью (ОБЭ).

Относительная биологическая эффективность определяется соотношением: $ОБЭ = (\text{Поглощенная доза рентгеновского излучения (180-200 кэВ), вызывающая биологический эффект}) / (\text{Поглощенная доза ионизирующего излучения другого вида, вызывающая тот же биологический эффект})$.

Коэффициент качества устанавливают на основе опытных данных. Он зависит не только от вида частицы, но и от ее энергии.

Поглощенная доза соответствует энергии ионизирующего излучения, которая поглощена единицей массы вещества за время облучения: $D_p = E/m$, где D_p – поглощенная доза, E – энергия, поглощенная телом, m – масса тела. Эквивалентная доза учитывает эффективность соответствующего вида излучения: $D_{экв} = D_p \cdot ОБЭ$, где ОБЭ – коэффициент биологической активности или коэффициент качества: рентгеновское, гамма- и бета- излучения $ОБЭ=1$; тепловые нейтроны (до 0,02 МэВ) $ОБЭ=3$; нейтроны (0,5 МэВ) $ОБЭ=7$, протоны (5 МэВ) $ОБЭ=10$, альфа-излучение $ОБЭ=20$.

Так как K (ОБЭ) – безразмерный коэффициент, то эквивалентная доза излучения имеет ту же размерность, что и поглощенная доза излучения, но называется зивертом (Зв). Внесистемная единица эквивалентной дозы – бэр, 1 бэр = 10⁻² Зв. Эквивалентная доза в бэрах равна дозе излучения в радах, умноженной на коэффициент качества.

Нормы радиационной безопасности определяются предельно допустимой эквивалентной дозой за год (ПДД): ПДД для взрослого населения — 0,5 бэр/год = 5 мЗв/год; ПДД для детей, беременных женщин — 0,17 бэр/год = 1,7 мЗв/год; ПДД для профессионалов — 5,0 бэр/год = 50 мЗв/год.

Предельно допустимые мощности экспозиционной дозы: норма — 0,02 мР/ч = 20 мкР/ч; профессиональная норма — 0,57 мР/ч = 570 мкР/ч.

Летальные дозы (ЛД) для облучения всего организма: ЛД50 - 400 Р; ЛД90 - 800 Р, где цифры 50, 90 означают 50%, 90% летальных исходов.

Естественный (природный) радиационный фон создается естественными радиоактивными источниками: космические лучи (0,25 мЗв/год); радиоактивность недр (0,52 мЗв/год); радиоактивность пищи (0,2 мЗв/год). Это соответствует общей мощности (1-2) мЗв/год, или (10-20) мкР/ч. Мощность эквивалентной дозы, соответствующая нормальному радиационному фону, равна 1,25 мЗв/год (125 мбэр/год). Предельно допустимый фон составляет 5 мЗв/год. На земном шаре есть места, где нормальный фон равен 13 мЗв/год.

Радиационная терапия и радиационная безопасность.

Влияние ионизирующего излучения определяется дозой, то есть количеством энергии, которая была передана веществу. Возникновение тех или иных побочных эффектов от излучения, которые называются отдаленными последствиями, связано с полученной человеком дозой за определенный промежуток времени. Вообще ионизирующее излучение (неточный его синоним с более широким значением – радиация) имеет разрушающее действие на живые организмы, но при определенных условиях человек может использовать это себе на пользу. Из-за своих особенностей излучение позволяет получать уникальные и очень ценные для постановки точного и своевременного диагноза данные, делать сложные хирургические операции практически без разрезов. При лучевой терапии точно подведенная к опухоли доза излучения большой мощности способна разрушать раковые клетки, что позволяет людям выздоравливать.

Главными проблемами при использовании ионизирующего излучения в медицине считаются: большое количество исследований, которые выполняются без достаточного обоснования – особенно это касается стоматологических аппаратов, отказ от использования средств индивидуальной защиты, дублирование процедур из-за начальных неверных параметров их проведения или отсутствия доступа к предыдущим результатам. На его вредность также влияет неправильное использование параметров аппаратов, недостаточный контроль их качества. Кроме того, необходимо учитывать возможные отдаленные последствия, так называемые тканевые реакции, при терапевтических процедурах и хирургических вмешательствах под контролем рентгена, которые необходимо минимизировать или вообще избегать как побочные реакции подобных вмешательств.

Существует три основных направления использования ионизирующего излучения в медицине: диагностика, лечение и обработка компонентов крови и органов для трансплантации *in vitro* («в пробирке» или снаружи живого организма). В свою очередь каждый из этих направлений использует излучение, которое создается:

- генерирующими устройствами (диагностические и терапевтические рентгеновские аппараты, линейные ускорители, источники нейтронов и протонов, используемых в лучевой терапии);
- радионуклидными источниками (открытыми и закрытыми), используемыми для лечения и диагностики.

Диагностика

Самую большую дозу в диагностическом сегменте использования ионизирующего излучения пациенты могут получить от ангиографических аппаратов для малоинвазивных (с помощью маленьких разрезов) вмешательств под контролем рентгена. Причина – в возможном длительном воздействии рентгеновского излучения во время операции. Учитывая все более активное применение этих процедур, основывающихся на их удобстве, малоинвазивности, эффективности и точности, необходимо много внимания уделять, как правилам проведения таких вмешательств (использование специальных техник для снижения нагрузки на пациента), так и контролю квалификации персонала, состояния аппаратов и возможных лучевых реакций со стороны кожи пациентов.

К диагностическим процедурам также относится и визуализация органов и тканей с помощью радиоизотопов. Для этого используются меченые короткоживущими радиоактивными материалами фармацевтические препараты (РФП), которые активно включаются в метаболизм необходимых для диагностики органов и тканей, и, благодаря регистрации излучения от изотопов, врачи получают картину накопления этих препаратов изнутри. Наиболее распространенными являются РФП на основе изотопа технеция (используются в однофотонной эмиссионной компьютерной томографии – ОФЭКТ), генераторы которого закупаются за рубежом, и фтора (используется в позитронно-эмиссионной томографии – ПЭТ), который производится на специальных ускорителях, циклотронах, непосредственно в клинике, где проводят исследования, или очень близко к ней из-за короткой продолжительности жизни этого радионуклида. Благодаря диагностике с использованием РФП, при небольшой дозовой нагрузке можно получить данные о патологии различных органов и тканей, наличие и степень распространения онкологических заболеваний. Для максимальной точности диагностирования ПЭТ обычно совмещается с КТ (компьютерной томографией).

Терапия

Разница между использованием ионизирующего излучения для диагностики и для терапии заключается в использовании излучения с гораздо большими энергиями, из-за чего оно принимает более проникающий а, при необходимости, разрушающий характер. Лучевая терапия — один из основных методов лечения злокачественных новообразований, и в более редких случаях — доброкачественных новообразований и неопухолевых заболеваний.

В рентгеновских аппаратах это достигается путем увеличения вольтажа и тока рентгеновской трубки, в линейных ускорителях – ускорением заряженных частиц (электронов)

внутри аппарата создается ионизирующее излучение с высокой проникающей способностью, которое может разрушать злокачественные новообразования. При проведении терапии с использованием закрытых (гамма-терапия, брахитерапия) или открытых изотопов, лечение опухолей происходит за счет создаваемого изотопами излучения, мощности которого, в зависимости от активности и времени жизни этих изотопов, достаточно для разрушения злокачественных клеток.

Проведение лучевой терапии состоит из нескольких этапов. Важнейший фактор на всех этапах – разрушение злокачественных опухолей и сохранение здоровых тканей максимально неповрежденными.

На первом этапе врачом на основе медицинских показаний обосновывается необходимость проведения пациенту лучевой терапевтической процедуры. Далее врачом и инженером-радиологом (медицинским физиком) выполняется планирование облучения. Величина дозы медицинского облучения устанавливается врачом индивидуально для каждого пациента, исходя из клинических показаний и рекомендованных предельных уровней медицинского облучения. Предписанная доза и все параметры, которые учитываются при проведении облучения, должны фиксироваться в индивидуальной карточке пациента. Все пациенты перед процедурой лучевой терапии получают информацию о назначенной процедуре и возможность от нее отказаться, им объясняют правила поведения во время процедуры и после нее, возможное негативное воздействие ионизирующего излучения.

Из-за вероятности нанесения серьезного вреда, терапия с помощью ионизирующего излучения является сферой наибольшего контроля и изобретения самых прогрессивных лечебных методик и инженерных решений для минимизации воздействия на здоровые органы и ткани. Пациенты, которым показано прохождение курса лучевой терапии, всегда получают информацию про методы и методики лечения, которые будут применяться, а также про возможные реакции, отдаленные последствия. После чего подписывается информированное согласие пациента на проведение лучевой терапии. **Для уменьшения реакций со стороны здоровых тканей сейчас достаточно широко применяется методика IMRT (облучение с модулированной интенсивностью пучка). Эта методика позволяет подвести максимально необходимую лечебную дозу облучения на очаг (мишень), при этом защищая окружающие здоровые органы и ткани.**

Из-за высокой дозы, которая применяется для лечения онкологических заболеваний, есть вероятность возникновения реакции на облучение со стороны кожи (лучевой дерматит). Учитывая это, пациенты, проходящие курс лучевой терапии, находятся под наблюдением лучевого терапевта во время и после лечения. В зависимости от того, какой участок был облучен, назначается соответствующая терапия сопровождения после проведенной процедуры.

7.4. Самостоятельная работа обучающихся под руководством преподавателя. Написание конспекта.

7.5. Контроль усвоения обучающимися темы занятия (знания и умения) с применением тестовых заданий, ситуационных задач и других видов контроля.

Решить задачи 7.58, 7.59, 7.60, 7, 61, 7.62, 7.63 из задачника Ремезова.

1. Телом массой $m=60$ кг в течение $t=6$ ч была поглощена энергия $E=1$ Дж. Найдите поглощенную дозу и мощность поглощенной дозы в единицах СИ и во внесистемных единицах. Ответ: 0,017 Гр; 1,7 рад; $0,7 \cdot 10^{-6}$ Гр/с; $0,7 \cdot 10^{-4}$ рад/с.

2. В $m=10$ г ткани поглощается 10^9 α -частиц с энергией около $E=5$ МэВ. Найдите поглощенную и эквивалентную дозы. Коэффициент качества k для α -частиц равен 20. Ответ: 8 рад; 160 бэр.

3. Мощность экспозиционной дозы γ -излучения на расстоянии $r=1$ м от точечного источника составляет $P=2,15 \cdot 10^{-7}$ Кл/кг. Определите минимальное расстояние от источника, на котором можно ежедневно работать по 6 ч без защиты. Предельно допустимой эквивалентной дозой при профессиональном облучении считать $5 \cdot 10^{-2}$ Дж/кг в течение года. Поглощение γ -излучения воздухом не учитывать. Ответ: ≈ 36 м.

4. Средняя мощность экспозиционной дозы облучения в рентгеновском кабинете равна $6,45 \cdot 10^{-12}$ Кл/(кг·с). Врач находится в течение дня 5 ч в этом кабинете. Какова его доза облучения за 6 рабочих дней? Ответ: $2,7 \cdot 10^{-3}$ бэр.

5. Смертельная доза облучения для человека массой 70 кг при облучении всего тела рентгеновскими или γ -лучами равна 600 рад. На сколько градусов от нормальной поднимается температура человека при таком облучении, если считать его однородным фантомом с удельной теплоёмкостью 3,33 кДж/(кг·К)? Ответ: $1,8 \cdot 10^{-3}$ К
6. Радиационный фон в некотором городе составляет 30 мкР/ч. Определите поглощённую и экспозиционную дозы, полученные жителями этого города в течение года. Ответ: 0,262 Р; 0,262 рад.
8. Литература: см. в приложении.

Тема 7. Физические основы позитронно-эмиссионной томографии (ПЭТ)

1. Актуальность. Позитронно-эмиссионная томография (ПЭТ), также как ОФЭКТ, является методом радиоизотопной диагностики, позволяющим получать информацию о функционировании выбранного органа или всего тела путём исследования протекающих в нём метаболических процессов. Однако для ПЭТ используют изотопы, испускающие не гамма-кванты, как для ОФЭКТ, а позитроны – элементарные частицы, равные по массе электрону и заряженные положительно.

2. Учебные цели: изучение принципов позитронно-эмиссионной томографии (ПЭТ) и показаний к использованию этого метода.

Для формирования профессиональных компетенций обучающийся должен **знать**:

- отличия позитрона от электрона
- зависимость пробега позитрона в биологической ткани
- ядра, излучающие позитроны.

Для формирования профессиональных компетенций обучающийся должен **владеть и уметь**:

- представлять схему совпадений
- преобразование энергии фотонов в электрические сигналы
- и овладеть следующими **компетенциями**: УК-1 (УК-1.1, УК-1.2, УК-1.3), ОПК-1 (ОПК-1.1, ОПК-1.3)

3. Материалы для самоподготовки к освоению данной темы:

Вопросы для самоподготовки:

1. Однофотонная эмиссионная компьютерная томография. Принципы работы аппаратуры ОФЭКТ.
2. Радионуклиды, используемые в ОФЭКТ. Основные достоинства и диагностические возможности метода.
3. Позитронно-эмиссионная томография. Этапы исследования и основные блоки сканера.
4. Достоинства и недостатки позитронно-эмиссионной томографии. ПЭТ/КТ сканеры.
5. Реконструкция изображений в ПЭТ. Артефакты изображений. Области применения ПЭТ в медицине

4. Вид занятия: практическое занятие,

5. Продолжительность занятия: 4 часа

6. Оснащение:

- 6.1. Дидактический материал;
- 6.2. ТСО.

7. Структура занятия:

7.1. Организационный этап - проверка готовности группы к занятию внешний вид, отметка присутствующих, ознакомление с планом работы.

7.2. Контроль исходного уровня знаний обучающихся с применением тестов.

7.3. Ознакомление обучающихся с содержанием занятий. Изложение узловых вопросов темы данного занятия. Демонстрация преподавателем методики практических приемов по данной теме. Теоретический разбор темы.

Успехи атомной и ядерной физики в 1960-е годы, выделение стабильных изотопов привели в медицину новые технологии. ПЭТ - метод медицинской визуализации, основанный на применении радиофармпрепаратов (РФП) меченных изотопами и вводимые в организм путем инъекции водного раствора.

Физический смысл использования радионуклидов в диагностике заключается в том, что разные их виды по-разному поглощаются органами и тканями. Изотопы подбираются так, что их период полураспада было сравнительно больше общей времени, в течение которого они успевают распределяться в определенном органе или области тканей и времени на проведения исследований соответствующего органа врачом. При проведении исследования определенного органа радионуклид подбирается таким образом, чтобы его концентрация в ткани с патологией оказалась выше, чем для здоровой ткани. Зная, что интенсивность излучения от накопленных радионуклидов пропорционально их концентрации в исследуемом органе, мы можем создать диагностическую карту распределения радионуклидов в соответствующем органе или, используя математический аппарат, создать его объемное изображение для выявления патологии.

Взаимодействие античастиц

Для объяснения физических принципов ПЭТ необходимо изучить взаимодействие частиц с античастицами. Античастицами называют элементарные частицы, которые обладают рядом основных характеристик как частиц, так и некоторыми характеристиками этих частиц с противоположным знаком (например, электрический заряд).

Рождение античастиц происходит в столкновениях частиц вещества, разогнанных до энергий, превосходящих порог рождения пары: частица-античастица. В лабораторных условиях античастицы рождаются при взаимодействиях элементарных частиц на ускорителях. В естественных условиях античастицы рождаются при взаимодействии первичных космических лучей с веществом.

Столкновение любой частицы с её античастицей может приводить к их аннигиляции. Термин «аннигиляция» означает «исчезновение». Аннигиляция- это один из видов взаимопревращения элементарных частиц. Процесс происходит превращением пары частица-античастица в другие элементарные частицы или фотоны. Например, при столкновении позитрона и электрона образуется два γ -кванта: $e^- + e^+ = 2\gamma$. Материя в этом процессе не уничтожается, а переходит из одной формы в другую. Процесс аннигиляции происходит с сохранением энергии, импульса и зарядов:

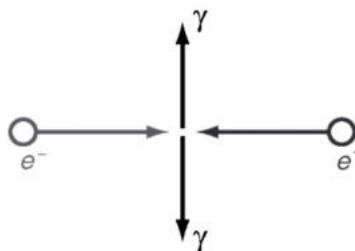


Рис. Схема аннигиляции электрона и позитрона

В этой реакции энергия покоя электрона и позитрона превращается в энергию двух фотонов. Образующиеся при этом фотоны разлетаются в противоположные стороны. Это явление используется в позитронно-эмиссионных томографах.

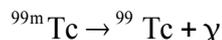
Сцинтиграфия

Сцинтиграфия — это метод функциональной визуализации, заключающийся во введении в организм радиоактивных изотопов и получении двумерного изображения путём определения локализации источника через испускаемого ими излучения в организме человека. Основным показанием для этого исследования является поиск метастазов в костной ткани, при некоторых видах опухолей, таких как рак предстательной железы, рак молочной железы, рак почек и другие. При проведении сцинтиграфии в кровь пациента вводится небольшое количество вещества с радиоактивной меткой, которое накапливается в поврежденных тканях. Излучение от препарата меченой радиоактивной меткой регистрируется специальным чувствительным

прибором – гамма-камерой. На мониторе гамма-камеры создаётся «фотографическое» изображение исследуемого органа человека.

Аналогичный принцип регистрации γ -фотонов от изотопов используется в однофотонной эмиссионной томографии для создания трехмерных томограмм с помощью вращающихся детекторов. **Однофотонная эмиссионная компьютерная томография**

Пациенту предварительно вводят радиофармпрепарат (РФП), содержащий маркер, например, метастабильный технеций – ^{99m}Tc . Изначально ядра технеция ^{99m}Tc находятся в возбуждённом метастабильном состоянии. При переходе в более стабильное состояние – в технеций ^{99}Tc эти ядра излучают гамма-фотоны:



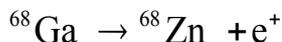
^{99}Tc (Технеций-99) — радиоактивный нуклид химического элемента технеция с атомным номером 43 и массовым числом 99. Активность одного грамма этого нуклида составляет приблизительно 633,5 МБк, период полураспада 211,1 тысяч лет.

Период полураспада технеция (^{99m}Tc) составляет 6 ч, что вполне позволяет проводить серию исследований пациентов. Регистрация γ -квантов производится в специальном устройстве – коллиматоре, который состоит из детекторов гамма - квантов, расположенных в некоторой определённой плоскости.

В режиме сканирования гамма-камера медленно перемещается вдоль тела пациента и в результате получается цветное изображение всего тела. Такие исследования проводят для обнаружения метастазов в костных структурах.

ПЭТ томограф

Основная идея ПЭТ томографа основывается на реакции аннигиляции пары электрон – позитрон, описанной выше (Рис.). Для реализации этой реакции в организм или в исследуемый орган необходимо инжектировать позитроны e^+ (электроны e^- всегда присутствуют в организме в свободном состоянии в избыточных количествах). С этой целью в организм вводятся РФП, содержащие радионуклиды, распадающиеся с излучением позитрона e^+ . К таким ядрам относятся, например, ядра галлия - ^{68}Ga :



Радиофармацевтический препарат (РФП) — это химическое соединение, содержащее в своей молекуле радиоактивный нуклид, избирательно накапливающийся в каком-либо органе и являющийся источником радиоактивного излучения, чаще всего γ -излучения. Это вещество разрешено для введения в кровь, дыхательные пути, пищеварительный тракт человека с диагностической целью.

В методе ПЭТ, кроме галлия, для получения позитронов может быть использован еще ряд короткоживущих радионуклидов: ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O , ^{18}F . В практике исследований на ПЭТ применяют фтордезоксиглюкозу - FDG^{18} . Этот препарат является аналогом глюкозы, но в нем стабильный фтор заменен его радиоактивным изотопом с периодом полураспада 110 мин. Известно, что опухолевые клетки поглощают в 19 раз больше глюкозы, чем нормальные, поэтому FDG накапливается, прежде всего, именно в опухолевых образованиях, что делает метод ПЭТ весьма информативным. Перспективным является применение РФП - H_2O^{15} . Его период полураспада – всего 2 мин, что снижает лучевую нагрузку на пациента в сотни раз. Но столь короткое время полураспада усложняет технологии его изготовления. В частности, приходится устанавливать специальные медицинские циклотроны в помещении ПЭТ центра.

Для регистрации гамма-квантов используют коллиматоры. Коллиматор состоит из детекторов гамма-квантов, расположенных в некоторой определенной плоскости.

Конструкция коллиматоров позволяет регистрировать лишь те гамма-кванты, которые одновременно попадают на противоположные детекторы. Детекторы имеют размеры, порядка $6 \times 20 \times 12$ мм. Поэтому достигается высокое пространственное разрешение.

Используя систему коллиматоров, расположенных в одной плоскости, но под разными углами по отношению к излучателю, выделяют исследуемое сечение - слой органа или его фрагмента, изображение которого необходимо получить врачу.

Во время исследования детекторы находятся в одной плоскости по отношению к телу, поэтому регистрируются только γ -кванты, распространяющиеся в этой плоскости. Принцип действия

ПЭТ-томографа представлен на Рис. Разрешение ПЭТ-томографа определяется длиной свободного пробега позитрона в ткани организма.

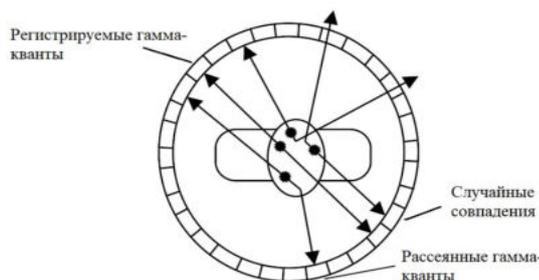


Рис. Схема регистрации гамма-квантов.

Как видно из рисунка при аннигиляции возможно появление случайных совпадений и рассеянных гамма-квантов (темные точки на рисунке), которые дают шумовую составляющую регистрируемого сигнала.

В общем виде ПЭТ включает следующие части:

- сцинтилляционно-детектирующее устройство, осуществляющее преобразование γ - или β -излучения в энергию квантов света, а затем - в электрические сигналы;
- усилитель электрических импульсов, поступающих со сцинтилляционно-детектирующего устройства;
- амплитудный анализатор импульсов - устройство, дифференцирующее сигналы, поступающие с усилителя;
- устройство регистрации и представления информации - преобразователь сигналов в цифровую, графическую или визуальную информацию;
- специализированный или универсальный компьютер для управления процессом сбора и обработки данных.

Сцинтилляционно-детектирующее устройство состоит, как правило, из сцинтиллятора и фотоэлектронного умножителя (ФЭУ). Чаще всего в современных гамма-камерах используются твердые сцинтилляторы на основе оптически прозрачных монокристаллов йодида натрия или калия, активированных таллием или теллуром. γ -кванты, попадая в кристалл, передают ему свою энергию, в результате чего возникает свечение (флюоресценция), называемое сцинтилляцией. Это очень слабое свечение регистрируется с помощью высокочувствительного устройства - фотоэлектронного умножителя, преобразующего световые импульсы в электрические сигналы. Эти сигналы усиливаются встроенным усилителем и поступают на вход амплитудного анализатора (дифференциального дискриминатора). Число импульсов в единицу времени, или частота их следования, зависит от интенсивности излучения и, таким образом, от количества нуклида, находящегося в поле зрения детектора.

Основные параметры, определяющие качество позитронного эмиссионного томографа — чувствительность и разрешающая способность. Высокая чувствительность имеет большое значение для достижения более высокого соотношения сигнал / шум. Качество изображений и реконструированных образов в позитронном эмиссионном томографе во многом зависит от числа зарегистрированных импульсов в единицу времени (достижение нужной статистической достоверности диагностической информации). В позитронном эмиссионном томографе чувствительность и разрешающая способность зависят от двух конструктивных факторов: эффективности детектора и схемы компоновки детекторов. Кроме того, разрешающую способность лимитируют два следующих физических фактора:

1. Длина свободного пробега позитрона до столкновения с электроном является случайной величиной. Средняя длина пробега для разных элементов колеблется в пределах нескольких миллиметров. Поэтому даже при абсолютно точном измерении координат аннигиляции положение точки, из которой вылетел позитрон, может быть определено с погрешностью, равной средней длине свободного пробега позитрона.

2. Неколлинеарность траектории фотонов (отклонение от угла 180°), обусловленная остаточной кинетической энергией позитрона в момент столкновения с электроном.

Факторами, лимитирующими разрешающую способность позитронного эмиссионного томографа, являются также шумы, вызванные случайными совпадениями и рассеянным излучением.

Случайные совпадения. Когда на один из детекторов попадает γ -квант, вырабатывается запускающий импульс, который открывает электронный канал на время τ (длительность — 4–10 нс). Если за время τ противоположный детектор также зарегистрирует γ -квант, это будет означать факт совпадения событий. Случайные совпадения возникают, если два γ -кванта от разных аннигиляций регистрируются внутри промежутка, принятого за интервал совпадения. Регистрация только одного γ -кванта происходит при низкой квантовой эффективности детектора (один из γ -квантов проходит через детектор без взаимодействия и не регистрируется) и в случае, когда аннигиляция находится в поле зрения лишь одного детектора. Если два подобных акта аннигиляции регистрируются двумя разными детекторами в течение времени τ , то отличить их от истинного совпадения уже невозможно. В этом случае линия, соединяющая два детектора, не отвечает истинной аннигиляции и дает вклад в шумовую составляющую (рисунок). Уровень шумов, вызванных случайными совпадениями, можно уменьшить конструктивными решениями и программными методами.

Рассеяное (комптоновское) излучение. Комптоновское рассеивание «размывает» изображение, ухудшает пространственное различие, контрастность, точность количественного картирования распределения РФП. Совпадение рассеянных γ -квантов возникает в том случае, когда один или оба γ -кванта испытывают рассеивание в объекте и регистрируются по методу совпадений. При этом линия, соединяющая детекторы, не проходит через точку аннигиляции. Метод дискриминации по энергии в данном случае не совсем эффективен при отсечении рассеянных с энергией 511 кэВ квантов, поскольку изменению угла рассеивания на 30° отвечает изменение энергии всего на 60 кэВ, что меньше величины разрешения по энергии для большинства сцинтилляционных детекторов, работающих в этом диапазоне энергий. Поскольку угол комптоновского рассеивания мал, точки совпадений, вызванные рассеянным излучением, концентрируются вблизи их истинного положения. Количество совпадений, вызванных рассеянным излучением, пропорционально квадрату скорости счета.

Коррекция рассеивания проводится в процессе реконструкции изображений. Проводят предыдущую оценку вклада комптоновского рассеивания путем фантомных измерений линейного источника в рассеивающей среде и без него. Потом производят его вычитание из зарегистрированного изображения по пиксельно. Другой подход в решении этой проблемы базируется на введении информации о рассеивании в виде соответствующей математической модели непосредственно в алгоритм реконструкции. Поэтому одной из основных задач по разработке ПЭТ-систем является достижение максимальной чувствительности к истинным совпадениям и уменьшение до минимума числа случайных совпадений и рассеянных γ -квантов, зарегистрированных при данных условиях визуализации.

Неоднородность ослабления излучения в теле пациента влияет не только на точность картирования (в глоссарий) пространственного распределения активности РФП, но и на качество визуализации анатомических структур, снижая контрастность и пространственное разрешение. С целью нивелирования этого эффекта предложено два подхода.

1. Исследуемый объект представляется моделью однородной поглощающей среды, и вводится соответствующая функция ослабления излучения непосредственно в алгоритм реконструкции или в процедуры пред- или постреконструкционной обработки.

2. Проводятся трансмиссионные измерения с целью картирования распределения неоднородности ослабления в участке тела, который визуализируется путем эмиссионных измерений.

Для улучшения разрешающей способности ПЭТ-системы вводят поправки на пробег позитрона от места эмиссии к месту аннигиляции. Проводят пост- или предреконструктивную реставрацию изображений с учетом инвариантности функции распределения пробега позитронов. Эту поправку можно не вводить при работе с ^{18}F (длина свободного пробега позитрона небольшая), но она важна при применении радионуклидов ^{68}Ga и ^{82}Rb , у которых большой пробег позитронов в тканях. Среди других поправок нужно отметить поправки на

неколлинеарность траектории аннигиляционных γ -квантов и на радиоактивный распад ультракороткоживущих радионуклидов.

Детекторы

Детекторы, применяющиеся в ПЭТ, должны иметь высокую эффективность детектирования аннигиляционных γ -квантов и малое время высвечивания сцинтилляции. В первых томографах применялись традиционные сцинтилляционные кристаллы NaI(Tl). Но эти сцинтилляторы имеют ряд недостатков: гигроскопичность, сравнительно низкую эффективность регистрации аннигиляционных γ -квантов, высокий уровень рассеянного излучения.

Поэтому предложено применять в ПЭТ в качестве детектора германат висмута ($\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$, сокращенно – BGO). В монокристалле BGO центрами сцинтилляции являются ионы Bi^{3+} , поэтому он не нуждается в активации. Он имеет высокую плотность ($7,13 \text{ г/см}^3$), что обеспечивает его высокую чувствительность (приблизительно в 3 раза выше по сравнению с NaI(Tl)). BGO не гигроскопичен, не нуждается в дополнительной изоляции от влаги, поэтому детекторы могут иметь малые размеры и вплотную размещаться друг возле друга. Время высвечивания сцинтилляции в этом монокристалле 300 нс, что делает его вполне пригодным для применения в ПЭТ. Недостатком монокристалла BGO является более низкий световыход: он не превышает 20% по отношению к детектору, изготовленному из NaI (Tl).

Детекторы современных позитронных эмиссионных томографов построены из отдельных детекторных блоков. Типичный современный детекторный блок состоит из 64 кристаллов BGO, которые соединены с четырьмя фотоэлектронными умножителями. В одном из самых современных позитронном эмиссионном томографе ECAT EXAT HR+ (Siemens) размер одного детектора составляет $4,05 \times 4,39$ см при толщине 3 см. Толщина детектора 3 см обеспечивает регистрацию 95% γ -излучения с энергией 511 кэВ. Фторид цезия (CsF) и фторид бария (BaF_2) имеют очень малое время высвечивания сцинтилляции (соответственно 5 нс и 750 пс), что делает их пригодными для использования в качестве детектора в ПЭТ-системах.

Среди перспективных материалов для детектора ПЭТ следует выделить оксиортосиликат лютеция (LSO). Его плотность — $7,4 \text{ г/см}^3$, время высвечивания сцинтилляции — 40 нс, световыход — 75% по отношению к аналогичному параметру кристалла NaI (Tl). Применение LSO в качестве детектора позволит увеличить чувствительность в несколько раз по сравнению с BGO. Наиболее перспективным и развивающимся методом томографии является комплекс ПЭТ/КТ-томографы. Они совмещают преимущества рентгеновского томографа - высокую разрешающую способность и ПЭТ-методики, позволяющей регистрировать функциональное состояние органа и даже целого организма.

ПЭТ-исследование включает в себя производство изотопа, подготовка его к форме, пригодной для воздействия на людей, транспортировку к месту использования, получение ПЭТ данных, их обработку, а затем интерпретацию. Достаточно сложной является система производства радиоизотопов: получение изотопов на циклотроне; создание биологического синтезатора, присоединяющего их к молекулам; автоматизацию процесса на базе компьютерной техники.

7.4. Самостоятельная работа обучающихся под руководством преподавателя. Написание конспекта.

7.5. Контроль усвоения обучающимися темы занятия (знания и умения) с применением тестовых заданий, ситуационных задач и других видов контроля.

Вопросы:

1. Назовите предпосылки для создания ядерной медицины.
2. Виды β -распада?
3. Что такое ПЭТ?
4. Какое явление лежит в основе ПЭТ?
5. Что такое радионуклиды и радиофармпрепараты?
6. Назовите преимущества и возможности ПЭТ.
7. Этапы ПЭТ.
8. Детекторы ПЭТ.
9. Предназначение позитронно-эмиссионного томографа.
10. Какие недостатки устраняются при использовании комбинированных с ПЭТ методов?

11. Какой математический аппарат лежит в основе количественных измерений в ПЭТ?
12. Клиническое применение ПЭТ.

Тест

1. ПОЗИТРОНЫ ВОЗНИКАЮТ:

- 1) позитроны возникают в одном из видов радиоактивного распада
- 2) в позитронной эмиссии
- 3) при взаимодействии фотонов с энергией больше 1,022 МэВ с веществом
- 4) все варианты верны

2. ПОЗИТРОННАЯ ЭМИССИОННАЯ ТОМОГРАФИЯ:

- 1) метод позволяющий оценить прохождение крови через ткани организма
- 2) метод диагностики с помощью регистрации отраженных от внутричерепных структур ультразвуковых волн в плоскости их эмиссии в полость черепа
- 3) метод, основанный на применении радиофармпрепаратов, который позволяет строить трёхмерную реконструкцию функциональных процессов, происходящих в организме
- 4) метод получения изображения просвета сосудов при помощи УЗИ

8. Литература: см. в приложении.

Тема 8. Шкала Хаунсфилда. Формирование ПЭТ-томограмм и их анализ

1. Тема и ее актуальность. Программное обеспечение РКТ также позволяет произвести масштабные измерение полученного изображения, выделить зоны интереса и т. д. Но особенно важным является возможность получения количественной характеристики плотности тканей, которая измеряется в условных единицах – единицах Хаунсфилда.

Изображение (снимок), формируемое при распаде радиоактивных меток, показывает, как функционируют части тела человека. Различные энергетические уровни позитронов отображаются в виде градаций яркости и цвета. Самое главное преимущество ПЭТ перед другими видами исследований заключается в том, что может показать, как функционируют части тела пациента, а не только то, как они выглядят. Исследователи считают этот аспект особенно ценным.

2. Учебные цели: Изучение шкалы Хаунсфилда и изучение формирования ПЭТ-томограмм.

Для формирования профессиональных компетенций обучающийся должен **знать**:

- единицы Хаунсфилда
- аппаратуру для ПЭТ
- радионуклиды и радиофармпрепараты для ПЭТ

Для формирования профессиональных компетенций обучающийся должен **владеть и уметь**:

- методами обработки и интерпретации результатов ПЭТ
- и овладеть следующими **компетенциями**: УК-1 (УК-1.1, УК-1.2, УК-1.3), ОПК-1 (ОПК-1.1, ОПК-1.3)

3. Материалы для самоподготовки к освоению данной темы:

Вопросы для самоподготовки:

1. Области применения МРТ?
2. Возможности метода.
3. Исследование органов методом МРТ.
4. Ограничение МРТ.
5. Какими недостатками обладает метод магнитно-резонансной томографии.
6. Шкала Хаунсфилда.
7. Формирование ПЭТ-томограмм

4. Вид занятия: практическое занятие,

5. Продолжительность занятия: 2 часа

6. Оснащение:

6.1. Дидактический материал;

6.2. ТСО.

7. Структура занятия:

7.1. Организационный этап - проверка готовности группы к занятию внешний вид, отметка присутствующих, ознакомление с планом работы.

7.2. Контроль исходного уровня знаний обучающихся с применением тестов.

7.3. Ознакомление обучающихся с содержанием занятий. Изложение узловых вопросов темы данного занятия. Демонстрация преподавателем методики практических приемов по данной теме. Теоретический разбор темы.

Шкала единиц Хаунсфилда была выбрана для практического применения в компьютерной томографии живых организмов (в том числе человека), т.к. их анатомические структуры в значительной степени состоят из связанной воды. По определению рентгеновская плотность дистиллированной воды была принята за 0 HU . Для материала X величина HU определяется по формуле:

$$HU_x = \frac{\mu_x - \mu_{water}}{\mu_{water} - \mu_{air}} \cdot 1000$$

где μ_{water} и μ_{air} — линейные коэффициенты ослабления для воды и воздуха при стандартных условиях.



Рис. Сравнительная шкала Хаунсфилда для некоторых тканей

Таким образом, одна единица Хаунсфилда соответствует 0,1% разницы в ослаблении излучения между водой и воздухом, или приблизительно 0,1% коэффициента ослабления воды, так как коэффициент ослабления воздуха практически равен нулю. HU является основной характеристикой изображения по плотности и в современных КТ колеблется от -1000 до +3000 ед. Шкала Хаунсфилда (Рис.) начинается со значения -1000 HU для воздуха, жир занимает значения от -120 до -90 HU , печень — 60-70 HU , кровь — 50-60, костная ткань — 250 и выше.

Термин «эмиссионная томография» (ЭТ) относится к двум методам получения трехмерных изображений областей интереса. Обе техники основаны на внедрении в организм пациента РФП и измерении радиационного поля, создаваемого излучением радионуклида вне тела больного. К ЭТ относится однофотонная эмиссионная компьютерная томография (ОФЭКТ) и двухфотонная эмиссионная компьютерная томография (позитронная эмиссионная томография, ПЭТ). Оба метода применяются для исследования биологических функций в организме человека с целью обнаружения и описания отклонений, характерных для конкретных заболеваний — онкологических, неврологических, сердечно-сосудистых и т.п.

Эмиссионная компьютерная томография, как и сцинтиграфия, генерирует «молекулярные» изображения, создаваемые излучением от молекул РФП, распределенных в организме человека. Метод является неинвазивным, т.е. никак не повреждает исследуемый объект.

Основными стадиями эмиссионной томографии являются: производство РФП, введение РФП в тело пациента, сбор данных, измерение у-излучения, реконструкция и анализ изображения.

Эмиссионная томография позволяет визуализировать протекание биологических процессов *in vivo*. Она реализуется путем интеграции двух методик: кинетического варианта метода меченых атомов и компьютерной томографии. Анализ кинетики накопления и выведения молекулярного зонда, в качестве которого используется меченное радионуклидом биологически активное вещество, проводится в рамках математических моделей, описывающих динамику перераспределения РФП при его вовлечении в биологический процесс. Томография дает возможность преобразовать невидимые поперечные сечения через внутренности человека в видимые изображения, доступные для анализа на компьютере. Технология позволяет обращаться с изображением как с массивом чисел, представляющих локальные значения свойств изучаемого объекта, а также рассчитывать необходимые для диагноза параметры органов и тканей. Результатом являются трехмерные изображения анатомических распределений РФП, возникающие в ходе протекания исследуемого биологического процесса.

В ходе эмиссионной томографии проводится регистрация излучения, накопление данных, их предварительная обработка, построение изображений, их восстановление, анализ, интерпретация и постановка диагноза. Формирование изображений означает не только отображение свойств объекта на поверхность проекции этого изображения, но и классификацию объектов по их физическим, химическим и радиологическим свойствам. Сюда входят стратегии отображения, математические концепции, используемые для моделирования этих стратегий, классификация недостатков, характерных для конкретных типов отображения. Проводится определение границ зон интереса, измеряется периметр, площадь и объем объекта, характеризуется его сегментация, текстура, описывается характер движения диагностируемого объекта. Процесс заканчивается морфологическим анализом изображения и оценкой точности диагностики.

В эмиссионной томографии данные записываются прибором, создающим изображение, и представляются в форме проекций. Цель томографии — оценка распределения РФП по некоторому срезу, исходя из проекционных данных. В системах ЭТ получают проекции для множества различных одномерных срезов одновременно, после чего создается трехмерное (3D) распределение радиоактивного вещества.

Первой стадией томографии является производство РФП, подходящего для обнаружения заболевания. Качество изображения зависит от количества, введенного в исследуемый объект РФП, однако действие излучения на внутренние органы накладывает ограничения на размер безопасной дозы препарата. Молекулы РФП метят у-излучающим радионуклидом. Радиация распространяется во всех направлениях изнутри тела пациента с интенсивностью, пропорциональной локальной концентрации РФП (эта концентрация зависит от способности изучаемого объекта аккумулировать РФП, причем важно, чтобы концентрация метки в диагностируемом органе была существенно выше, чем в окружающих тканях). Гамма-лучи, исходящие от пациента, детектируются и записываются в память компьютера. Детекторы окружают пациента или вращаются вокруг него. Регистрируется интенсивность излучения в различных направлениях выхода у-лучей, а затем результаты оцифровываются и преобразуются в гистограмму из столбцов, содержащих параметры проекций.

При статическом исследовании на изображениях фиксируется распределение РФП в среднестатистический момент времени относительно всего периода получения данных. Такое исследование возможно, когда физиологически обусловленные изменения в распределении РФП во времени очень медленные или когда количество испускаемых у-лучей настолько мало, что для создания изображения с удовлетворительным качеством требуется длительный период получения данных.

Динамическое исследование имеет цель зафиксировать распределение РФП как функцию времени. Такое исследование применяется для визуальной оценки функции органа. Оно необходимо для определения кинетических параметров. В импульсном исследовании

получение данных синхронизировано с ритмом сердечных сокращений или с дыханием пациента. Важное применение метода — исследование деятельности сердца, представленное в виде короткого фильма, передающего движение во время одного сердечного цикла пациента. Этот единственный удар сердца является сложной картиной, сформированной с помощью усреднения данных, собранных за время наблюдения большого количества сердечных циклов. При импульсной томографии сердца сигнал электрокардиограммы используется для синхронизации полученных данных. Гамма-лучи, регистрируемые сразу же после начала каждого сердечного цикла, объединяются для формирования составного первого кадра.

ПЭТ и ОФЭКТ различаются по типу радиоизотопа, являющегося меткой: в ОФЭКТ-исследованиях используются РФП, меченные изотопом, являющимся источником γ -излучения, а в ПЭТ — β^+ -излучения.

Однофотонная эмиссионная компьютерная томография (ОФЭКТ) позволяет получать объемное изображение распределения γ -излучающих радионуклидов. Схема диагностики приведена на рис.



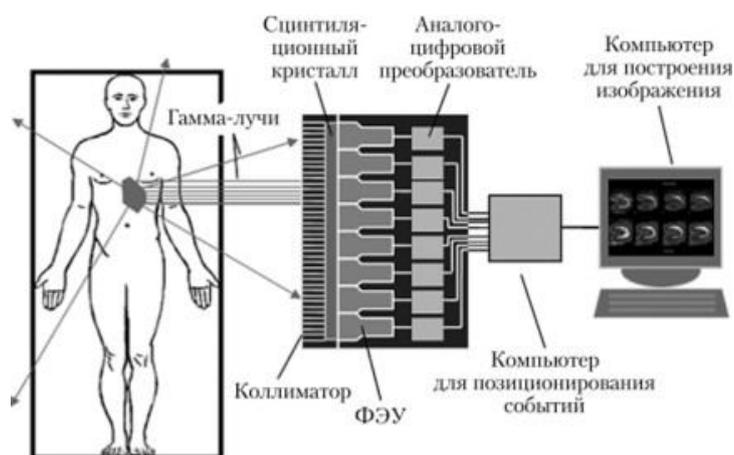
Схема метода однофотонной эмиссионной томографии

В этом методе на основе 2.0-изображений срезов тканей (органов) с помощью компьютерных программ реконструируют трехмерное изображение. Для достижения высокого качества сканирования энергия γ -кванта должна составлять 60—300 кэВ. В этом случае основные радионуклиды для однофотонной томографии — это ^{99m}Tc , ^{111}In и др. (табл. 7.2). Как правило, они же применяются для сцинтиграфии.

Специфические РФП, проникающие в опухолевые клетки, включаются в метаболизм опухолей. К ним относятся изотопы йода 1231 и 1311, [1231]-метайод-бензил-шуаинидин ([1231]-МИБГ) и пятивалентный [99^mTc(Y)]-ДМСА. Йод-131 успешно используется для диагностики различных видов рака щитовидной железы и его метастазов. Дифференцированные опухоли щитовидной железы сохраняют способность захватывать йод и включать его в синтез тиреоидных гормонов. Раковая опухоль в таких случаях визуализируется в виде «горячего» очага. Часто вместо 1311 используют 1231, который имеет ряд преимуществ: оптимальный для регистрации спектр энергетического излучения (159 кэВ) и короткий период полураспада, способствующий уменьшению лучевой нагрузки на пациента.

Основным способом введения радиометаллов в биомолекулы является использование специальных молекул, содержащих в себе функциональные группы двух типов, одна из которых позволяет образовывать прочные соединения с металлом, а вторая обеспечивает связь с молекулой-носителем.

Эмиссионный компьютерный томограф (рис.) представляет собой гамма-камеру, детектор которой имеет возможность вращаться вокруг пациента, делая несколько кадров под различными углами наклона. Компьютерная программа реконструирует срезы в любом направлении и любой толщины, что позволяет получить объемное изображение исследуемого органа.



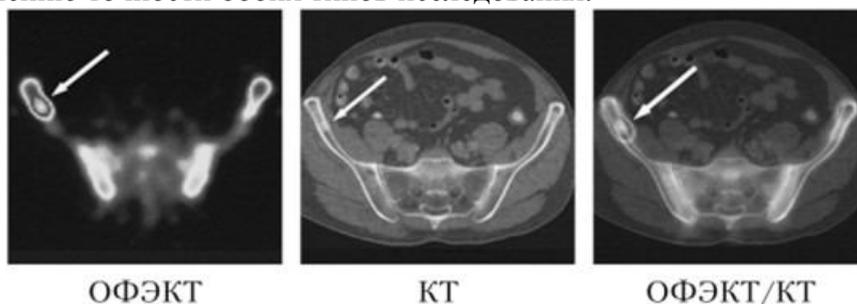
ОФЭКТ-аппаратура располагает подвижным гентри для крепления и вращения головки камеры и коллиматоров по круговой, эллиптической или повторяющей контур тела пациента траектории. Некруговые траектории позволяют головке камеры быть ближе к телу пациента, таким образом увеличивая пространственное разрешение.

Гентри — подвижная, как правило кольцевая, часть томографического аппарата, содержащая сканирующее оборудование.

Гамма-лучи, которые проходят коллиматор, ударяются о первый элемент детектора, состоящий из кристалла сцинтиллятора. Сцинтиллятор конвертирует у-лучи в световое излучение. Фотоны оптического диапазона детектируются набором ФЭУ. Считывания с ФЭУ около точки столкновения с у-лучом используются для расчета двумерных пространственных координат испускания у-луча относительно поверхности камеры. С учетом положения в системе координат эти события преобразуются в гистограммы.

Гамма-камера для однофотонной эмиссионной компьютерной томографии снабжается двумя детекторами в конфигурации 180° , однако этот угол может изменяться в пределах от 76° до 180° . К ней предъявляются требования высокой эффективности регистрации излучения и хорошего пространственного разрешения.

ОФЭКТ дает послойную картину распределения РФП в органе с последующей реконструкцией его трехмерного изображения. Одновременно вычисляется объем функционирующей ткани органа. Совмещение ОФЭКТ и рентгеновской компьютерной томографии (КТ) обеспечивает комплексное радиационно-радиологическое исследование — комплекс ОФЭКТ/КТ (рис.). Объединение этих двух технологий в единой системе приводит к повышению точности обоих типов исследования.



В настоящее время предложено много РФП для ОФЭКТ, специфичных к опухолям, которые невозможно обнаружить другими диагностическими методами. Чем выше специфичность препаратов, тем важнее получение точной анатомической информации, получаемой методами компьютерной томографии.

В борьбе с раком легких используется РФП метайодбен-зилгуанидин (МИБГ, MIBG). Для получения изображений в методе сцинтиграфии МИБГ метится изотопом ^{123}I , а для целей терапии (разрушения раковых клеток) — изотопом ^{131}I . ОФЭКТ применяется в кардиологии для получения картины нарушения кровоснабжения миокарда и для оценки риска заболеваний коронарных артерий. Данная технология позволяет оценить степень кальцификации коронарных артерий, определить проходимость сосудов, измерить жизнеспособность миокарда.

ОЭКТ является информативным методом диагностики функционального состояния головного мозга и исследования ряда неврологических заболеваний (например, эпилепсии). Благодаря прямой визуализации мозговой перфузии ОЭКТ является ведущим методом исследования при сосудистых заболеваниях головного мозга, распознающим ранние стадии мозговой ишемии.

Визуализация мозгового кровотока производится с использованием инертных газов (^{133}Xe , ^{127}Xe или $8\text{m}^{\text{K}}\text{g}$) либо с помощью липофильных, проникающих через гематоэнцефалический барьер РФП, меченных ^{123}I , $^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{201}Tl и ^{199}Tl (рис. 7.12 и 7.13). Радиоактивный инертный газ ^{133}Xe , обладая высокой диффузионной способностью, удаляется из ткани мозга в строгой зависимости от локального мозгового кровотока (МК). Методики оценки МК основаны на предварительном насыщении мозга ^{133}Xe с последующей записью кривой элиминации, в результате чего получают абсолютные значения регионарного мозгового кровотока. Исследование с ^{133}Xe позволяет диагностировать нарушения МК при атеросклерозе внутричерепных артерий. Преимущество ксенона — его дешевое получение на ядерных реакторах и низкая лучевая нагрузка на пациента. Недостаток ^{133}Xe — трудности получения качественных изображений, причинами чего являются высокая летучесть, быстрое перераспределение, относительно невысокая энергия фотоника от γ -излучения.

Препарат $^{99\text{m}}\text{Tc}$ — ГМПАО используется для выявления нарушений мозгового кровообращения, расстройств регуляции при эпилепсии, после травматической болезни головного мозга, а также при диагностике психических расстройств (болезнь Альцгеймера, шизофрения, депрессивные состояния). Существенным недостатком этого РФП является его нестабильность *in vitro*.

Перфузию головного мозга осуществляют комплексом $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -этиленцистеиндимер ($^{99\text{m}}\text{Tc}$ — ЭЦД). Этот липофильный РФП фиксируется в клетках головного мозга пропорционально регионарному мозговому кровотоку. Он применяется при сосудистой патологии головного мозга, для раннего выявления мозговой ишемии, дегенеративных заболеваниях головного мозга.

7.4. Самостоятельная работа обучающихся под руководством преподавателя. Написать конспект.

7.5. Контроль усвоения обучающимися темы занятия (знания и умения) с применением тестовых заданий, ситуационных задач и других видов контроля.

ТЕСТ

НАИБОЛЕЕ ИНФОРМАТИВНЫМ МЕТОДОМ ПРИ ИССЛЕДОВАНИИ ГОЛОВНОГО МОЗГА ЯВЛЯЕТСЯ:

- 1) компьютерная томография
- 2) ангиография
- 3) УЗД
- 4) томография черепа
- 5) рентгенография в 2-х проекциях

МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНАЯ ТОМОГРАФИЯ ИСПОЛЬЗУЕТСЯ В МЕДИЦИНЕ ДЛЯ ПОЛУЧЕНИЯ:

- 1) послойных изображений
- 2) спектров
- 3) рентгеновских изображений
- 4) ультразвуковых изображений
- 5) резонансных спектров

МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНАЯ ТОМОГРАФИЯ И КОМПЬЮТЕРНАЯ ТОМОГРАФИЯ - ЭТО:

- 1) разные методы
- 2) одинаковые методы
- 3) связанные методы
- 4) подобные методы
- 5) зависимые методы

ФАКТОРЫ, ПРИВОДЯЩИЕ УМЕНЬШЕНИЮ ПОПЕРЕЧНОЙ НАМАГНИЧЕННОСТИ:

- 1) молекулярные взаимодействия
- 2) изменения в B_0
- 3) уменьшение частоты
- 4) верны 1 и 3
- 5) верны 1 и 2

ДВИЖЕНИЯ В РАСТВОРЕ, ВЫЗВАННЫЕ ИЗМЕНЯЮЩИМИСЯ ВО ВРЕМЕНИ МАГНИТНЫМИ ПОЛЯМИ, ПРИВОДЯТ:

- 1) к разности фаз
- 2) к спиновой релаксации
- 3) к уменьшению частот
- 4) к спин решеточной релаксации

ТЕСТ

1. Диагностика по шкале Хаунсфилда используется в методе:

- 1) МРТ; 2) линейной томографии; 3) УЗИ; 4) компьютерной томографии.

2. Коэффициентом пропускания называется:

- 1) величина, обратная толщине слоя; 2) отношение интенсивности света, прошедшего сквозь данное вещество к интенсивности падающего света; 3) величина, обратная оптической плотности; 4) коэффициент, зависящий от концентрации раствора; 5) коэффициент, зависящий от температуры раствора и концентрации.

3. Что является регистрирующим устройством при КТ?

- 1) сцинтилляционные датчики; 2) пьезоэлектрические кристаллы; 3) рентгеновская пленка; 4) флуоресцирующий экран.

4. В каких проекциях получают изображение при КТ:

- 1) фронтальная; 2) во всех проекциях; 3) аксиальная; 4) сагиттальная.

8. Литература: см в приложении.

Тема 9. Физические основы магнитно-резонансной томографии (МРТ)

1. Актуальность. Магнитно-резонансная томография — томографический метод исследования внутренних органов и тканей с использованием физического явления ядерного магнитного резонанса — метод основан на измерении электромагнитного отклика ядер атомов водорода на возбуждение их определённой комбинацией электромагнитных волн в постоянном магнитном поле высокой напряжённости. Метод ядерного магнитного резонанса позволяет изучать организм человека на основе насыщенности тканей организма водородом и особенностей их магнитных свойств, связанных с нахождением в окружении разных атомов и молекул. Магнитно-резонансная томография основана на ядерном магнитном резонансе (ЯМР). Магнитный момент, магнитный дипольный момент - основная величина, характеризующая магнитные свойства вещества. Магнитным моментом обладают элементарные частицы, атомные ядра, электронные оболочки атомов и молекул. Магнитный момент элементарных частиц (электронов, протонов, нейтронов и других), как показала квантовая механика, обусловлен существованием у них собственного механического момента — спина.

2. Учебные цели: изучить физические основы магнитно-резонансной томографии, изучение магнитных свойств ядер, научиться определять магнитный момент ядра и спин ядра, рассмотреть устройство МРТ, соблюдать технику безопасности при работе с устройством МРТ.

Для формирования профессиональных компетенций обучающийся должен **знать**:

- принципы МРТ
- недостатки и преимущества метода магнитной томографии
- историю возникновения метода
- физические основы получения изображений с МРТ

Для формирования профессиональных компетенций обучающийся должен **владеть и уметь**:

- общими правилами техники безопасности
- методами исследований внутренних органов
- оценить результаты инструментальных данных МРТ
- и овладеть следующими **компетенциями**: УК-1 (УК-1.1, УК-1.2, УК-1.3), ОПК-1 (ОПК-1.1, ОПК-1.3)

3. Материалы для самоподготовки к освоению данной темы:

Вопросы для самоподготовки:

1. Механический и магнитный момент.
2. Строение ядра.
3. Магнитные свойства ядер.
4. Правила определения магнитных свойств ядер.
5. На каком принципе основана МРТ?
6. Почему термин ЯМР-томография был заменен на МРТ?
7. Что можно визуализировать с помощью МРТ?
8. Объяснить физический принцип МРТ.
9. Чем создаются постоянные магнитные поля?
10. Для чего нужно градиентное магнитное поле?
11. Какие методы МРТ существуют?

4. Вид занятия: практическое занятие,

5. Продолжительность занятия: 4 часа

6. Оснащение:

- 6.1. Дидактический материал;
- 6.2. ТСО.

7. Структура занятия:

7.1. Организационный этап - проверка готовности группы к занятию внешний вид, отметка присутствующих, ознакомление с планом работы.

7.2. Контроль исходного уровня знаний обучающихся с применением тестов.

КАКИЕ ИЗ СЛЕДУЮЩИХ УТВЕРЖДЕНИЙ НЕ СООТВЕТСТВУЮТ МОДЕЛИ АТОМА ТОМПСОНА:

- 1) атом – положительно заряженный шар с равномерным распределением заряда по объему; электроны распределены по объему положительно заряженного шара
- 2) электроны распределены по поверхности положительно заряженного шара; атом – положительно заряженный шар, причем весь его положительный заряд распределен по поверхности шара
- 3) суммарный заряд электронов равен заряду шара; электроны распределены по объему положительно заряженного шара
- 4) атом – положительно заряженный шар, причем весь его положительный заряд распределен по поверхности шара; электроны распределены по объему положительно заряженного шара

КАКИЕ УТВЕРЖДЕНИЯ ОТНОСИТЕЛЬНО ЭЛЕКТРИЧЕСКИХ СВОЙСТВ АТОМА ВЕРНЫ:

- 1) ядро атома заряжено положительно; заряд электронной оболочки отрицателен; заряды ядра и электронной оболочки равны по величине и противоположны по знаку
- 2) ядро атома заряжено отрицательно; заряд электронной оболочки отрицателен; в ядре сосредоточен почти весь заряд атома;
- 3) заряд электронной оболочки положителен; в электронной оболочке сосредоточен почти весь заряд атома;
- 4) заряд электронной оболочки отрицателен; заряды ядра и электронной оболочки равны по величине и противоположны по знаку

ИЗ ПРИВЕДЕННЫХ НИЖЕ УТВЕРЖДЕНИЙ УКАЖИТЕ ПОСТУЛАТЫ ТЕОРИИ БОРА:

- 1) в атомах есть избранные стационарные орбиты, двигаясь по которым электроны не излучают свет; атомы излучают свет квантами при переходе с одной стационарной орбиты на другую
- 2) в атомах есть избранные стационарные орбиты, двигаясь по которым электроны излучают свет; при излучении света электроны движутся по спирали, постепенно теряя энергию и приближаясь к ядру

- 3) атомы излучают свет квантами при переходе с одной стационарной орбиты на другую
- 4) при излучении света электроны движутся по спирали, постепенно теряя энергию и приближаясь к ядру; в атомах есть избранные стационарные орбиты, двигаясь по которым электроны не излучают свет

ПОНЯТИЕ СПИНА:

- 1) собственный момент импульса электромагнитных частиц
- 2) собственный момент импульса атомного ядра или атома
- 3) система орбитальных частиц моментов частиц, обусловленных их движением внутри системы
- 4) 1 и 2 верны
- 5) 1 и 3 верны

ДЛЯ ЯДРА СО СПИНОМ $1/2$ ВОЗМОЖНЫ ОРИЕНТАЦИИ:

- 1) по полю B_0
- 2) против поля B_0
- 3) по полю и против поля B_0

1. ЯВЛЕНИЕ ЯДЕРНОГО МАГНИТНОГО РЕЗОНАНСА БЫЛО ОТКРЫТО В:

- 1) 1897 году
- 2) 1946 году
- 3) 1970 году
- 4) 1912 году

2. МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНАЯ ТОМОГРАФИЯ ИСПОЛЬЗУЕТСЯ В МЕДИЦИНЕ ДЛЯ ПОЛУЧЕНИЯ:

- 1) резонансных спектров
- 2) спектров
- 3) рентгеновских изображений
- 4) ультразвуковых изображений
- 5) послойных изображений

3. МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНАЯ ТОМОГРАФИЯ И КОМПЬЮТЕРНАЯ ТОМОГРАФИЯ — ЭТО:

- 1) разные методы
- 2) одинаковые методы
- 3) связанные методы
- 4) подобные методы
- 5) зависимые методы

4. ПОНЯТИЕ СПИНА:

- 1) собственный момент импульса элементарных частиц
- 2) собственный момент импульса атомного ядра или атома
- 3) система орбитальных частиц моментов частиц, обусловленных их движением внутри системы
- 4) 1 и 2 верны
- 5) 1 и 3 верны

7.3. Ознакомление обучающихся с содержанием занятий. Изложение узловых вопросов темы данного занятия. Демонстрация преподавателем методики практических приемов по данной теме. Теоретический разбор темы.

ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ ЯМР **Ядро и его механические свойства**

Магнитный момент, магнитный дипольный момент — основная величина, характеризующая магнитные свойства вещества (источником магнетизма, согласно классической теории электромагнитных явлений, являются электрические макро- и микроток; элементарным источником магнетизма считают замкнутый ток). Магнитным моментом обладают элементарные частицы, атомные ядра, электронные оболочки атомов и молекул. Магнитный момент элементарных частиц (электронов, протонов, нейтронов и других), как показала

квантовая механика, обусловлен существованием у них собственного механического момента — спина.

Магнитный момент измеряется в А·м² или Дж/Тл. Специфической единицей элементарного магнитного момента является магнетон Бора.

Атомное ядро — центральная часть атома, в которой сосредоточена основная его масса (более 99,9 %). Ядро заряжено положительно, заряд ядра определяет химический элемент, к которому относят атом. Размеры ядер различных атомов составляют несколько 10⁻¹⁵ м. что более чем в 10 тысяч раз меньше размеров самого атома.

Атомное ядро состоит из нуклонов и положительно заряженных протонов и нейтральных нейтронов, которые связаны между собой при помощи сильного взаимодействия. Протон и нейтрон обладают собственным моментом количества движения (спином), равным $\hbar/2 = \hbar/4\pi$ и связанным с ним магнитным моментом. Спин — это одно из основных свойств в природе, таких как электрический заряд или масса. Спин кратен 1/2 и может быть положительным или отрицательным (+ или -). Протоны, электроны и нейтроны обладают спином. Каждый непарный электрон имеет спин равный 1/2. Каждый непарный протон имеет спин равный 1/2. Каждый непарный нейтрон имеет спин равный 1/2.

Атом дейтерия (²H), с одним непарным электроном, одним непарным протоном и одним непарным нейтроном имеет общий электронный спин равный 1/2 и общий ядерный спин равный 1.

Частицы с противоположным знаком спина могут образовывать пары, которые взаимно элиминируют заметные проявления спина. Примером является гелий. В ядерном магнитном резонансе значение имеют непарные ядерные спины.

Ядро, исходя из классической теории, может быть представлено в виде положительно заряженной сферы, вращающейся вокруг своей оси с угловым моментом количества движения P (рис. 1). Согласно общим принципам квантовой механики, наибольшее измеримое значение (или проекция на направление постоянного магнитного поля B₀) компоненты момента количества движения — ядерный спин — должно быть целым или полуцелым числом, то есть угловой момент квантован:

$$P = \sqrt{I(I + 1)} \hbar \quad (1)$$

В формуле (1) \hbar — константа Планка, I — ядерный спин, который может принимать значения от 0 (1/2, 1, 3/2, 2...) до 6.

Вращающийся заряд создает магнитный момент μ :

$$\mu = \gamma P, \quad (2)$$

который, также, как и угловой момент количества движения, квантован:

$$\mu = \gamma \sqrt{I(I + 1)} \hbar \quad (3)$$

Коэффициент пропорциональности γ в выражениях (2) и (3), называемый гиромагнитным отношением, наряду с ядерным спином и природным содержанием (в %) является важнейшей характеристикой ядра. В табл. приведены основные характеристики некоторых ядер, в том числе и наиболее часто используемых в спектроскопии ЯМР.

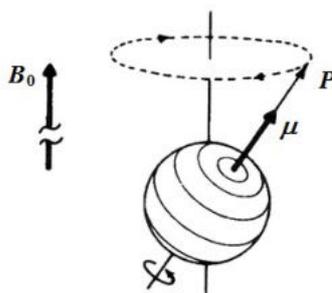


Рис. 1. Вращающийся заряд (протон) с угловым моментом P создает магнитный момент μ . В магнитном поле B₀ ось вращения заряда будет прецессировать вокруг направления поля.

При изложении физических основ МРТ обычно ядра водорода (протоны) описывают как маленькие элементарные магниты (диполи), имеющие два полюса. Каждый протон, вращаясь вокруг собственной оси, обладает небольшим магнитным моментом (вектором намагниченности). Это обусловлено тем, что вращающиеся заряженные частицы создают локальное магнитное поле. Вращающиеся магнитные моменты ядер называют спинами. Когда атомные ядра, обладающие магнитными свойствами, помещаются во внешнее магнитное поле, они могут поглощать электромагнитные волны определенных частот, зависящих от типа ядер, напряженности магнитного поля, физического и химического окружения ядер. Поглощение и испускание таких радиочастотных (электромагнитных) волн и является основным явлением, используемым в МРТ и МР-спектроскопии.

Ядро	Спин I	Природное содержание [%]	Частота ЯМР (МГц) при $B_0 = 2.3488 \text{ Т}$	Гиромагнитное отношение (γ) [$10^7 \text{ рад Т}^{-1} \text{ сек}^{-1}$]
^1H	1/2	99.98	100.000	26.7512
^2H	1	0.016	15.351	4.1066
^{12}C	0	98.9	-	-
^{13}C	1/2	1.108	25.144	6.72640
^{14}N	1	99.63	7.224	1.9338
^{15}N	1/2	0.37	10.133	-2.712
^{16}O	0	99.96	-	-
^{17}O	5/2	0.037	13.557	-3.6279
^{19}F	1/2	100	94.077	25.181
^{31}P	1/2	100	40.481	10.841

Таблица 1. Ядерные спины, природное содержание, резонансные частоты и величины гиромагнитных отношений для некоторых ядер.

Существуют простые правила для определения наличия магнитных свойств у ядер и предсказания возможности использования (или неиспользования) их в эксперименте ЯМР, которые выражаются через порядковый номер Z и атомную массу A :

1. Ядра с четной массой A и четным атомным номером Z (четно- четные ядра) не обладают магнитным моментом ($I = 0$), их сигналы в экспериментах ЯМР не наблюдаются. К таким ядрам относятся ^{12}C , ^{16}O , ^{18}O , ^{32}S .

2. Ядра с четной массой A и нечетным атомным номером Z (четно- нечетные ядра) характеризуются целым спином, обладают магнитным моментом и детектируются в спектрах ЯМР. К ним относятся ^2H ($I = 1$), ^{10}B ($I = 3$), ^{14}N ($I = 1$), ^{50}V ($I = 6$).

3. Ядра с нечетной массой A и нечетным атомным номером Z , а также с нечетной массой и нечетным атомным номером обладают полуцелым спином и используются в спектроскопии ЯМР. К ним относятся ^1H ($I = 1/2$), ^{11}B ($I = 3/2$), ^{13}C ($I = 1/2$), ^{15}N ($I = 1/2$), ^{17}O ($I = 5/2$), ^{19}F ($I = 1/2$), ^{29}Si ($I = 1/2$), ^{31}P ($I = 1/2$).

4. Ядра со спином $I \geq 1$ называются квадрупольными. Такие ядра наряду с магнитным моментом обладают электрическим квадрупольным моментом, что приводит к взаимодействию этих ядер с электрическими полями.

Ядро в статическом магнитном поле

Наиболее интересными для использования в МРТ являются ядра ^1H , ^{13}C , ^{19}F , ^{23}Na и ^{31}P . Все они обладают магнитными свойствами, что отличает их от немагнитных изотопов. Протоны (^1H) наиболее распространены в природе, потому что основными компонентами тканей живых существ являются вода, жир, углеводы и другие биохимические соединения, содержащие водород. Для клинической МРТ используется именно сигнал, поступающий от протонов.

Если ядро с угловым моментом количества движения P и магнитным моментом μ поместить в статическое магнитное поле B_0 , то возникнет его прецессия вокруг направления поля.

Поведение ядра во внешнем магнитном поле можно сравнить с вращающимся волчком. Под действием магнитного поля вращающееся ядро совершает сложное движение: оно вращается вокруг своей оси, кроме того, сама ось вращения совершает конусообразные круговые движения (прецессирует), отклоняясь от вертикального направления.

Теперь, если расположить систему координат так, чтобы направление поля B_0 совпадало с осью Z (рис. 1), то Z - компонента углового момента количества движения будет совпадать с направлением магнитного поля и определяться следующим соотношением:

$$P_z = m\hbar, \quad (4)$$

где m – магнитное квантовое число, которое принимает значения $I, I-1, \dots, -I+1, -I$. Очевидно, что m может принимать $(2I+1)$ различных значений. Угловой и магнитный моменты имеют аналогичное число возможных ориентаций (квантование по направлению). Для ядер со спином $I = 1/2$ (например, ^1H и ^{13}C) $m = +1/2$ и $-1/2$ (две ориентации), а для ядер с $I = 1$ (^2H и ^{14}N) $m = +1, 0$ и -1 (три ориентации) (рис. 2).

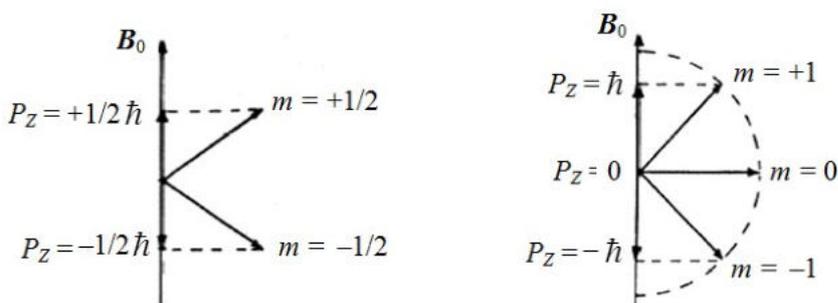


Рис. 2. Возможные ориентации углового момента количества движения P в магнитном поле B_0 для ядер со спинами $I = 1/2$ и 1 .

Из выражения (2) и (4) следует, что Z – компоненты магнитного момента направлены вдоль поля B_0 :

$$\mu_z = m \gamma \hbar \quad (5)$$

В классическом описании ядерные диполи прецессируют вокруг оси Z подобно волчку с произвольным значением угла Θ .

Частота прецессии (вращения) ядерного диполя (ларморова частота) пропорциональна плотности магнитного потока:

$$\nu_L = \gamma 2\pi B_0 \quad (6)$$

Например, ларморова частота для протона при магнитном поле 2,3488 Тл равна 100 МГц. ($267,512/6,28 \cdot 2,3488 = 100$)

С точки зрения квантово-механических представлений (в противоположность классическому описанию) разрешенными значениями угла прецессии Θ считаются те, при которых проекция углового момента (спина) на ось Z имеет только целые или полуцелые значения I . Для ядер со спином $I = 1/2$ (^1H и ^{13}C) этот угол прецессии равен 54044° (рис. 3).

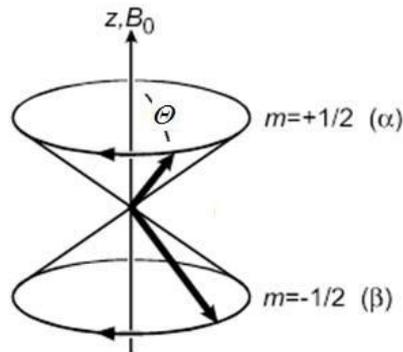


Рис. 3. Прецессия ядерных диполей с $I = 1/2$; $m = +1/2$, α -состояние и $m = -1/2$, β -состояние.

Энергия ядра в магнитном поле

Для понимания того, как частицы со спином ведут себя в магнитном поле, представим протон. Представим, что спин этого протона, является вектором магнитного момента, который заставляет протон вести себя как очень маленький магнит с северным и южным полюсами. Когда протон помещен во внешнее магнитное поле, вектор спина располагается как магнит, по отношению ко внешнему полю. Состояние, когда полюса расположены N-S-N-S, является низкоэнергетическим, а N-N-S-S – высокоэнергетическим

Магнитный диполь, помещенный в магнитное поле с плотностью потока B_0 , обладает энергией, равной:

$$E = -\mu_z B_0 \quad (7)$$

Для ядра с $(2I + 1)$ возможными ориентациями спина имеется $(2I+1)$ дискретных энергетических состояний (ядерные Зеемановские уровни). Из выражений (5) и (7) получаем:

$$E = -m \gamma \hbar B_0 \quad (8)$$

Для ядер со спином $I = 1/2$ (^1H и ^{13}C) имеется два энергетических уровня в соответствии с двумя значениями магнитного квантового числа m .

Если $m = +1/2$, то компонента магнитного момента ориентирована вдоль поля B_0 и является энергетически более предпочтительной, т.е. характеризуется меньшей энергией (рис. 4).

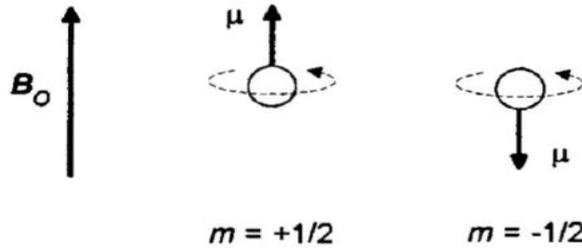


Рис. 4. Ориентации спина протона в магнитном поле B_0 .

В квантовой механике состояние с $m = +1/2$ описывается спиновой функцией α (α -состояние). Наоборот, для $m = -1/2$ Z-компонента ориентирована антипараллельно полю B_0 . Это состояние описывается функцией β (β -состояние) (рис. 4).

Различие в энергиях между двумя соседними энергетическими уровнями составляет:

$$\Delta E = \gamma \hbar B_0 \quad (9)$$

и зависит от плотности магнитного потока B_0 (рис. 5 и 6).

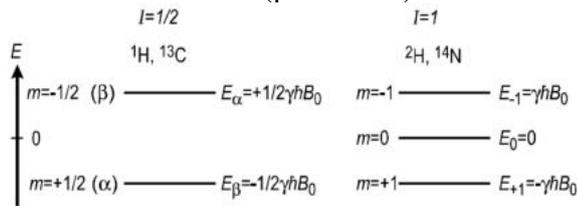


Рис.5. Схема энергетических уровней для ядер со спинами $I = 1/2$ (слева) и I (справа). Для ядер со спином $I = 1$ (^2H и ^{14}N) m принимает значения $+1, 0, -1$, поэтому наблюдаются три энергетических уровня.

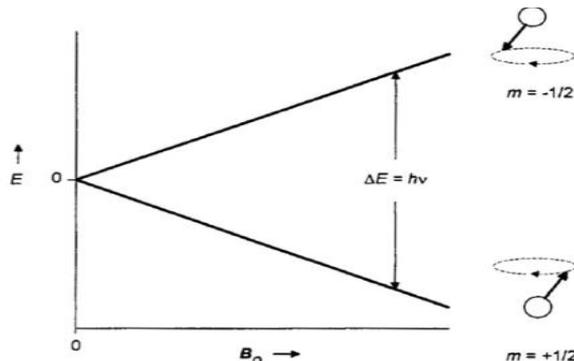


Рис. 6. Зависимость разности энергий между двумя соседними энергетическими уровнями от плотности магнитного потока B_0 ($I=1/2$).

Для ядер со спином $I = 1/2$ эта величина равна:
 $\Delta E = -\gamma \hbar B_0 (-1/2 - 1/2) = \gamma \hbar B_0$ (9.a)

Населенности энергетических уровней

В макроскопическом образце при термическом равновесии ядра распределяются по различным энергетическим уровням в соответствии со статистикой Больцмана.

Рассмотрим ядра со спином $I = 1/2$. Обозначим число ядер на верхнем энергетическом уровне N_β , а на нижнем уровне - N_α . Тогда:

$$\frac{N_\beta}{N_\alpha} = e^{-\Delta E/kT} \approx 1 - \frac{\Delta E}{kT} = 1 - \frac{\gamma \hbar B_0}{kT}, \quad (10)$$

где $k = 1,38 \cdot 10^{-23}$ Дж/К – постоянная Больцмана, $\hbar = 1,05 \cdot 10^{-34}$ Дж·с – постоянная Планка, а T – абсолютная температура.

Избыток ядер на нижнем энергетическом уровне составляет приблизительно одну миллионную долю (м.д.). Сигнал в ЯМР-спектроскопии получается из разности между поглощенной энергией спинами, которые подверглись переходу с более низко энергетического уровня на более высокий и энергией, испускаемой спинами, которые одновременно перешли с более высокого энергетического уровня на более низкий. Сигнал пропорционален разности в заселенностях уровней. ЯМР является достаточно чувствительной спектроскопией, поскольку может различать такие небольшие различия в заселенностях. Резонанс или энергетический обмен между спинами и спектрометром на определенной частоте придает ЯМР такую чувствительность. Из выражения (10) становится очевидной целесообразность повышения напряженности постоянного магнитного поля B_0 до максимально достижимого значения. При этом увеличиваются как расстояния между энергетическими уровнями, так и вследствие увеличения избыточной заселенности нижнего уровня повышается чувствительность метода.

Макроскопическое намагничивание

Согласно классической теории, ядра со спином $I = 1/2$ прецессируют вокруг направления магнитного поля (рис. 7). Если суммировать Z -компоненты магнитных моментов всех ядер, присутствующих в образце, то в результате прецессии ядерных диполей на поверхности двойного конуса вокруг оси Z возникает макроскопическое намагничивание, причем суммарный вектор M_0 с учетом $N_\alpha > N_\beta$ будет располагаться вдоль положительного направления Z . Вектор макроскопической намагниченности играет важную роль в описании импульсных экспериментов.

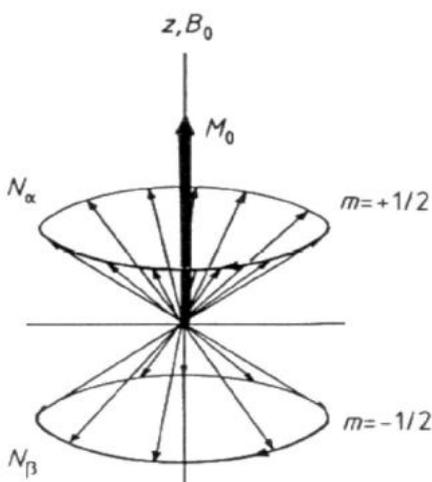


Рис. 7. Распределение N прецессирующих ядерных магнитных диполей ($N = N_\alpha + N_\beta$) на поверхности двойного конуса. Так как $N_\alpha > N_\beta$ результирующим является вектор макроскопической ядерной намагниченности M_0 .

Основные принципы эксперимента ЯМР

Условие резонанса реализуется тогда, когда для стимуляции переходов с разных энергетических уровней ядра облучают радиочастотным полем с соответствующей частотой ν . Переходы становятся возможны при выполнении следующего условия:

$$h\nu = \Delta E \quad (11)$$

Переходы ядер с нижнего уровня на верхний соответствуют поглощению энергии, а с верхнего уровня на нижний – испусканию энергии. Т.к. на нижнем уровне имеется некоторый избыток ядер, то преобладает процесс поглощения энергии облучающего радиочастотного поля. Интенсивность наблюдаемого сигнала поглощения пропорциональна разности населенностей уровней $N_\alpha - N_\beta$, а следовательно, и полному числу спинов в образце (или концентрации ядер). Если же населенности равны, то сигнал не наблюдается, т.е. имеет место насыщение.

Из выражений (6) и (11) получаем условие резонанса:

$$\nu L = \nu \hbar = \gamma \hbar \omega \quad (12)$$

Термин “резонанс” относится к классической интерпретации явления ЯМР, поскольку переходы между энергетическими уровнями осуществляются только при совпадении частоты облучающего электромагнитного поля ν и частоты νL ларморовской прецессии вектора макроскопической ядерной намагниченности M_0 .

До сих пор мы рассматривали изолированные ядра со спином $I = 1/2$, для которых наблюдается два энергетических уровня. Но какие переходы разрешены, когда наблюдается более, чем два энергетических уровня, как в случае ядер со спином $I \geq 1$ (рис. 5, правая часть), или для системы связанных ядер, которые будут рассмотрены далее?

Квантовая механика разрешает только те переходы, в которых магнитное квантовое число меняется на единицу:

$$\Delta m = \pm 1 \quad (13)$$

Таким образом, переходы могут иметь место только между соседними энергетическими уровнями (так, например, для изотопа ^{14}N переход с $m = +1$ на $m = -1$ запрещен).

Подытоживая, мы заключаем, что во внешнем магнитном поле ядра, обладающие магнитными свойствами, подобно протонам, могут находиться либо в стабильном энергетическом состоянии (нижний уровень), либо в возбужденном состоянии (верхний уровень) с более высокой энергией. Разность энергий этих двух состояний настолько мала, что количество ядер на каждом из этих уровней почти идентично. Поэтому результирующий сигнал ЯМР, зависящий именно от различия населенностей этих двух уровней протонами, будет очень слабым. Чтобы обнаружить эту макроскопическую намагниченность, необходимо отклонить ее вектор от оси постоянного магнитного поля. Это достигается с помощью импульса внешнего радиочастотного (электромагнитного) излучения. Радиоволны являются квантами энергии, они вызывают переход спинов на уровень с более высокой энергией. Частота этих волн должна иметь определенную величину (так называемая Ларморова частота), чтобы под их воздействием вектор намагниченности отклонился от направления внешнего магнитного поля. При возвращении системы к равновесному состоянию излучается поглощенная энергия (МР-сигнал), которая может быть обнаружена, обработана и использована для построения МР-изображений (томограмм).

7.4. Самостоятельная работа обучающихся под руководством преподавателя. Написать конспект.

7.5. Контроль усвоения обучающимися темы занятия (знания и умения) с применением тестовых заданий, ситуационных задач и других видов контроля.

Задание 1

Ответьте на вопросы:

1. Что такое ЯМР? История открытия. Области применения ЯМР.
2. Механический и магнитный момент.
3. Строение ядра.
4. Магнитные свойства ядер.
5. Правила определения магнитных свойств ядер.

6. Какие ядра можно использовать в МРТ?
7. Прецессия ядер в магнитном поле.
8. Ларморовая частота.
9. Разрешенные состояния ядер в магнитном поле.
10. Энергия ядер в магнитном поле.
11. Расщепление энергетического уровня ядер в магнитном поле.
12. Населенности энергетических уровней.
13. Макроскопическое намагничивание.

Задание 2.

Решите следующие задачи:

1. Рассчитайте число спиновых состояний и величины m для следующих ядер: ^{11}B , ^{12}C , ^{14}N , ^{17}O , ^{31}P , используя значения ядерных спинов из таблицы 1.
2. Рассчитайте величину магнитного поля для ядер протона при ларморовой частоте 600 МГц. Какая частота для ядер ^{13}C при таком магнитном поле?
3. Какова разность энергий двух спиновых состояний для ядер ^1H (а) и ^{13}C (б) в магнитном поле $B_0 = 2.35 \text{ Т}$? Ответ: а) $6.63 \times 10^{-26} \text{ Дж}$; б) $1.67 \times 10^{-26} \text{ Дж}$.
4. Какова частота прецессии ν для ядер ^1H и ^{13}C в поле $B_0 = 2.35 \text{ Т}$? Ответ: а) 100 МГц., б) 25,16 МГц.
5. Рассчитайте избыток населенности на нижнем энергетическом уровне для протонов, при $B_0 = 1.41 \text{ Т}$ (резонансная частота $\nu_1 = 60 \text{ МГц}$) и при $T = 300 \text{ К}$. Ответ: $N_\beta = 0.9999904 N_\alpha$.
6. Рассчитайте избыток населенности на нижнем энергетическом уровне для протонов, при $B_0 = 7.05 \text{ Т}$ ($\nu_1 = 300 \text{ МГц}$) и при $T = 300 \text{ К}$. Ответ: $N_\beta = 0.99995 N_\alpha$.
8. Литература:
 1. Гюнтер Х. Введение в курс спектроскопии ЯМР. - М.: Мир, 1984. - 478 С.
 2. Сергеев Н.М. Спектроскопия ЯМР. - М.: Изд-во МГУ, 1981. - 279 С.
 3. КАРАТАЕВА Ф.Х., КЛОЧКОВ В.В СПЕКТРОСКОПИЯ ЯМР В ОРГАНИЧЕСКОЙ ХИМИИ.-КАЗАНЬ - 2012

Тема 10. Применение спин-спиновой релаксации ядер в медицине

1. Актуальность: наиболее полезную информацию для определения структуры в одномерном ЯМР-спектре даёт так называемое спин-спиновое взаимодействие между активными ЯМР ядрами. Это взаимодействие возникает в результате переходов между различными спиновыми состояниями ядер в химических молекулах, что приводит к расщеплению сигналов ЯМР. Это расщепление может быть простым и сложным и, как следствие, его либо просто интерпретировать, либо оно может запутать экспериментатора.

2. Учебные цели: Изучение основных физических принципов, положенных в основу ЯМР спектроскопии. Изучение устройства спектрометра, его блок схемы. Знать основные узлы и их назначение; электромагнит, синтезатор частот, регистрирующее устройство, устройство записи спектров. Ознакомление с устройством и принципом работы спектрометра непрерывного ЯМР. Для формирования профессиональных компетенций обучающийся должен **знать**:

- основы ядерно-магнитного резонанса (ЯМР)
- химические и физические свойства молекул
- устройство спектрометра ЯМР
- условия резонанса;
- переходы между энергетическими уровнями;
- времена релаксации, спин-решеточное и спин-спиновое релаксации;

Для формирования профессиональных компетенций обучающийся должен **владеть и уметь**:

- рассчитывать химические сдвиги (ХС) по полученным спектрам;
- определять молекулярную структуру по спектру;
- определить химическую формулу исследуемого вещества
- и овладеть следующими **компетенциями:** УК-1 (УК-1.1, УК-1.2, УК-1.3), ОПК-1 (ОПК-1.1, ОПК-1.3)

Для формирования профессиональных компетенций обучающийся должен **владеть** и **уметь**:

- оценить результаты исследований полученных изображений патологического процесса
- уметь определять химическую формулу по спектрометру

3. Материалы для самоподготовки к освоению данной темы:

Вопросы для самоподготовки:

1. В каком случае происходит резонансное поглощение энергии электромагнитного поля?
2. Записать формулу, определяющую химический сдвиг
3. С чем связано сверхтонкое расщепление линий ЯМР?
4. Перечислить возможные применения ЯМР спектроскопии в фармакологии
5. Как происходит экранирование ядра

4. Вид занятия: практическое занятие,

5. Продолжительность занятия: 4 часа

6. Оснащение:

- 6.1. Дидактический материал;
- 6.2. ТСО.

7. Структура занятия:

- 7.1. Организационный этап - проверка готовности группы к занятию внешний вид, отметка присутствующих, ознакомление с планом работы.
- 7.2. Контроль исходного уровня знаний обучающихся с применением тестов.
- 7.3. Ознакомление обучающихся с содержанием занятий. Изложение узловых вопросов темы данного занятия. Демонстрация преподавателем методики практических приемов по данной теме. Теоретический разбор темы.

Напряженность постоянного магнитного поля и частота радиочастотного магнитного поля должны строго соответствовать друг другу (резонанс). В ЯМР экспериментах частота фотона соответствует радиочастотному (РЧ) диапазону. В клинической МРТ, для отображения водорода, ν как правило находится между 15 и 80 МГц. При комнатной температуре количество протонов со спинами на нижнем энергетическом уровне незначительно превосходит их количество на верхнем уровне. Сигнал в ЯМР-спектроскопии пропорционален разности в заселенностях уровней. Число избыточных протонов пропорционально B_0 . Эта разница в поле 0.5 Тл, составляет всего лишь 3 протона на миллион, в поле 1.5 Тл – 9 протонов на миллион. Однако общее количество избыточных протонов в 0.02 мл воды в поле 1.5 Тл – $6.02 \cdot 10^{15}$. Чем больше напряженность магнитного поля, тем лучше изображение.

В состоянии равновесия, вектор суммарной намагниченности параллелен направлению примененного магнитного поля B_0 и называется равновесной намагниченностью M_0 . В этом состоянии, Z-составляющая намагниченности M_{z0} равна M_0 . Еще M_z называется продольной намагниченностью. В данном случае, поперечной (M_x или M_y) намагниченности нет. Посылая РЧ импульс с ларморовской частотой, можно вращать вектор суммарной намагниченности в плоскости, перпендикулярной оси Z, в данном случае плоскости X-Y.

T₁ - релаксация

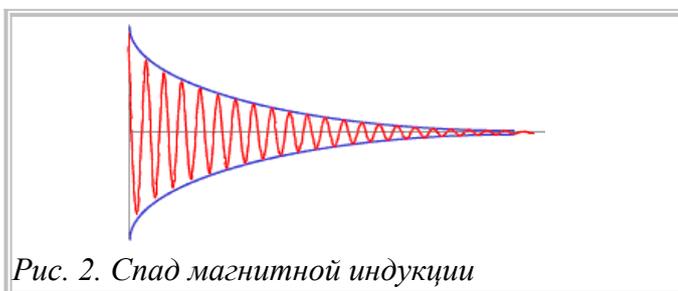
После прекращения действия РЧ импульса, суммарный вектор намагниченности будет восстанавливаться по Z-оси, излучая радиочастотные волны. Временная константа, описывающая, как M_z возвращается к равновесному значению, называется временем спин-решеточной релаксации (T_1). $M_z = M_0(1 - e^{-t/T_1})$ T_1 - релаксация происходит в объеме, содержащем протоны. Однако связи протонов в молекулах неодинаковые. Эти связи различны

для каждой ткани. Один атом ^1H может быть связан очень сильно, как в жировой ткани, в то время как другой атом может иметь более слабую связь, например в воде. Сильно связанные протоны выделяют энергию намного быстрее, чем протоны со слабой связью. Каждая ткань выделяет энергию с различной скоростью, и именно поэтому МРТ имеет такое хорошее контрастное разрешение.

T_2 - релаксация

T_1 - релаксация описывает процессы, происходящие в Z направлении, в то время как T_2 - релаксация описывает процессы в плоскости X - Y . Сразу после воздействия РЧ импульсом суммарный вектор намагниченности (теперь называемый поперечной намагниченностью) начинает вращаться в плоскости X - Y вокруг оси Z . Все векторы имеют одно и то же направление, потому что они находятся в фазе. Однако они не сохраняют это состояние. Вектор суммарной намагниченности начинает сдвигаться по фазе (расфазировываться) из-за того, что каждый спиновый пакет испытывает магнитное поле, немного отличающееся от магнитного поля, испытываемого другими пакетами, и вращается со своей собственной частотой Лармора. Сначала количество дефазированных векторов будет небольшим, но быстро увеличивающимся до момента, когда фазовая когерентность исчезнет: не будет ни одного вектора, совпадающего по направлению с другим. Суммарная намагниченность в плоскости X Y стремится к нулю, и затем продольная намагниченность возрастает до тех пор, пока M_0 не будет вдоль Z .

Временная константа, описывающая поведение поперечной намагниченности, M_{XY} , называется спин-спиновым временем релаксации, T_2 . T_2 - релаксация называется спин-спиновой релаксацией, потому что она описывает взаимодействия между протонами в их непосредственной среде (молекулах). T_2 - релаксация – затухающий процесс, означающий высокую фазовую когерентность в начале процесса, но быстро уменьшающуюся до полного исчезновения когерентности в конце. Сигнал в начале сильный, но быстро ослабевает за счет T_2 - релаксации. Сигнал называется спадом магнитной индукции (FID - Free Induction Decay) (рис. 2).



$$M_{XY} = M_{XY_0} e^{-t/T_2}$$

T_2 всегда меньше, чем T_1 . Скорость смещения по фазе различна для каждой ткани. Дефазирование в жировой ткани происходит быстрее по сравнению с водой. Еще одно замечание относительно T_2 - релаксации: она протекает гораздо быстрее T_1 - релаксации. T_2 - релаксация происходит за десятки миллисекунд, в то время как T_1 - релаксация может достигать секунд.

Для иллюстрации в таблице 1 приведены значения времен T_1 и T_2 для различных тканей.

Таблица 1

Ткани	T_1 (мс), 1.5 Т	T_2 (мс)
МОЗГ		
Серое вещество	921	101
Белое вещество	787	92

Опухоли	1073	121
Отек	1090	113
ГРУДЬ		
Фиброзная ткань	868	49
Жировая ткань	259	84
Опухоли	976	80
Карцинома	923	94
ПЕЧЕНЬ		
Нормальная ткань	493	43
Опухоли	905	84
Цирроз печени	438	45
МЫШЦЫ		
Нормальная ткань	868	47
Опухоли	1083	87
Карцинома	1046	82
Отек	1488	67

Классификация МР-томографов

По типу источника основного магнитного поля МР-томографы разделяют на постоянные, резистивные, сверхпроводящие и гибридные системы. В томографе на постоянном магните поле создается между двумя полюсами магнита, изготовленного из ферромагнитных материалов. Такой томограф не требует дополнительной электроэнергии или охлаждения. Вес таких систем накладывает ограничения на величину индукции создаваемого поля, которая не превышает 0,35 Тл.



Рис. 3. Магниторезонансный томограф

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. Величина индукции поля таких МРТ ограничена примерно 0,6 Тл, так как их вес и потребляемая мощность становятся слишком большими для сильных полей. Томографы этого

вида нуждаются в хорошей системе охлаждения 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.

Поля свыше 0,5 Тл обычно создаются сверхпроводящими магнитами, которые очень надежны и дают высокооднородные и стабильные во времени поля. В таком магните горизонтально направленное поле создается током, протекающем по проводу из сверхпроводящего материала, не имеющего электрического сопротивления при температурах вблизи абсолютного нуля ($-273,15^{\circ}\text{C}$). Совершенный сверхпроводник может пропускать электрический ток без потерь.

В сверхпроводящих магнитах создающая поле катушка помещается в большой дьюар, заполненный криогенным веществом, охлаждающим провод до температуры около 4,2 К. В первых моделях магнита этот дьюар окружался дьюаром с жидким азотом (77,4К), который действовал как тепловой буфер между температурой комнаты и внутренним дьюаром. В качестве криогена чаще используется жидкий гелий (греч. *Helios* - солнце), открытый в 1868 г. когда Pierre Janssen и Josef Lockyer обнаружили новую линию в солнечном спектре во время солнечного затмения. Гелий относится к инертным газам, без цвета и запаха, и имеет 2 естественных изотопа: ^3He и ^4He . Heike Onnes работал много лет, чтобы сжижить гелий, который оставался газом при самой низкой температуре. Все криогенные жидкости являются газами при нормальной температуре и давлении и имеют два общих свойства: они чрезвычайно холодные, и малое количество жидкости может расширяться до большого объема газа. Плотность парагелия в точке кипения очень высока, и при нагреве до комнатной температуры гелий быстро расширяется.

Некоторые металлы (Nb, Tc, Pb, La, V, Ta) становятся сверхпроводниками при температуре абсолютного нуля. Обычно в МРТ используется провод из ниобий-титанового сплава длиной в несколько километров, вложенный в медную матрицу для защиты сверхпроводника от квинча. Квинчем называется неожиданная потеря сверхпроводимости в сверхпроводящем томографе, вызванная быстрым повышением удельного сопротивления магнита, что создает повышение температуры и приводит к быстрому выкипанию криогена (жидкого гелия). Точки кипения криогенов обычно ниже -150°C . Квинч может вызвать разрежение атмосферы в процедурной комнате, создавая отсутствие кислорода, а также полный отказ магнита.

В зависимости от напряженности основного магнитного поля МР-томографы классифицируются на: - сверхнизкие (менее 0,1 Тл); - **низкопольные** (0,1-0,4 Тл); - **среднепольные** (0,5 Тл); - **высокопольные** (1-2 Тл); - **сверхвысокопольные** (свыше 2 Тл).

Низкопольные МРТ обычно имеют резистивные или постоянные магниты. Их преимущество заключается в меньшем количестве противопоказаний для пациентов и персонала. Иногда низкопольные системы имеют специализированную область применения, например только для исследований конечностей, или используются как открытые томографы. Недостаток таких систем - низкое соотношение сигнал/шум и большое время сканирования, необходимое для получения изображения хорошего качества. Оптимальная индукция поля для клинического отображения лежит в диапазоне от 0,5 до 2,0 Тл, так как высокие поля дают лучшее соотношение сигнал/шум. В клинической практике верхний предел напряженности магнитного поля составляет 2 Тл. Свыше этого предела поля предполагаются потенциально опасными и могут допускаться для использования только в исследовательских лабораториях. Вопрос об оптимальной напряженности поля - предмет постоянной дискуссии специалистов. Более 90% парка МР-томографов составляют модели со сверхпроводящими магнитами. В середине 80-х г. фирмы-производители делали упор на выпуск моделей с полем 1,5 Тл и выше, но уже через несколько лет стало ясно, что в большинстве областей применения они не имеют существенных преимуществ перед моделями со средней индукцией поля. Поэтому сейчас основные производители МР-томографов уделяют особое внимание выпуску моделей со средним и низким полем, отличающихся компактностью и экономичностью при удовлетворительном качестве изображений и меньшей стоимости.

Высокопольные системы используются преимущественно в научно-исследовательских

центрах. По виду конструкции МР-томографы бывают открытые и закрытые. Первые МРТ-сканеры были сконструированы как длинные узкие туннели. Затем магниты укорачивались и расширялись, а потом появились и открытые системы. МРТ открытой конструкции имеют обычно горизонтальные или вертикальные противостоящие магниты и обеспечивают большее пространство вокруг пациента. Кроме того, некоторые системы предлагают различные положения пациента и последовательность движения. Открытые низкопольные МРТ часто имеют широкий открытый дизайн, например, открытый С-сканер формирует поле двумя большими дисками, разделенными опорой. В последних моделях открытых МРТ объединены преимущества сильного поля, новых технологий создания градиентных систем и широкой открытой конструкции. Возможны даже исследования пациентов в вертикальных положениях (Upright™, Fonar). Полуоткрытые высокопольные МРТ-сканеры имеют короткий туннель и расширяющиеся концы. В 1998 году Комитет по продовольствию и лекарствам США произвел маркетинговые расчеты для сканеров с индукцией свыше 4 Тл, и в 2002 г. Были одобрены некоторые 3Тл-сканеры для мозга или всего тела. Развитие высокопольных МР-систем дает новые возможности для совершенствования качества изображения, обеспечивает сокращение времени сканирования, увеличение разрешения, проведение функциональных исследований. Сегодня промышленность выпускает свыше 2000 МР-сканеров ежегодно, причем около 40% мирового рынка их сбыта и производства приходится на США. Сейчас МР-томографы уже широко используются в небольших клиниках и больницах.

7.4. Самостоятельная работа обучающихся под руководством преподавателя. Написать конспект.

7.5. Контроль усвоения обучающимися темы занятия (знания и умения) с применением тестовых заданий, ситуационных задач и других видов контроля.

Тест

1. ДВИЖЕНИЯ В РАСТВОРЕ, ВЫЗВАННЫЕ ИЗМЕНЯЮЩИМИСЯ ВО ВРЕМЕНИ МАГНИТНЫМИ ПОЛЯМИ, ПРИВОДЯТ:

- 1) к разности фаз
- 2) к спиновой релаксации
- 3) к уменьшению частот
- 4) к спин решеточной релаксации

2. РЕЛАКСАЦИЯ:

- 1) потеря поперечной составляющей намагниченности за время T_2 и увеличение продольной составляющей намагниченности за время T_1
- 2) жесткое электромагнитное излучение за время T_2 и увеличение продольной составляющей намагниченности за время T_1
- 3) непрерывное изменение плотности магнитного потока B_0 при постоянной частоте
- 4) гамма - излучение

3. ВЫБЕРИТЕ ПРАВИЛЬНОЕ ОПРЕДЕЛЕНИЕ ДЛЯ T_1 , T_2 :

- 1) T_1 -время спин-решеточной или продольной релаксации, T_2 -время потери составляющей намагниченности
- 2) T_1 -время потери составляющей намагниченности, T_2 -время спин-решеточной или продольной релаксации
- 3) T_1 -время потери составляющей намагниченности, T_2 - время спин-спиновой или поперечной релаксации
- 4) T_1 -период намагниченности резонансной линии за время t , T_2 - период сужения резонансных линий в спектре
- 5) T_1 -время спин-решеточной или продольной релаксации, T_2 - время спин-спиновой или поперечной релаксации

4. УРАВНЕНИЕ БЛОХА:

$$1) \frac{d\vec{M}}{dt} = \gamma [\vec{M}\vec{H}] - \hat{i} \frac{M_x}{T_2} - \hat{j} \frac{M_y}{T_2} - \hat{k} \frac{M_z - M_0}{T_1}$$

$$2) \frac{d\vec{M}}{dt} = \vec{i} \frac{M_x}{T_2} - j \frac{M_y}{T_2} - \vec{k} \frac{M_z - M_0}{T_1}$$

$$3) \frac{d\vec{M}}{dt} = \gamma [\vec{M} \vec{H}] - \vec{k} \frac{M_z - M_0}{T_1}$$

$$4) \frac{d\vec{M}}{dt} = \gamma [\vec{M} \vec{H}] \vec{i} \frac{M_x}{T_2} - j \frac{M_y}{T_2} - \vec{k} \frac{M_z - M_0}{T_1}$$

5. ФАКТОРЫ, ПРИВОДЯЩИЕ УМЕНЬШЕНИЮ ПОПЕРЕЧНОЙ НАМАГНИЧЕННОСТИ:

- 1) молекулярные взаимодействия
- 2) изменения в B_0
- 3) уменьшение частоты
- 4) верны 1 и 3
- 5) верны 1 и 2

ЛИНИЯ ПОГЛОЩЕНИЯ ЯМР:

- 1) один переход или несколько вырожденных переходов, проявляющихся как одна линия
- 2) область спектра, в которой наблюдается сигнал, имеющий один или несколько максимумов
- 3) эталонное соединение, растворенное в одной фазе с исследуемым образцом
- 4) эталонное соединение, находящееся в разных фазах с исследуемым образцом

РАЗРЕШАЮЩАЯ СПОСОБНОСТЬ ЯМР-ИНТРОСКОПА ОПРЕДЕЛЯЕТСЯ:

- 1) ослаблением амплитуды радиочастотного поля
- 2) распределением электронов по поверхности положительного шара
- 3) размерами области, где создается однородное магнитное поле, удовлетворяющее условиям резонанса
- 4) энергией кванта рентгеновского излучения ионизации, которое удовлетворяет условиям резонанса
- 5) поглощением атомом кванта излучения, достаточного для отрыва электрона

ВНУТРЕННИЙ ЭТАЛОН (ЯМР):

- 1) один переход или несколько вырожденных переходов, проявляющихся как одна линия
- 2) область спектра, в которой наблюдается сигнал, имеющий один или несколько максимумов
- 3) эталонное соединение, растворенное в одной фазе с исследуемым образцом
- 4) эталонное соединение, находящееся в разных фазах с исследуемым образцом

МОЛЕКУЛЯРНУЮ СТРУКТУРУ МОЖНО ИССЛЕДОВАТЬ:

- 1) методом ЯМР-спектроскопии
- 2) методом эмиссионной томографии
- 3) методом МРТ
- 4) методом компьютерной томографии
- 5) микроскопом

ПРИ НАБЛЮДЕНИИ СТАЦИОНАРНЫХ СИГНАЛОВ ЯМР:

- 1) поляризация ядерных спинов и индикация сигналов ЯМР разделены во времени.
- 2) наблюдается непрерывное изменение плотности магнитного потока B_0 при постоянной частоте
- 3) образец вещества подвергается одновременному воздействию двух перпендикулярно ориентированных магнитных полей: сильного постоянного и слабого высокочастотного поля
- 4) наблюдается распределение электронов по поверхности положительно заряженного шара

8. Литература: см в приложении.

Тема 11. Применение спин-решеточной релаксации ядер в медицине

1. Актуальность. Подобно инфракрасной спектроскопии (ИС), ЯМР выявляет информацию о молекулярном строении химических веществ. Однако, он обеспечивает более полную информацию, чем ИС, позволяя изучать динамические процессы в образце — определять константы скорости химических реакций, величину энергетических барьеров внутримолекулярного вращения. Также ЯМР позволяет записывать спектры промежуточных частиц химических реакций. Эти особенности делают ЯМР-спектроскопию удобным средством как в теоретической органической химии, так и для анализа биологических объектов.

2. Учебные цели: изучить физические принципы, лежащие в основе спектроскопии ЯМР, и научиться интерпретировать структурную и динамическую информацию, получаемую из спектров ЯМР высокого разрешения.

Для формирования профессиональных компетенций обучающийся должен **знать**:

- основы ядерно-магнитного резонанса (ЯМР)
- химические и физические свойства молекул
- устройство спектрометра ЯМР
- условия резонанса;
- переходы между энергетическими уровнями;
- времена релаксации, спин-решеточное и спин-спиновое релаксации;
- ключевые понятия ЯМР.

Для формирования профессиональных компетенций обучающийся должен **владеть и уметь**:

- оценить результаты инструментальных данных рентгеновской компьютерной томографии
- физические основы получения изображений с помощью рентгенографии
- и овладеть следующими **компетенциями**: УК-1 (УК-1.1, УК-1.2, УК-1.3), ОПК-1 (ОПК-1.1, ОПК-1.3)

3. Материалы для самоподготовки к освоению данной темы:

Вопросы для самоподготовки:

1. История развития ядерно-магнитного резонанса (ЯМР).
2. Магнитные свойства ядер, ядро в магнитном поле.
3. Энергетические уровни ядра, резонансное поглощение энергии.
4. Условия резонанса.
5. T1 – релаксация
6. T2 – релаксация
7. Классификация МР-томографов
8. Устройство магнитно-резонансного томографа
1. Функциональный анализ?
2. Что такое идентификация?
3. Как происходит процесс получения спектров в ЯМР?
4. Как устанавливается связь между электронами и их физико-химическими свойствами?
5. Какие приближения учитываются в полуэмпирических методах квантовой химии?

4. Вид занятия: практическое занятие,

5. Продолжительность занятия: 4 часа

6. Оснащение:

- 6.1. Дидактический материал;
- 6.2. ТСО.

7. Структура занятия:

- 7.1. Организационный этап - проверка готовности группы к занятию внешний вид, отметка присутствующих, ознакомление с планом работы.

7.2. Контроль исходного уровня знаний обучающихся с применением тестов.

7.3. Ознакомление обучающихся с содержанием занятий. Изложение узловых вопросов темы данного занятия. Демонстрация преподавателем методики практических приемов по данной теме. Теоретический разбор темы.

Напряженность постоянного магнитного поля и частота радиочастотного магнитного поля должны строго соответствовать друг другу (резонанс). В ЯМР экспериментах частота фотона соответствует радиочастотному (РЧ) диапазону. В клинической МРТ, для отображения водорода, ν как правило находится между 15 и 80 МГц. При комнатной температуре количество протонов со спинами на нижнем энергетическом уровне незначительно превосходит их количество на верхнем уровне. Сигнал в ЯМР-спектроскопии пропорционален разности в заселенностях уровней. Число избыточных протонов пропорционально B_0 . Эта разница в поле 0.5 Тл, составляет всего лишь 3 протона на миллион, в поле 1.5 Тл – 9 протонов на миллион. Однако общее количество избыточных протонов в 0.02 мл воды в поле 1.5 Тл – $6.02 \cdot 10^{15}$. Чем больше напряженность магнитного поля, тем лучше изображение.

В состоянии равновесия, вектор суммарной намагниченности параллелен направлению примененного магнитного поля B_0 и называется равновесной намагниченностью M_0 . В этом состоянии, Z-составляющая намагниченности M_{Z0} равна M_0 . Еще M_Z называется продольной намагниченностью. В данном случае, поперечной (M_X или M_Y) намагниченности нет. Посылая РЧ импульс с ларморовской частотой, можно вращать вектор суммарной намагниченности в плоскости, перпендикулярной оси Z, в данном случае плоскости X-Y.

T₁ - релаксация

После прекращения действия РЧ импульса, суммарный вектор намагниченности будет восстанавливаться по Z-оси, излучая радиочастотные волны. Временная константа, описывающая, как M_Z возвращается к равновесному значению, называется временем спин-решеточной релаксации (T_1). $M_Z = M_0 (1 - e^{-t/T_1})$ T_1 - релаксация происходит в объеме, содержащем протоны. Однако связи протонов в молекулах неодинаковые. Эти связи различны для каждой ткани. Один атом ^1H может быть связан очень сильно, как в жировой ткани, в то время как другой атом может иметь более слабую связь, например в воде. Сильно связанные протоны выделяют энергию намного быстрее, чем протоны со слабой связью. Каждая ткань выделяет энергию с различной скоростью, и именно поэтому МРТ имеет такое хорошее контрастное разрешение.

T₂ - релаксация

T_1 - релаксация описывает процессы, происходящие в Z направлении, в то время как T_2 - релаксация описывает процессы в плоскости X-Y. Сразу после воздействия РЧ импульсом суммарный вектор намагниченности (теперь называемый поперечной намагниченностью) начинает вращаться в плоскости X-Y вокруг оси Z. Все векторы имеют одно и то же направление, потому что они находятся в фазе. Однако они не сохраняют это состояние. Вектор суммарной намагниченности начинает сдвигаться по фазе (расфазировываться) из-за того, что каждый спиновый пакет испытывает магнитное поле, немного отличающееся от магнитного поля, испытываемого другими пакетами, и вращается со своей собственной частотой Лармора. Сначала количество дефазированных векторов будет небольшим, но быстро увеличивающимся до момента, когда фазовая когерентность исчезнет: не будет ни одного вектора, совпадающего по направлению с другим. Суммарная намагниченность в плоскости XY стремится к нулю, и затем продольная намагниченность возрастает до тех пор, пока M_0 не будет вдоль Z.

Временная константа, описывающая поведение поперечной намагниченности, M_{XY} , называется спин-спиновым временем релаксации, T_2 . T_2 - релаксация называется спин-спиновой релаксацией, потому что она описывает взаимодействия между протонами в их непосредственной среде (молекулах). T_2 - релаксация – затухающий процесс, означающий высокую фазовую когерентность в начале процесса, но быстро уменьшающуюся до полного

исчезновения когерентности в конце. Сигнал в начале сильный, но быстро ослабевает за счет T_2 - релаксации. Сигнал называется спадом магнитной индукции (FID - Free Induction Decay) (рис. 2).

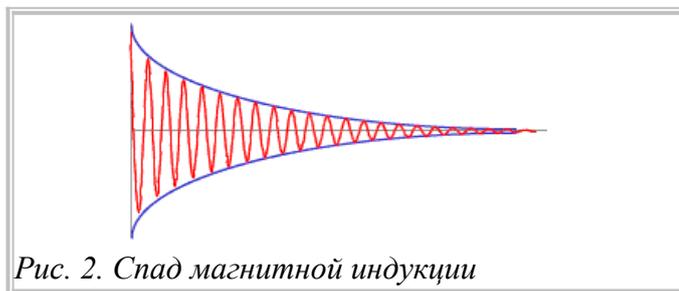


Рис. 2. Спад магнитной индукции

$$M_{xy} = M_{xy0} e^{-t/T_2}$$

T_2 всегда меньше, чем T_1 . Скорость смещения по фазе различна для каждой ткани. Дефазирование в жировой ткани происходит быстрее по сравнению с водой. Еще одно замечание относительно T_2 - релаксации: она протекает гораздо быстрее T_1 - релаксации. T_2 - релаксация происходит за десятки миллисекунд, в то время как T_1 - релаксация может достигать секунд.

Для иллюстрации в таблице 1 приведены значения времен T_1 и T_2 для различных тканей.

Таблица 1

Ткани	T_1 (мс), 1.5 Т	T_2 (мс)
МОЗГ		
Серое вещество	921	101
Белое вещество	787	92
Опухоли	1073	121
Отек	1090	113
ГРУДЬ		
Фиброзная ткань	868	49
Жировая ткань	259	84
Опухоли	976	80
Карцинома	923	94
ПЕЧЕНЬ		
Нормальная ткань	493	43
Опухоли	905	84
Цирроз печени	438	45
МЫШЦЫ		
Нормальная ткань	868	47
Опухоли	1083	87
Карцинома	1046	82
Отек	1488	67

По типу источника основного магнитного поля МР-томографы разделяют на постоянные, резистивные, сверхпроводящие и гибридные системы. В томографе на постоянном магните поле создается между двумя полюсами магнита, изготовленного из ферромагнитных материалов. Такой томограф не требует дополнительной электроэнергии или охлаждения. Вес таких систем накладывает ограничения на величину индукции создаваемого поля, которая не превышает 0,35 Тл.



Рис. 3. Магниторезонансный томограф

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. Величина индукции поля таких МРТ ограничена примерно 0,6 Тл, так как их вес и потребляемая мощность становятся слишком большими для сильных полей. Томографы этого вида нуждаются в хорошей системе охлаждения 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.

Поля свыше 0,5 Тл обычно создаются сверхпроводящими магнитами, которые очень надежны и дают высокооднородные и стабильные во времени поля. В таком магните горизонтально направленное поле создается током, протекающим по проводу из сверхпроводящего материала, не имеющего электрического сопротивления при температурах вблизи абсолютного нуля ($-273,15^{\circ}\text{C}$). Совершенный сверхпроводник может пропускать электрический ток без потерь.

В сверхпроводящих магнитах создающая поле катушка помещается в большой дьюар, заполненный криогенным веществом, охлаждающим провод до температуры около 4,2 К. В первых моделях магнита этот дьюар окружался дьюаром с жидким азотом (77,4К), который действовал как тепловой буфер между температурой комнаты и внутренним дьюаром. В качестве криогена чаще используется жидкий гелий (греч. *Helios* - солнце), открытый в 1868 г. когда Pierre Janssen и Josef Lockyer обнаружили новую линию в солнечном спектре во время солнечного затмения. Гелий относится к инертным газам, без цвета и запаха, и имеет 2 естественных изотопа: ^3He и ^4He . Heike Onnes работал много лет, чтобы сжидить гелий, который оставался газом при самой низкой температуре. Все криогенные жидкости являются газами при нормальной температуре и давлении и имеют два общих свойства: они чрезвычайно холодные, и малое количество жидкости может расширяться до большого объема газа. Плотность парагелия в точке кипения очень высока, и при нагреве до комнатной температуры гелий быстро расширяется.

Некоторые металлы (Nb, Tc, Pb, La, V, Ta) становятся сверхпроводниками при температуре абсолютного нуля. Обычно в МРТ используется провод из ниобий-титанового сплава длиной в несколько километров, вложенный в медную матрицу для защиты

сверхпроводника от квинча. Квинчем называется неожиданная потеря сверхпроводимости в сверхпроводящем томографе, вызванная быстрым повышением удельного сопротивления магнита, что создает повышение температуры и приводит к быстрому выкипанию криогена (жидкого гелия). Точки кипения криогенов обычно ниже -150°C . Квинч может вызвать разрежение атмосферы в процедурной комнате, создавая отсутствие кислорода, а также полный отказ магнита.

В зависимости от напряженности основного магнитного поля МР-томографы классифицируются на: - сверхнизкие (менее 0,1 Тл); - **низкопольные** (0,1-0,4 Тл); - **среднепольные** (0,5 Тл); - **высокопольные** (1-2 Тл); - **сверхвысокопольные** (свыше 2 Тл).

Низкопольные МРТ обычно имеют резистивные или постоянные магниты. Их преимущество заключается в меньшем количестве противопоказаний для пациентов и персонала. Иногда низкопольные системы имеют специализированную область применения, например только для исследований конечностей, или используются как открытые томографы. Недостаток таких систем - низкое соотношение сигнал/шум и большое время сканирования, необходимое для получения изображения хорошего качества. Оптимальная индукция поля для клинического отображения лежит в диапазоне от 0,5 до 2,0 Тл, так как высокие поля дают лучшее соотношение сигнал/шум. В клинической практике верхний предел напряженности магнитного поля составляет 2 Тл. Свыше этого предела поля предполагаются потенциально опасными и могут допускаться для использования только в исследовательских лабораториях. Вопрос об оптимальной напряженности поля - предмет постоянной дискуссии специалистов. Более 90% парка МР-томографов составляют модели со сверхпроводящими магнитами. В середине 80-х г. фирмы-производители делали упор на выпуск моделей с полем 1,5 Тл и выше, но уже через несколько лет стало ясно, что в большинстве областей применения они не имеют существенных преимуществ перед моделями со средней индукцией поля. Поэтому сейчас основные производители МР-томографов уделяют особое внимание выпуску моделей со средним и низким полем, отличающихся компактностью и экономичностью при удовлетворительном качестве изображений и меньшей стоимости.

Высокопольные системы используются преимущественно в научно-исследовательских центрах. По виду конструкции МР-томографы бывают открытые и закрытые. Первые МРТ-сканеры были сконструированы как длинные узкие туннели. Затем магниты укорачивались и расширялись, а потом появились и открытые системы. МРТ открытой конструкции имеют обычно горизонтальные или вертикальные противостоящие магниты и обеспечивают большее пространство вокруг пациента. Кроме того, некоторые системы предлагают различные положения пациента и последовательность движения. Открытые низкопольные МРТ часто имеют широкий открытый дизайн, например, открытый С-сканер формирует поле двумя большими дисками, разделенными опорой. В последних моделях открытых МРТ объединены преимущества сильного поля, новых технологий создания градиентных систем и широкой открытой конструкции. Возможны даже исследования пациентов в вертикальных положениях (Upright™, Fonar). Полуоткрытые высокопольные МРТ-сканеры имеют короткий туннель и расширяющиеся концы. В 1998 году Комитет по продовольствию и лекарствам США произвел маркетинговые расчеты для сканеров с индукцией свыше 4 Тл, и в 2002 г. Были одобрены некоторые 3Тл-сканеры для мозга или всего тела. Развитие высокопольных МР-систем дает новые возможности для совершенствования качества изображения, обеспечивает сокращение времени сканирования, увеличение разрешения, проведение функциональных исследований. Сегодня промышленность выпускает свыше 2000 МР-сканеров ежегодно, причем около 40% мирового рынка их сбыта и производства приходится на США. Сейчас МР-томографы уже широко используются в небольших клиниках и больницах.

7.4. Самостоятельная работа обучающихся под руководством преподавателя 7.5. Контроль усвоения обучающимися темы занятия (знания и умения) с применением тестовых заданий, ситуационных задач и других видов контроля.

Тест

1. ДВИЖЕНИЯ В РАСТВОРЕ, ВЫЗВАННЫЕ ИЗМЕНЯЮЩИМИСЯ ВО ВРЕМЕНИ МАГНИТНЫМИ ПОЛЯМИ, ПРИВОДЯТ:

- 1) к разности фаз
- 2) к спиновой релаксации
- 3) к уменьшению частот
- 4) к спин решеточной релаксации

2. РЕЛАКСАЦИЯ:

- 1) потеря поперечной составляющей намагниченности за время T_2 и увеличение продольной составляющей намагниченности за время T_1
- 2) жесткое электромагнитное излучение за время T_2 и увеличение продольной составляющей намагниченности за время T_1
- 3) непрерывное изменение плотности магнитного потока B_0 при постоянной частоте
- 4) гамма - излучение

3. ВЫБЕРИТЕ ПРАВИЛЬНОЕ ОПРЕДЕЛЕНИЕ ДЛЯ T_1 , T_2 :

- 1) T_1 -время спин-решеточной или продольной релаксации, T_2 -время потери составляющей намагниченности
- 2) T_1 -время потери составляющей намагниченности, T_2 -время спин-решеточной или продольной релаксации
- 3) T_1 -время потери составляющей намагниченности, T_2 - время спин-спиновой или поперечной релаксации
- 4) T_1 -период намагниченности резонансной линии за время t , T_2 - период сужения резонансных линий в спектре
- 5) T_1 -время спин-решеточной или продольной релаксации, T_2 - время спин-спиновой или поперечной релаксации

4. УРАВНЕНИЕ БЛОХА:

1)
$$\frac{d\vec{M}}{dt} = \gamma [\vec{M}\vec{H}] - i \frac{M_x}{T_2} - j \frac{M_y}{T_2} - k \frac{M_z - M_0}{T_1}$$

2)
$$\frac{d\vec{M}}{dt} = i \frac{M_x}{T_2} - j \frac{M_y}{T_2} - k \frac{M_z - M_t}{T_1}$$

3)
$$\frac{d\vec{M}}{dt} = \gamma [\vec{M}\vec{H}] - k \frac{M_z - M_t}{T_1}$$

4)
$$\frac{d\vec{M}}{dt} = \gamma [\vec{M}\vec{H}] i \frac{M_x}{T_2} - j \frac{M_y}{T_2} - k \frac{M_z - M_0}{T_1}$$

5. ФАКТОРЫ, ПРИВОДЯЩИЕ УМЕНЬШЕНИЮ ПОПЕРЕЧНОЙ НАМАГНИЧЕННОСТИ:

- 1) молекулярные взаимодействия
- 2) изменения в B_0
- 3) уменьшение частоты
- 4) верны 1 и 3
- 5) верны 1 и 2

ХИМИЧЕСКИМ СДВИГОМ НАЗЫВАЕТСЯ:

- 1) увеличение намагниченности в зависимости от химических составляющих
- 2) изменение резонансных линий в спектре ЯМР
- 3) превращение позитронов в электрон, обусловленное различием в константах экранирования
- 4) смещение сигнала в зависимости от химического окружения ядра, обусловленное различием в константах экранирования

РАСПРЕДЕЛЕНИЕ БОЛЬЦМАНА

1) $J = J^0 \cos^2 \alpha$

$$2) J \ell = J_0 e^{-x\lambda\ell}$$

$$3) \frac{N_\beta}{\beta_\alpha} = e^{-\Delta E/k\beta T} \approx 1 - \frac{\Delta E}{k\beta T} = 1 - \frac{\gamma \hbar B_0}{k\beta T}$$

$$4) N = N_0 \exp(-\lambda t) e^{-\Delta E/k\beta T} \approx 1 - \frac{\Delta E}{k\beta T}$$

$$5) A = \beta_\alpha = e^{-\Delta E/k\beta T}$$

ФАКТОРЫ ПРИВОДЯЩИЕ УМЕНЬШЕНИЮ ПОПЕРЕЧНОЙ НАМАГНИЧЕННОСТИ:

- 1) молекулярные взаимодействия
- 2) изменения в B_0
- 3) уменьшение частоты
- 4) верны 1 и 3
- 5) верны 1 и 2

ПОЛОСА ПОГЛОЩЕНИЯ ЯМР:

- 1) один переход или несколько вырожденных переходов, проявляющихся как одна линия
- 2) область спектра, в которой наблюдается сигнал, имеющий один или несколько максимумов
- 3) эталонное соединение, растворенное в одной фазе с исследуемым образцом
- 4) эталонное соединение, находящееся в разных фазах с исследуемым образцом.

8. Литература: см в приложении.

Тема 12. Формирование изображений МРТ

1. Актуальность. Благодаря тому, что датчики устанавливаются непосредственно на исследуемый орган, в результате МРТ получается не обычная фотография, как рентгеновский снимок, а объемное изображение интересующего органа в нескольких плоскостях. Одно из преимуществ таких снимков, полученных данным методом – на изображении не видно костной ткани, что позволяет увидеть все физиологические особенности органов и срезов мягких тканей. Данный метод позволяет увидеть сосуды, мышцы и связки, нервы и другие ткани тела. Также возможно и измерение интересующих врача характеристик – скорости кровотока, температуры внутренних органов.

2. Учебные цели: изучить физические основы магнитно-резонансной томографии, рассмотреть устройство МРТ, соблюдать технику безопасности при работе с устройством МРТ.

Для формирования профессиональных компетенций обучающийся должен **знать**:

- принципы МРТ
- недостатки и преимущества метода магнитной томографии
- историю возникновения метода
- физические основы получения изображений с МРТ

Для формирования профессиональных компетенций обучающийся должен **владеть и уметь**:

- общими правилами техники безопасности
- методами исследований внутренних органов
- оценить результаты инструментальных данных МРТ
- и овладеть следующими **компетенциями:** УК-1 (УК-1.1, УК-1.2, УК-1.3), ОПК-1 (ОПК-1.1, ОПК-1.3)

3. Материалы для самоподготовки к освоению данной темы:

Вопросы для самоподготовки:

1. Из каких функциональных блоков состоит типичный непрерывный спектрометр ЯМР?
2. Для чего служит каждый из блоков?
3. Для чего в приборе применяется низкочастотная модуляция магнитного поля? Почему записывается производная линии поглощения ЯМР?
4. Как связана величина полезного сигнала с амплитудой модуляции? Чем ограничивается величина модуляции в реальном эксперименте?
5. Какие преимущества обеспечивает применение компьютера в эксперименте?
6. Кодирование сигнала
7. Срез-кодирующий градиент
8. Фазо-кодирующий градиент
9. Частотно-кодирующий градиент
10. Импульсные последовательности
11. Последовательность спин-эхо
12. Контраст изображения
13. Контраст протонной плотности
14. Показатели качества изображения
15. Построение изображения и виды изображений.
15. Артефакты МР-изображений.

- 4. Вид занятия:** практическое занятие,
5. Продолжительность занятия: 4 часа
6. Оснащение:

- 6.1. Дидактический материал;
- 6.2. ТСО.

7. Структура занятия:

- 7.1. Организационный этап - проверка готовности группы к занятию внешний вид, отметка присутствующих, ознакомление с планом работы.
- 7.2. Контроль исходного уровня знаний обучающихся с применением тестов.
- 7.3. Ознакомление обучающихся с содержанием занятий. Изложение узловых вопросов темы данного занятия. Демонстрация преподавателем методики практических приемов по данной теме. Теоретический разбор темы.

Кодирование сигнала

Когда пациент находится в однородном магнитном поле B_0 , все протоны от головы до пальцев ног выравниваются вдоль B_0 . Все они вращаются с Ларморовой частотой. Если сгенерировать РЧ импульс возбуждения для перевода вектора намагниченности в плоскость $X-Y$, все протоны реагируют и возникает ответный сигнал, но локализации источника сигнала нет.

Срез-кодирующий градиент

При включенном Z -градиенте, в этом направлении генерируется дополнительное магнитное поле GZ , накладывающееся на B_0 . Более сильное поле означает более высокую Ларморову частоту. Вдоль всего наклона градиента поле B различно и, следовательно, протоны вращаются с разными частотами. Теперь, если сгенерировать РЧ импульс с частотой $\nu + \Delta\nu$, прореагируют только протоны в тонком срезе, потому что они - единственные, вращающиеся с этой же самой частотой. Ответный сигнал будет только от протонов из этого среза. Таким образом локализуется источник сигнала по оси Z . Протоны в этом срезе вращаются с одной частотой и имеют одинаковую фазу. В срезе находится огромное количество протонов, и неизвестна локализация источников по осям X и Y . Поэтому для точного определения непосредственного источника сигнала требуется дальнейшее кодирование.

Фазо-кодирующий градиент

Для дальнейшего кодирования протонов на очень короткое время включается градиент GY . В течение этого времени в направлении по оси Y создается дополнительное магнитное поле градиента. В этом случае протоны будут иметь немного различающиеся

скорости вращения. Они больше не вращаются в фазе. Разность фаз будет накапливаться. Когда градиент G_Y выключен, протоны в срезе будут вращаться с одинаковой частотой, но иметь различную фазу. Это называется кодированием фазы.

Частотно-кодирующий градиент

Для кодирования левого-правого направления включается третий градиент G_X . Протоны с левой стороны вращаются с более низкой частотой, чем с правой. Они накапливают дополнительный сдвиг фазы из-за различий в частотах, но уже приобретенная разность фаз, полученная при кодировании фазы градиента на предыдущем шаге, сохраняется. Таким образом для локализации источника сигналов, которые принимаются катушкой, используются градиенты магнитного поля. G_Z градиент выбирает аксиальный срез. G_Y градиент создает строки с разными фазами. G_X градиент формирует столбцы с разными частотами. За один шаг кодирования фазы выполняется только для одной строки. Для сканирования целого среза полный процесс кодирования среза, фазы и частоты должен быть повторен несколько раз.

Таким образом созданы маленькие объемы (воксели). Каждый воксел имеет уникальную комбинацию частоты и фазы (рис.).

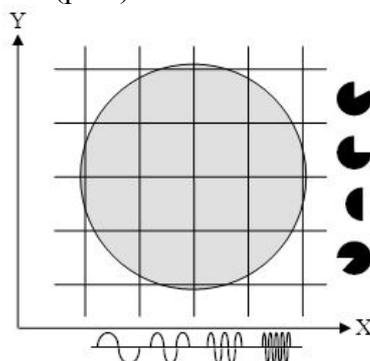


Рис.

Количество протонов в каждом вокселе определяет амплитуду РЧ волны. Полученный сигнал, поступающий из различных областей тела, содержит сложное сочетание частот, фаз и амплитуд.

Импульсные последовательности

На рис. 7 показана диаграмма простейшей последовательности.

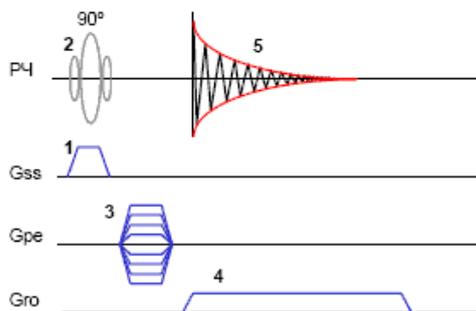


Рис. Диаграмма простейшей последовательности

Вначале включается срез-селективный градиент (1) (G_{ss}). Одновременно с ним генерируется 90° РЧ импульс выбора среза (2), который "переворачивает" суммарную намагниченность в плоскость X-Y. Затем включается фазокодирующий градиент (3) (G_{pe}) для выполнения первого шага кодирования фазы. После этого подается частотно-кодирующий или считывающий градиент (4) (G_{ro}), в течение которого регистрируется сигнал спада свободной индукции (5) (FID). Последовательность импульсов обычно повторяется 128 или 256 раз для сбора всех необходимых данных для построения изображения. Время между повторениями последовательности называется временем повторения (repetition time, TR). С каждым

повторением последовательности меняется величина фазокодирующего градиента. Однако в этом случае сигнал (FID) был крайне слабый, поэтому результирующее изображение было плохим. Для повышения величины сигнала применяется последовательность спин-эхо.

Последовательность спин-эхо

После применения 90° импульса возбуждения суммарная намагниченность находится в плоскости X-Y. Сразу же начинается смещение фаз вследствие T2 релаксации. Именно из-за этого дефазирования сигнал резко снижается. В идеале, необходимо сохранить фазовую когерентность, обеспечивающую лучший сигнал. Для этого через короткое время после 90° РЧ импульса применяется 180° импульс. 180° импульс вызывает перефазирование спинов. Когда все спины восстановлены по фазе, сигнал снова становится высоким и качество изображения значительно выше.

На рис. показана диаграмма импульсной последовательности спин-эхо.

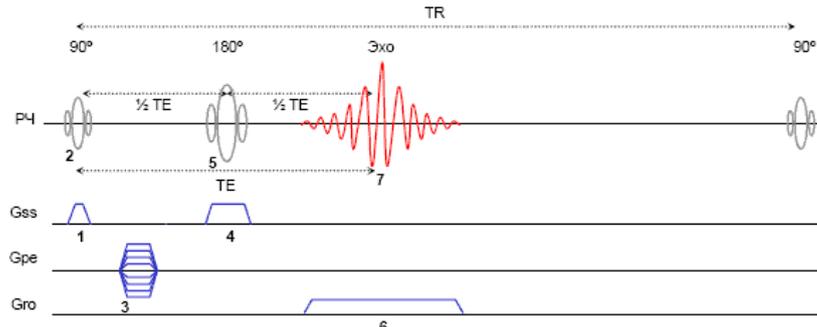


Рис. Диаграмма импульсной последовательности спин-эхо

Сначала включается срезо-селективный градиент (1) (GSS). Одновременно с ним применяется 90° РЧ импульс. Затем включается фазо-кодирующий градиент (3) (Gre) для выполнения первого шага кодирования фазы. Gss (4) снова включается во время 180° перефазировующего импульса (5), таким образом, воздействие оказывается на те же протоны, которые были возбуждены 90° импульсом. После этого подается частотно-кодирующий или считывающий градиент (6) (Gro), в течение которого принимается сигнал (7).

TR (Время повторения). Полный процесс должен повторяться неоднократно. TR время между двумя 90° импульсами возбуждения. TE (Время эхо). Это время между 90° импульсом возбуждения и эхо.

Контраст изображения

При ЯМР сканировании одновременно происходят два процесса релаксации T1 и T2. Причем $T1 \gg T2$. Контраст изображения сильно зависит от этих процессов и от того, насколько полно каждый из них проявляется при выбранных временных параметрах сканирования TR и TE. Рассмотрим получение контрастного изображения на примере сканирования мозга.

T1 контраст

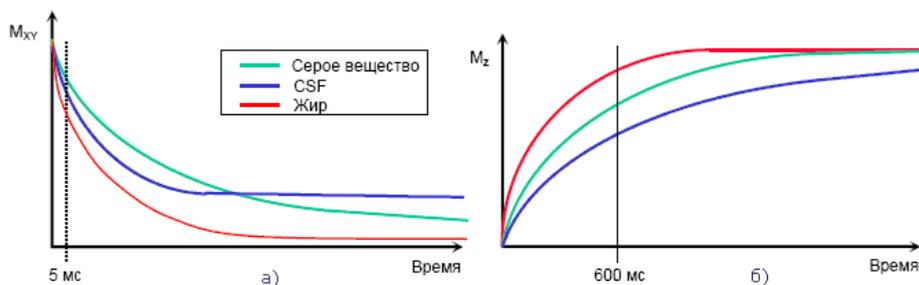


Рис. а) спин-спиновая релаксация и б) спин-решеточная релаксация в различных тканях мозга

Выберем следующие параметры сканирования: $TR = 600$ мс и $TE = 10$ мс. То есть $T1$ релаксация протекает за 600 мс, а $T2$ релаксация – только за

5 мс ($TE/2$). Как видно из рис. 15а через 5 мс смещение фаз невелико и оно не сильно отличается у разных тканей. Контраст изображения, поэтому, очень слабо зависит от $T2$ релаксации. Что касается $T1$ релаксации, то через 600 мс жир практически полностью релаксировал, но для CSF необходимо еще некоторое время (рис. 9б). Это означает, что вклад от CSF в общий сигнал будет незначительным. Контраст изображения становится зависимым от процесса релаксации $T1$. Изображение "взвешено по $T1$ " потому, что контраст больше зависит от процесса релаксации $T1$. В результирующем изображении CSF будет темной, жировая ткань будет яркой, а интенсивность серого вещества будет чем-то средним между ними.

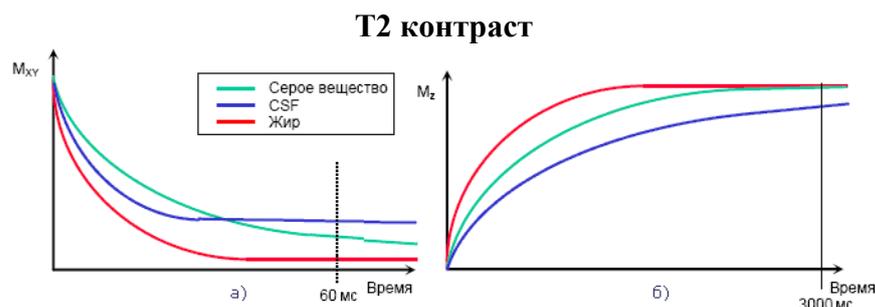


Рис. а) спин-спиновая релаксация и б) спин-решеточная релаксация в различных тканях мозга

Теперь зададим следующие параметры: $TR = 3000$ мс и $TE = 120$ мс, то есть $T2$ релаксации протекать за 60 мс. Как следует из рис. 10б, практически все ткани подверглись полной $T1$ релаксации. Здесь TE является доминирующим фактором для контраста изображения. Изображение "взвешено по $T2$ ". На изображении CSF будет яркой, в то время как другие ткани будут обладать различными оттенками серого.

Контраст протонной плотности

Существует еще один тип контраста изображения, называемый протонной плотностью (PD).

Зададим следующие параметры: $TR = 2000$ мс и $TE = 10$ мс. Таким образом, как и в первом случае $T2$ релаксация вносит незначительный вклад в контраст изображения. С $TR = 2000$ мс, суммарная намагниченность большинства тканей восстановится вдоль Z -оси. Контраст изображения в PD изображениях не зависит ни от $T2$, ни от $T1$ релаксации. Полученный сигнал полностью зависит от количества протонов в ткани: небольшое количество протонов означает низкий сигнал и темное изображение, в то время как большое их количество производит сильный сигнал и яркое изображение.

Все изображения имеют сочетания $T1$ и $T2$ контрастов. Контраст зависит только от того, за сколько времени позволено протекать $T2$ релаксации. В спин-эхо (SE) последовательностях наиболее важны для контраста изображения времена TR и TE .

На рис. 11 схематически показано, как TR и TE связаны в терминах контраста изображения в SE последовательности.

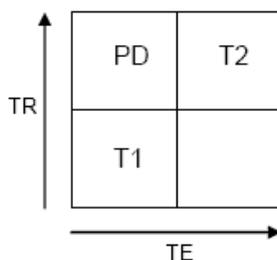


Рис.

Короткое TR и короткое TE дают контраст, взвешенный по T1. Длинное TR и короткое TE дают контраст PD. Длинное TR и длинное TE приводят к контрасту, взвешенному по T2.

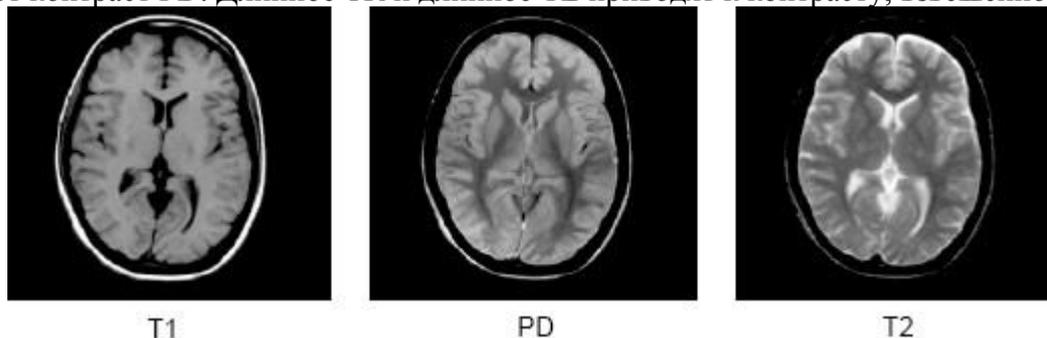


Рис. 12. Изображения с разными контрастами: взвешенный по T1, протонная плотность и взвешенный по T2. Отметьте различия в интенсивности сигнала тканей. CSF темная на T1, серая на PD и яркая на T2.

MPT хорошо отображает мягкие ткани, тогда как КТ лучше визуализирует костные структуры. Нервы, мышцы, связки и сухожилия наблюдаются гораздо более четко в МРТ, чем в КТ. Кроме того, магнитно-резонансный метод незаменим при обследовании головного и спинного мозга. В головном мозге МРТ может различать белое и серое вещества. Благодаря высокой точности и четкости полученных изображений магнитно-резонансная томография успешно используется в диагностике воспалительных, инфекционных, онкологических заболеваний, при исследовании суставов, всех отделов позвоночника, молочных желез, сердца, органов брюшной полости, малого таза, сосудов. Современные методики МРТ делают возможным исследовать функцию органов – измерять скорость кровотока, тока спинномозговой жидкости, наблюдать структуру и активацию различных участков коры головного мозга.

Показатели качества изображения

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

$$SNR = I \cdot V \cdot NEX \cdot fRF \cdot fgap \cdot frec \cdot fBO / BW,$$

где I - интенсивность сигнала, зависящая от типа ИП; V - объем вокселя; NEX - количество возбуждений выбранного слоя; BW - ширина полосы пропускания; fRF - коэффициент, зависящий от типа РЧ-катушки; fBO- коэффициент, зависящий от силы основного поля; fgap - коэффициент, зависящий от межсрезовых эффектов; frec - алгоритм реконструкции.

Из выражения видно, что на качество изображения влияет целый ряд параметров, регулируя которые можно увеличивать полезный сигнал. Для улучшения соотношения сигнал/шум также могут использоваться поверхностные катушки.

Шумом является нежелательное второстепенное влияние или волнение, затрагивающее качество изображения. Шум обычно характеризуется стандартным отклонением интенсивности сигнала на изображении однородного фантома в отсутствие артефактов. Артефакты изображения и РЧ-шум могут вызываться присутствием и/или действием медицинских устройств вблизи МРТ.

В любой электронной системе есть разные источники шума. Пространственное разрешение - мера качества изображения, характеризующая наименьшее расстояние между двумя точками объекта, которые можно отличить как отдельные детали изображения. Разрешение зависит от толщины среза, поля сканирования (FOV) и матрицы изображения. Увеличение матрицы изображения уменьшит размер пиксела, но не всегда улучшит разрешение. Усреднение сигнала - метод повышения соотношения сигнал/шум, которое достигается усреднением нескольких измерений сигнала FID, полученных в фиксированных условиях. Это позволяет подавить эффекты случайных изменений или случайные артефакты.

Отношение контраст/шум (CNR) - отношение разности интенсивностей сигналов между двумя областями. Повышение CNR улучшает восприятие различий между двумя исследуемыми клиническими областями: $CNR(A, B) = SNR(A) - SNR(B)$. Низкоконтрастное разрешение — это способность отображать объекты со схожим контрастом объектов.

Высококонтрастное разрешение — это способность отображать маленькие объекты, имеющие высокую контрастность и пространственное разрешение. Ширина полосы пропускания (BW) - выбранная полоса или диапазон частот, которые могут управлять как выбором среза, так и выборкой сигнала. В МРТ короткие мощные импульсы используются для возбуждения широкого диапазона частот (широкая полоса пропускания), длинный маломощный импульс возбуждает меньший диапазон частот (узкая полоса пропускания). Импульс с точно определенными и ограниченными полосами пропускания используется вместе с градиентами поля для выбора среза. Шум на изображении связан с частотой выборки сигнала FID или эха: чем больше выборка, тем больше шум. Уменьшение BW требует уменьшения амплитуды частот кодирующего градиента, увеличивая время включения градиента, так как градиент — это функция амплитуды от времени.

Недостатки, связанные с использованием более низкой частоты выборки: увеличение артефактов химического сдвига; потеря контрастности; ограниченный диапазон времен TE. Для сокращения артефактов химического сдвига можно использовать большую полосу пропускания (меньше полоса - больше химический сдвиг - больше время задержки - выше SNR). Узкие полосы пропускания приемника подчеркивают сдвиг между водой и жиром, задавая меньше частот на МР-изображении (эффект сильнее в высоких полях). Сложная природа магнитного резонанса приводит к возникновению целого ряда артефактов.

Артефакт изображения

Артефактом изображения является любая деталь, 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 (например, химический сдвиг, магнитная восприимчивость). - вызванные неисправностью оборудования; - неправильные действия оператора. Обычно зная причины возникновения артефактов, их можно легко распознать и устранить.

Оценка работы МР-томографа и представление практических методов тестирования производится с помощью специальных устройств для контроля качества изображения, называемых фантомами. 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 помогают обнаружить низкую контрастность, оценить однородность изображения и определить отношение сигнал/шум. Каждый конкретный фантом может быть предназначен для тестирования одной или нескольких вышеперечисленных функций, что становится возможным при комбинировании соответствующих элементов фантома. Существует два основных назначения фантомов: для контроля однородности и для контроля разрешения.

7.4. Самостоятельная работа обучающихся под руководством преподавателя. Написать конспект.

7.5. Контроль усвоения обучающимися темы занятия (знания и умения) с применением тестовых заданий, ситуационных задач и других видов контроля.

Тест

Как выглядит уравнение Шредингера

$$1) \frac{\hbar^2}{2m} \nabla^2 \Psi + u\Psi = i\hbar \frac{\partial \Psi}{\partial t}$$

$$2) \frac{-\hbar^2}{2m} \nabla^2 \Psi + u\Psi = i\hbar \frac{\partial \Psi}{\partial t}$$

$$3) \int dw = \int |\Psi|^2 dv = 1$$

$$4) f(w) = f(t)e^{iwx} dt$$

$$5) \frac{-\hbar^2}{2m} \nabla^2 \Psi + u\Psi = i\hbar \frac{\partial \Psi}{\partial t}$$

где

1) \hbar -постоянная Планка
 ∇^2 – оператор Лапласа

2) \hbar – оператор Лапласа

Ψ -постоянная планка

3) m-масса частицы

i- оператор Лапласа

СОПОСТАВЬТЕ КИНЕТИЧЕСКИЕ ЭНЕРГИИ ЭЛЕКТРОНА НА ПЕРВОЙ, ВТОРОЙ И ТРЕТЬЕЙ СТАЦИОНАРНЫХ ОРБИТАХ АТОМА ВОДОРОДА:

$$1) E_{k1} < E_{k2} < E_{k3}$$

$$2) E_{k1} = E_{k2} = E_{k3}$$

$$3) E_{k1} = E_{k3} > E_{k2}$$

$$4) E_{k1} > E_{k2} > E_{k3}$$

ПРИБЛИЖЕННЫЙ МЕТОД НАХОЖДЕНИЯ ВОЛНОВЫХ ФУНКЦИЙ И ЭНЕРГЕТИЧЕСКИХ СОСТОЯНИЙ КВАНТОВОЙ СИСТЕМЫ СО МНОРИМИ ЭЛЕКТРОНАМИ НАЗЫВАЕТСЯ:

1) приближение методом Хартри Фока

2) методом эмиссионной томографии

3) одноэлектронным приближением

4) адиабатическим приближением

МОЛЕКУЛЯРНУЮ СТРУКТУРУ МОЖНО ИССЛЕДОВАТЬ:

1) методом ЯМР-спектроскопии

2) методом эмиссионной томографии

3) методом МРТ

4) методом компьютерной томографии

5) микроскопом

Тема 13. Динамическая контрастная МРТ

1. Актуальность. Одним из наиболее перспективных направлений использования контрастных веществ в диагностике объемных образований является метод динамической контрастной МР-томографии с болюсным введением контрастного препарата. Эта методика позволяет оценить не только факт накопления КВ в опухолевом узле, но и динамику процесса с определением количественных временных параметров накопления, что способствует получению дополнительной диагностической информации и может быть использовано при проведении

дифференциальной диагностики объёмных образований. Однако следует признать, что метод все еще не нашел широкого применения в клинической практике.

2. Учебные цели: изучить физические основы магнитно-резонансной томографии, рассмотреть устройство МРТ, соблюдать технику безопасности при работе с устройством МРТ.

Для формирования профессиональных компетенций обучающийся должен **знать**:

- принципы МРТ
- недостатки и преимущества метода магнитной томографии
- историю возникновения метода

Для формирования профессиональных компетенций обучающийся должен **владеть и уметь**:

- общими правилами техники безопасности
- методами исследований внутренних органов
- и овладеть следующими **компетенциями**: УК-1 (УК-1.1, УК-1.2, УК-1.3), ОПК-1 (ОПК-1.1, ОПК-1.3)

3. Материалы для самоподготовки к освоению данной темы:

Вопросы для самоподготовки:

1. Из каких функциональных блоков состоит типичный непрерывный спектрометр ЯМР?
2. Для чего служит каждый из блоков?
3. Для чего в приборе применяется низкочастотная модуляция магнитного поля? Почему записывается производная линии поглощения ЯМР?
4. Как связана величина полезного сигнала с амплитудой модуляции? Чем ограничивается величина модуляции в реальном эксперименте?
5. Какие преимущества обеспечивает применение компьютера в эксперименте?
6. Кодирование сигнала
7. Срез-кодирующий градиент
8. Фазо-кодирующий градиент
9. Частотно-кодирующий градиент
10. Импульсные последовательности
11. Последовательность спин-эхо
12. Контраст изображения
13. Контраст протонной плотности
14. Показатели качества изображения
15. Построение изображения и виды изображений.
16. Артефакты МР-изображений.

4. Вид занятия: практическое занятие,

5. Продолжительность занятия: 2 часа

6. Оснащение:

- 6.1. Дидактический материал;
- 6.2. ТСО.

7. Структура занятия:

7.1. Организационный этап - проверка готовности группы к занятию внешний вид, отметка присутствующих, ознакомление с планом работы.

7.2. Контроль исходного уровня знаний обучающихся с применением тестов.

7.3. Ознакомление обучающихся с содержанием занятий. Изложение узловых вопросов темы данного занятия. Демонстрация преподавателем методики практических приемов по данной теме. Теоретический разбор темы.

Управление контрастом в МРТ необходимо для выявления патологических тканей и уточнения их локализации на фоне нормальных (неизмененных) тканей. Для этого в МРТ используются специальные ИП, с помощью которых осуществляется подавление сигналов нормальных тканей. В результате устраняется фон от мощных сигналов, определяющих шкалу яркости на обычных МРТ-изображениях, и улучшаются условия визуализации слабых вариаций контраста в зоне патологии. Хорошие результаты для этого дает применение ИП, работающих по методике инверсия-восстановление. В данной ИП перед считывающим 900 РЧ импульсом

подается инвертирующий 1800 импульс. Импульсы разделены интервалом T_I – время инверсии. В этом случае к моменту $t=T_I$ для продольной намагниченности M_z , которая возвращается из инверсного состояния в равновесное, имеем: $M_z(t) = M_0[1 - 2\exp(-T_I/T_1)]$, где M_0 – равновесная ядерная намагниченность. Поскольку считывающий импульс переводит M_z в поперечную намагниченность, дающую сигнал ЯМР в приемной катушке, то можно подавить сигнал от ткани с определенным временем релаксации T_1 , если задать T_I равным: $T_I = T_1 \times \ln 2 = 0,69 \times T_1$. (1) Этот принцип используется в ИП FLAIR (Fluid Attenuated Inversion Recovery), STIR (Short Time Inversion Recovery), которые применяют для подавления сигналов от спинномозговой жидкости (СМЖ) и жировой ткани соответственно.

Однако практика МРТ исследований показала, что в ряде случаев, например, при исследовании орбит, подавление только одного тканевого компонента, не всегда позволяет преодолеть проблемы надежной визуализации измененной ткани. Например, при исследовании зрительного нерва нежелательный фон образуют сигналы от жидкости в глазных яблоках и жировой ткани в орбитах. В современных МР-томографах предусмотрена модификация импульсной последовательности, когда в нее вводится дополнительный РЧ импульс, обеспечивающий частотно-селективное насыщение жировой ткани - FatSat. Если в качестве такой ИП используется FLAIR, то при МРТ сканировании происходит одновременное подавление сигналов жира (ткани с определенным химическим сдвигом) и жидкости (ткани с заданным T_1). Предварительные МРТ эксперименты на 0,5 Тл томографе показали, что такой импульс не дает однородного по зоне сканирования возбуждения спинов из-за недостаточной однородности поля. В слабых полях к тому же длительность импульса из-за требований к его селективности оказывается неприемлемо большой. Поэтому для одновременного подавления сигналов воды и жира применен метод двойной инверсии DIR (Double Inversion Recovery). Его схема следующая: 1800 - TIW - 1800 - TIF - 900 - считывание МР-сигнала, (2) причем $TIW > TIF$. Подбором TIW , TIF – можно синхронизировать переход через ноль намагниченностей воды и жира и в результате подавить сигналы от них. При $TR > TIW \gg TIF$ для этого следует задать TIW , TIF аналогично (1): $TIW, F = 0,69 \times T1W, F$ (3) Помимо полного подавления сигналов от нормальных тканей полезный результат можно получить и при неполном их подавлении. Было замечено, что при специальном подборе T_I ткани с определенным временем T_1 оказываются неразличимыми на МРТ-изображении из-за равенства сигналов от них. Такой способ управления тканевым контрастом можно назвать методом выравнивания контраста – с помощью сканирующей ИП получают одинаковый МР-сигнал разных нормальных тканей, и, следовательно, одинаковый контраст на МРТ-изображении. Применение данной методики также проводилось для ИП инверсия-восстановление.

Подавление сигналов нормальных тканей при исследованиях человека.

Обычно методика инверсия-восстановление применяется для подавления сигналов от тканей, дающих избыточно яркий сигнал на МРТ-изображении. К ним относятся ткани не только с коротким временем T_1 – жировой ткани, но и ткани с большими временами релаксации: СМЖ, жидкость в орбитах и др. В ходе работы на 0,5 Тл томографе получены МРТ-изображения головного мозга человека (рис.1) в режимах градиентного эха GE (T1ВИ) и STIR. Для реализации STIR применялось $T_I = 0,08$ с. Выше рассматривался случай, когда времена релаксации у патологической ткани и нормальной были различны. В ряде случаев отличия во временах релаксации могут быть несущественными как, например, для ликворных кист, СМЖ. В этом 10 случае для точного определения границ интересующих структур, необходимо провести выравнивание контраста между этими структурами и соседними тканями. Рис. 1. Выявление липомы с использованием STIR. Образование, отмеченное стрелкой, на T1ВИ (GE) дает высокий сигнал, а на STIR низкий, что указывает на высокое содержание жира, характерное для липомы. Пример визуализации ликворных кист, граничащих с желудочками мозга, показан на рис. 2. На T2ВИ, FLAIR и DIR ($T_{I1}/T_{I2} = 1,3/0,08$ с) желудочки мозга и ликворные кисты имеют одинаковый контраст – в первом случае дают высокий, а во втором – низкий сигнал. Они хорошо видны на фоне белого вещества, но надежно определить их границы довольно трудно. При выравнивании контраста между белым веществом и СМЖ границы кист и желудочков уже видны отчетливо. Выравнивание контраста достигнуто за счет

использования ИП DIR ($T_{11}/T_{12} = 1,05/0,08$ с). Рис. 2. Визуализация ликворных кист, граничащих с желудочками мозга. Импульсную последовательность DIR можно использовать для подавления сигналов не только от жира и свободной воды, но и других тканевых компонентов, например, частично связанной жидкости, содержащейся в слизистой носа, что полезно при исследовании воспалительных изменений в области пазух и орбит (рис. 3). Время релаксации T_1 для слизистой составляет 0,7 с, поэтому для подавления сигнала от нее методом инверсия-восстановление время TIW задавалось равным 0,55 с. GE STIR T2ВИ FLAIR DIR($T_{11}=1,3$ с) DIR($T_{11}=1,05$ с) 11 Рис. 3. Визуализация зрительных нервов на T2ВИ и DIR с одновременным подавлением сигналов жира и слизистой носа.

Управление тканевым контрастом в экспериментах на животных в поле 7 Тл

Чувствительность 0,5 Тл МР-томографа недостаточна для исследования малых объектов. Поэтому МРТ эксперименты на лабораторных животных проводились на высокопольном (7 Тл) томографе. Была поставлена задача адаптировать ИП, отлаженные на 0,5 Тл томографе, для их применения в поле 7 Тесла. В частности, учесть то, что времена релаксации увеличиваются с ростом поля. Одна из проблем перехода к высоким полям состоит в том, что при увеличении поля возрастают химические сдвиги и связанные с ними артефакты. Их компенсация требует применения более мощных как радиочастотных, так и градиентных полей. Но при этом возрастает паразитный вклад полей рассеяния, увеличивается радиочастотная нагрузка на объект. Поэтому потребовалась отладка сканирующих импульсных последовательностей. Основное внимание было уделено реализации метода инверсия-восстановление, поскольку для этого метода фирма производитель не предоставила протоколов или хотя бы рекомендаций.

Применение алгебраических операций с МРТ-изображениями

Проблемой МРТ является сравнительно большое время сканирования, более детальные исследования требуют осуществления дополнительных режимов с соответствующим увеличением времени. Поэтому важно так подобрать режимы сканирования, чтобы за разумное количество времени получить максимум информации о тканевом составе исследуемого объекта. При визуальном сопоставлении изображений, полученных при разных режимах сканирования (T1ВИ, T2ВИ), не всегда возможно выявить различия контраста в проблемной зоне. Поэтому представляет интерес разработка метода автоматической, т.е. свободной от субъективных факторов, обработки изображений, позволяющей подчеркнуть эти отличия. Наиболее простым методом такой обработки является T2ВИ FLAIR STIR IR + FatSat 14 вычитание изображений, т.е. построение разностного изображения, у которого яркость пикселя пропорциональна разности яркостей пикселей одинаковой локализации от исходных (сравниваемых) изображений. Смысл обращения к алгебраическим операциям состоит в том, чтобы напрямую провести дифференциацию тканей, а также эмулировать изображения от различных режимов сканирования, включая те, которые невозможно реализовать аппаратными средствами. Сопоставление изображений, полученных с помощью алгебраических операций, с расчетными значениями МР-сигнала позволяет выявить особенности в распределении контраста и дать для этого возможное диагностическое обоснование. Удобно использовать для алгебраических операций данные от режимов, которые отличаются лишь способом воздействия на продольную намагниченность M_z . Например, обычные T2ВИ и их модификации, реализующие метод инверсия-восстановление – IR. Тогда для оценки сигнала достаточно рассчитать величины M_z перед этапом его считывания, т.е. перед воздействием РЧ импульса преобразующего продольную намагниченность в поперечную.

Алгебраические операции с МРТ-изображениями при исследованиях человека

Апробация предлагаемого способа проводилась на материалах исследований головного мозга. Для алгебраических операций применялось стандартное для томографа Tomikon S50 (Брукер) программное обеспечение. На рис. 7 представлены МРТ-изображения головного мозга режимов T2ВИ и FLAIR. На них выявляется некоторое образование в правой половине четверохолмной цистерны (указано стрелкой). Использование режима STIR наглядно демонстрирует резкое снижение интенсивности МР-сигнала от выявленной опухоли, что является типичным признаком липомы. Аналогичный результат получен и путем математической операции с данными T2ВИ–FLAIR.

На рис. 8 представлен еще один пример диагностического применения использования режима инверсия-восстановление и алгебраических операций с изображениями. Анализируя изображения от режимов T2ВИ и FLAIR, возникло подозрение на то, что зона поражения представляет собой очаг кровоизлияния. $A = T2ВИ$ $B = FLAIR$ $STIR$ $A - B$ $A B C E D F$ $0,75$ 0 0 1 2 $0,25$ $[Mz](T1)$ $T1$. Чтобы наиболее наглядно показать эту зону был запущен режим DIR для одновременного подавления сигналов воды и жира. Отсутствие сигнала от зоны поражения указывало на присутствие в этой зоне смеси свободной жидкости и жира. По совокупности признаков можно заключить, что зона поражения представляет собой дермоидную, скорее всего врожденную кисту с вкраплением жидкости. На это указывает высокий сигнал на изображении (A-B), эмулирующем режим STIR. Поскольку при подавлении сигнала только одного нормального тканевого компонента не происходит подавления всех сигналов даже от локальных участков зоны поражения, то гетерогенная комбинация жира и воды в зоне поражения существенно отличается от нормального распределения этих компонентов для внутричерепных структур. Именно эта особенность может быть предметом анализа. На изображении, полученном с использованием алгебраической операции (T2ВИ-FLAIR)×FLAIR, зона поражения представлена гиперинтенсивным сигналом на фоне выровненного контраста. То есть, произведено селективное выделение (а не подавление, как в DIR) этих двух компонент (воды и жира) одновременно.

6.4. Самостоятельная работа обучающихся под руководством преподавателя. Написать конспект.

6.5. Контроль усвоения обучающимися темы занятия (знания и умения) с применением тестовых заданий, ситуационных задач и других видов контроля.

Тест

ВОЗМОЖНО, ЛИ СУЩЕСТВОВАНИЕ ВЕКТОРНЫХ И ТЕНЗОРНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК ПРИ НУЛЕВОМ СПИНЕ:

- 1) возможно
- 2) невозможно
- 3) возможно при положительном значении

ПОНЯТИЕ СПИНА:

- 1) собственный момент импульса электромагнитных частиц
- 2) собственный момент импульса атомного ядра или атома
- 3) система орбитальных частиц моментов частиц, обусловленных их движением внутри системы
- 4) 1 и 2 верны
- 5) 1и 3 верны

МИКРОВОЛНОВАЯ СПЕКТРОСКОПИЯ:

- 1) радиоспектроскопия сантиметрового и миллиметрового диапазонов длин волн l (СВЧ)
- 2) радиоспектроскопия диапазонов длин волн 10 нм-5 пм
- 3) область спектра, в которой наблюдается сигнал, имеющий один или несколько максимумов
- 4) метод позволяющий оценить прохождение крови через ткани организма

С ПОМОЩЬЮ ОПЫТОВ РЕЗЕРФОРД УСТАНОВИЛ, ЧТО:

- 1) Положительный заряд распределен по всему объему у атома.
- 2) В состав атома входят электроны.
- 3) Атом не имеет внутренней структуры.
- 4) В центре атома положительно заряженное ядро, вокруг которого движутся электроны

РАСПРЕДЕЛЕНИЕ БОЛЬЦМАНА:

$$1) \frac{N_{\beta}}{N_{\alpha}} = e^{-\Delta E/k_{\beta}T} \approx 1 - \frac{\Delta E}{k_{\beta}T} = 1 - \frac{\gamma \hbar B_0}{K_0 T}$$

$$2) I = I_0 e^{kl}$$

$$3) \frac{N_{\beta}}{N_{\alpha}} = e^{-\Delta E} \approx 1 - \frac{\Delta E}{k_{\beta}T} = 1 + \frac{\gamma \hbar B_0}{K_0 T}$$

$$4) I = e^{-\Delta E/k_B T} \approx 1 - \frac{\Delta E}{k_B T} = 1 - \frac{\gamma \hbar B_0}{K_0 T}$$

Тема 14. Методы повышения чувствительности при проведении МРТ

1. Актуальность. Несмотря на многочисленные достоинства данных магнитно-резонансных методов, они имеют существенный недостаток – низкую чувствительность для объектов в естественных условиях, т.е. относительно невысокое отношение сигнала к шуму, что приводит к необходимости длительного накопления сигнала для формирования достоверных данных и отчетливого изображения. В настоящее время перспективными представляются подходы, позволяющие повысить чувствительность регистрации сигналов магнитного резонанса на 3-5 порядков величины, тем самым кардинально сократив время регистрации сигнала и подняв обнаружительную способность магнитно-резонансных методов. Среди этих подходов использование спиновой гиперполяризации ядер исследуемых веществ, т.е. создание существенной неравновесной поляризации ансамбля спинов. Альтернативным подходом для повышения чувствительности является применение нетрадиционных методов регистрации спектров ЯМР и ЭПР – для этого используются методы оптически детектируемого магнитного резонанса, методы спиновой химии и новые импульсные методики.

2. Учебные цели: рассмотреть способы диагностики отдельных органов

Для формирования профессиональных компетенций обучающийся должен **знать**:

- строение организма человека
- физические основы МРТ

Для формирования профессиональных компетенций обучающийся должен **владеть и уметь**:

- оценить результаты инструментальных данных МРТ
- физические основы получения изображений с МРТ
- и овладеть следующими **компетенциями**: УК-1 (УК-1.1, УК-1.2, УК-1.3), ОПК-1 (ОПК-1.1, ОПК-1.3)

3. Материалы для самоподготовки к освоению данной темы:

Вопросы для самоподготовки:

1. Что такое функциональный анализ?
2. Что такое идентификация?
3. Как происходит процесс получения спектров в ЯМР?
4. Как устанавливается связь между электронами и их физико-химическими свойствами?
5. Какие приближения учитываются в полуэмпирических методах квантовой химии?

4. Вид занятия: практическое занятие,

5. Продолжительность занятия: 2 часа

6. Оснащение:

- 6.1. Дидактический материал;
- 6.2. ТСО.

7. Структура занятия:

7.1. Организационный этап - проверка готовности группы к занятию внешний вид, отметка присутствующих, ознакомление с планом работы.

7.2. Контроль исходного уровня знаний обучающихся с применением тестов.

7.3. Ознакомление обучающихся с содержанием занятий. Изложение узловых вопросов темы данного занятия. Демонстрация преподавателем методики практических приемов по данной теме. Теоретический разбор темы.

Методы магнитного резонанса - ядерный магнитный резонанс (ЯМР) и электронный парамагнитный резонанс (ЭПР) имеют широкое применение в физике, химии, биологии, медицине и других областях науки

для получения детальной информации о структуре и динамике молекул многих веществ в различных средах. Одним из развитий этих методов является ЯМР-визуализация, которая лежит

в междисциплинарной области науки на стыке физики, химии, информатики, инженерии и медицины, также известная как магнитно-резонансная томография (МРТ).

Современные методы магнитно-резонансной спектроскопии и томографии делают возможным наблюдение внутренней структуры различных объектов, непрозрачных для других диапазонов электромагнитного излучения. Уникальные особенности современных неинвазивных методов МРТ существенно расширяют возможности визуализации для биомедицинских приложений, включая структурную и функциональную диагностику объектов, например, в отличие от рентгеновской, так называемой компьютерной томографии (КТ), МРТ наиболее достоверно передает морфологические признаки мягких тканей организмов.

Несмотря на многочисленные достоинства данных магнитно-резонансных методов, они имеют существенный недостаток – низкую чувствительность для объектов в естественных условиях, т.е. относительно невысокое отношение сигнала к шуму, что приводит к необходимости длительного накопления сигнала для формирования достоверных данных и отчетливого изображения.

В настоящее время перспективными представляются подходы, позволяющие повысить чувствительность регистрации сигналов магнитного резонанса на 3-5 порядков величины, тем самым кардинально сократив

время регистрации сигнала и подняв обнаружительную способность магнитно-резонансных методов.

Среди этих подходов использование спиновой гиперполяризации ядер исследуемых веществ, т.е. создание существенной неравновесной поляризации ансамбля спинов. Например, использование гиперполяризованных благородных газов позволит получать МРТ изображения функционирования отделов дыхательной системы – легких, альвеол, бронхов, не наблюдаемых ни в КТ, ни в обычной МРТ. Перспективным направлением в этой области является создание фотонной фабрики для эффективной гиперполяризации ядерных спинов благородных газов.

Альтернативным подходом для повышения чувствительности является применение нетрадиционных методов регистрации спектров ЯМР и ЭПР – для этого используются методы оптически детектируемого магнитного резонанса, методы спиновой химии и новые импульсные методики. Проводятся исследования в области косвенной регистрации радикалов, радикальных пар и носителей заряда в полупроводниковых материалах и органических фотовольтаических материалах. В ряде случаев используется комбинация указанных методов регистрации магнитного резонанса и спиновой гиперполяризации для дополнительного усиления регистрируемого сигнала. Развитие альтернативных методов регистрации сигналов ЯМР и ЭПР требует проведения дальнейших исследований, направленных на понимание фундаментальных основ спиновой химии и механизмов реакций с участием парамагнитных частиц.

Помимо эффективного повышения чувствительности методов магнитного резонанса, а также пространственного и временного разрешения МРТ указанными методами спиновой гиперполяризации и новыми методами детектирования сигналов, в настоящее время имеется значительная потребность в развитии методов спиновой химии для регистрации короткоживущих интермедиатов реакций, которые могут быть использованы в инженерии нового типа оборудования для формирования высокооднородных магнитных полей больших объемов.

Особенности сверхвысокопольной МР-томографии

Принципиально МР-томография является частным случаем ЯМР-спектроскопии, в основе которой лежит явление ядерного магнитного резонанса (ЯМР). Как известно, у атомных ядер с ненулевым спином в статическом магнитном поле возникает зеемановское расщепление энергетических уровней. Например, для спина протона (водород входит в состав молекулы воды именно в виде двух протонов), равного $1/2$, возникает два уровня. Разность энергий верхнего и нижнего уровней пропорциональна величине статического поля B_0 . Если к объекту, содержащему воду или другое вещество, у которого атомные ядра имеют ненулевой спин, приложить радиочастотное (РЧ) магнитное поле, то возникают неравновесные квантовые переходы, которые имеют резонансный характер, если частота поля равна частоте прецессии

ядер (ларморовской частоте). Такое РЧ поле на ларморовской частоте создается передающими антеннами, которые в исследованиях по МРТ называются катушками, даже если антенная система представляет собой решетку дипольных антенн. Этот термин нуждается в пояснении. Если в дальней зоне излучения антенной системы напряженности магнитного и электрического полей равны друг другу с точностью до волнового импеданса пространства, то в ближней зоне магнитное поле антенны может доминировать над электрическим. Так как расстояние от объекта до антенной системы в МР-томографии меньше длины волны, а электрическое РЧ поле антенны представляет собой паразитный эффект, ибо не создает полезного сигнала, а лишь ведет к индукционному нагреву биологических тканей, то антенные системы в МРТ нацелены на эффективное создание именно ближнего магнитного поля. Поэтому термин РЧ катушка является оправданным в МРТ. Итак, первичное магнитное поле ларморовской частоты, созданное РЧ-катушкой, приводит к возбуждению верхнего зеемановского состояния атомных ядер в объекте, которые затем возвращаются к нижнему состоянию, причем в процессе восстановления равновесного состояния испускается вторичное излучение с той же несущей частотой. Взаимодействие этого излучения либо с отдельными приемными РЧ-катушками, либо с теми же приемо-передающими катушками (что возможно ввиду задержки по времени относительно первичного РЧ-импульса) является основой для возникновения регистрируемого сигнала ЯМР [16]. Особенностью МРТ (как подвида ЯМР спектроскопии) является намеренное кратковременное создание статического магнитного поля различной величины в разных местах исследуемого объекта (обычно, с линейной пространственной неоднородностью). Для этого на располагающиеся по периметру МРТ туннеля специальные катушки постоянного тока – градиентные катушки, подаются импульсы постоянного тока, так называемые импульсы градиентов. Вследствие наличия такой неоднородности статического поля сигнал ЯМР, возбуждаемый в приёмной РЧ-катушке излучением от разных мест объекта, отличается не только по амплитуде (ввиду различной концентрации атомных ядер данного вещества в разных местах объекта), но и по частоте. В итоге можно соотнести амплитуду сигнала ЯМР данной частоты с координатами соответствующей области внутри объекта, что и дает картину пространственного распределения по объекту массовой плотности исследуемого вещества, например, воды, жиров или фосфора [7,17]. Дополнительный анализ фазовых соотношений между несколькими сигналами ЯМР, регистрируемыми после подачи определенной последовательности РЧ-импульсов и импульсов градиентов [7,17], как раз и позволяет получить в МРТ детальное изображение различных сечений объекта, но описание таких, пусть и важных, деталей метода не является целью данного обзора. Для дальнейшего рассмотрения важно отметить, что вследствие квантовой природы эффекта ЯМР обладает такими характеристиками, как узкополосность и пропорциональность частоты наблюдаемого сигнала величине индукции статического магнитного поля (B_0). Впрочем, несмотря на квантовую природу, явление ЯМР в большинстве случаев может быть описано классически – как индуцированную РЧ магнитным полем прецессию макроскопической ядерной намагниченности вокруг статического магнитного поля. Согласно этой модели, воздействие РЧ поля приводит к отклонению вектора макроскопической намагниченности от равновесного направления – направления статического магнитного поля. Разумеется, из сказанного понятно, что для наблюдения ЯМР поле ларморовской частоты должно иметь направление магнитного вектора, отличное от статического. Для максимально эффективного взаимодействия с прецессирующим вектором макроскопической ядерной намагниченности РЧ поле (в МРТ оно обозначается $B_1 +$) должно иметь круговую поляризацию в плоскости, ортогональной вектору B_0 . Чаще всего ЯМР в этом случае описывают уравнениями Блоха – уравнениями вынужденной прецессии магнитного момента в стационарной или во вращающейся системе координат. Эти уравнения представляют собой полуклассическую модель эффекта. В уравнения Блоха, в зависимости от проводимого эксперимента, могут добавляться или не добавляться релаксационные, градиентные или диффузионные члены.

С другой стороны, в максимально достижимых на данный момент магнитных полях резонансная частота большинства изотопов с ненулевым магнитным моментом попадает в радиочастотный диапазон, а значит МРТ может быть рассмотрено, как подраздел радиофизики.

С радиотехнической точки зрения ЯМР-спектроскопия и МР-томография могут быть разделены на две последовательные задачи. Первая это – создание однородного радиочастотного магнитного поля в заданной области, вторая – приём, усиление и регистрация слабого узкополосного сигнала, находящегося в ближнем поле одной или нескольких антенн; при этом приёмные антенны могут, как совпадать с передающими, так и отличаться от них. Величина индукции магнитного поля не влияет непосредственно на радиотехническую часть оборудования для наблюдения ЯМР, однако то, что она определяет рабочую частоту всей РЧ части спектрометра или томографа приводит к существенной зависимости параметров приёма и передачи РЧ энергии от величины статического магнитного поля, в котором производится наблюдение явления ЯМР. В частности, классическим следствием повышения величины постоянного магнитного поля является квадратичное повышение амплитуды сигнала ЯМР, а следовательно – и чувствительности МР-томографии [17]. Поэтому сверхвысокопольная МРТ позволяет получать изображения с таким качеством, которое недостижимо для высокопольных технологий. Тем самым открываются новые возможности экспериментального исследования головного мозга, внутренних органов, суставов, нервной системы и т.д.

7.4. Самостоятельная работа обучающихся под руководством преподавателя 120 минут.

7.5. Контроль усвоения обучающимися темы занятия (знания и умения) с применением тестовых заданий, ситуационных задач и других видов контроля.

ИЗ ПРИВЕДЕННЫХ НИЖЕ УТВЕРЖДЕНИЙ УКАЖИТЕ ПОСТУЛАТЫ ТЕОРИИ БОРА:

- 1) в атомах есть избранные стационарные орбиты, двигаясь по которым электроны не излучают свет; атомы излучают свет квантами при переходе с одной стационарной орбиты на другую
- 2) в атомах есть избранные стационарные орбиты, двигаясь по которым электроны излучают свет; при излучении света электроны движутся по спирали, постепенно теряя энергию и приближаясь к ядру
- 3) атомы излучают свет квантами при переходе с одной стационарной орбиты на другую
- 4) при излучении света электроны движутся по спирали, постепенно теряя энергию и приближаясь к ядру; в атомах есть избранные стационарные орбиты, двигаясь по которым электроны не излучают свет

КАКАЯ ЧАСТЬ АТОМА ВНОСИТ ОСНОВНОЙ ВКЛАД В РАССЕЯНИЕ АЛЬФА-ЧАСТИЦ В ОПЫТАХ РЕЗЕРФОРДА:

- 1) атомное ядро
- 2) отдельные протоны
- 3) электронная оболочка
- 4) отдельные электроны

ИЗ КАКИХ ЧАСТЕЙ СОСТОЯТ АТОМНЫЕ ЯДРА:

- 1) Протонов и нейтронов,
- 2) Нейтронов и электронов,
- 3) Только из нейтронов,
- 4) Протонов и электронов

УКАЖИТЕ ВСЕ ВЕРНЫЕ УТВЕРЖДЕНИЯ:

- 1) в ядре сосредоточена практически вся масса атома; размеры атома – это и есть размеры электронной оболочки
- 2) практически вся масса атома сосредоточена в его электронной оболочке; размеры атома во много раз меньше размеров электронной оболочки; размеры атома – это и есть размеры электронной оболочки
- 3) масса атома примерно пополам делится между ядром и электронной оболочкой; размеры атома во много раз больше размеров электронной оболочки;
- 4) размеры атома во много раз больше размеров электронной оболочки; в ядре сосредоточена практически вся масса атома

КАКОЕ ЗНАЧЕНИЕ МОЖЕТ ПРИНИМАТЬ СПИНОВОЕ КВАНТОВОЕ ЧИСЛО I:

- 1) некратное $1/2$
- 2) кратное $1/2$

3) оба варианта верны

8. Литература: см в приложении.

Тема 15. Практическая работа на учебном макете МРТ. Анализ изображений

1. Актуальность. Макет МРТ-томографа демонстрирует принцип работы томографа. Это позволяет обучающемуся сформировать практические навыки работы на МРТ-томографе и изучить его устройство. Для получения изображения магнитно-резонансный томограф (МРТ) не использует рентгеновское излучение. Пациента помещают в сильное магнитное поле, это приводит к тому, что все атомы водорода в теле пациента выстраиваются параллельно направлению магнитного поля. В этот момент аппарат посылает электромагнитный сигнал, перпендикулярно основному магнитному полю. Атомы водорода, имеющие одинаковую с сигналом частоту, «возбуждаются» и генерируют свой сигнал, который улавливается аппаратом. Разные виды тканей (кости, мышцы, сосуды и т.д.) имеют различное количество атомов водорода и поэтому они генерируют сигнал с различными характеристиками. Томограф распознает эти сигналы, дешифрует их и строит изображение. МРТ позволяет получать изображение тонких слоев тела человека в любом сечении — во фронтальной, сагиттальной, аксиальной и косых плоскостях. МРТ- томограмма представляет собой карту распределения в плоскости плотности протонов в организме. Для её анализа требуются специальные знания и навыки. Поэтому чем лучше будет подготовка будущего врача, тем точнее будет его клинический диагноз.

2. Учебные цели: Изучение основных физических принципов, положенных в основу ЯМР спектроскопии. Изучение устройства спектрометра, его блок схемы. Знать основные узлы и их назначение; электромагнит, синтезатор частот, регистрирующее устройство, устройство записи спектров. Ознакомление с устройством и принципом работы спектрометра непрерывного ЯМР.

Для формирования профессиональных компетенций обучающийся должен **знать**:

- получение изображений методами томографий
- физические основы томографий

Для формирования профессиональных компетенций обучающийся должен **владеть и уметь**:

- физическими основами получения изображений
- и овладеть следующими **компетенциями**: УК-1 (УК-1.1, УК-1.2, УК-1.3), ОПК-1 (ОПК-1.1, ОПК-1.3)

3. Материалы для самоподготовки к освоению данной темы:

1. Устройство МРТ-томографа
2. Получение МРТ-изображения
3. Техника безопасности работы с МРТ-томографом.

4. Вид занятия: практическое занятие,

5. Продолжительность занятия: 4 часа

6. Оснащение:

- 6.1. Дидактический материал;
- 6.2. ТСО.

7. Структура занятия:

7.1. Организационный этап - проверка готовности группы к занятию внешний вид, отметка присутствующих, ознакомление с планом работы.

7.2. Контроль исходного уровня знаний обучающихся с применением тестов.

1. МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНАЯ ТОМОГРАФИЯ ИСПОЛЬЗУЕТСЯ В МЕДИЦИНЕ ДЛЯ ПОЛУЧЕНИЯ:

- 1) резонансных спектров
- 2) спектров
- 3) рентгеновских изображений
- 4) ультразвуковых изображений

5) послойных изображений

2. МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНАЯ ТОМОГРАФИЯ И КОМПЬЮТЕРНАЯ ТОМОГРАФИЯ — ЭТО:

- 1) разные методы
- 2) одинаковые методы
- 3) связанные методы
- 4) подобные методы
- 5) зависимые методы

3. МОЛЕКУЛЯРНУЮ СТРУКТУРУ МОЖНО ИССЛЕДОВАТЬ:

- 1) методом ЯМР-спектроскопии
- 2) методом эмиссионной томографии
- 3) методом компьютерной томографии
- 4) микроскопом

4. МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНАЯ ТОМОГРАФИЯ, — ЭТО МЕТОД:

- 1) не связанный с явлением ЯМР
- 2) связанный с явлением ЯМР
- 3) связанный с рентгеновским исследованием
- 4) связанный с ультразвуковым исследованием
- 5) связанный с инфракрасным излучением

5. ЯВЛЕНИЕ ЯДЕРНОГО МАГНИТНОГО РЕЗОНАНСА БЫЛО ОТКРЫТО В:

- 1) 1897 году
- 2) 1946 году
- 3) 1970 году
- 4) 1912 году

УКАЖИТЕ ВСЕ ВЕРНЫЕ УТВЕРЖДЕНИЯ:

- 1) в ядре сосредоточена практически вся масса атома; размеры атома – это и есть размеры электронной оболочки
- 2) практически вся масса атома сосредоточена в его электронной оболочке; размеры атома во много раз меньше размеров электронной оболочки; размеры атома – это и есть размеры электронной оболочки
- 3) масса атома примерно пополам делится между ядром и электронной оболочкой; размеры атома во много раз больше размеров электронной оболочки;
- 4) размеры атома во много раз больше размеров электронной оболочки; в ядре сосредоточена практически вся масса атома

ДИАГНОСТИКА ПО ШКАЛЕ ХАУНСФИЛДА ИСПОЛЬЗУЕТСЯ В МЕТОД:

- 1) МРТ
- 2) линейной томографии
- 3) УЗИ
- 4) компьютерной томографии

МОЛЕКУЛЯРНУЮ СТРУКТУРУ МОЖНО ИССЛЕДОВАТЬ:

- 1) методом ЯМР-спектроскопии
- 2) методом эмиссионной томографии
- 3) методом МРТ
- 4) методом компьютерной томографии
- 5) микроскопом

С ПОМОЩЬЮ ОПЫТОВ РЕЗЕРФОРД УСТАНОВИЛ, ЧТО:

- 1) Положительный заряд распределен по всему объему у атома.
- 2) В состав атома входят электроны.
- 3) Атом не имеет внутренней структуры.
- 4) В центре атома положительно заряженное ядро, вокруг которого движутся электроны

7.3. Демонстрация преподавателем методики практических приемов работы с учебным макетом. Теоретический разбор темы.

7.4. Самостоятельная работа обучающихся с учебным макетом под руководством преподавателя.

7.5. Контроль усвоения обучающимися темы занятия (знания и умения) с применением тестовых заданий, ситуационных задач и других видов контроля.

Контрольные вопросы

1. МР-СПЕКТРОСКОПИЯ:

- 1) метод позволяющий определить биохимические изменения тканей при различных заболеваниях по концентрации определенных метаболитов
- 2) метод, позволяющий определять движение внутриклеточных молекул воды в тканях
- 3) Метод позволяющий оценить прохождение крови через ткани организма
- 4) метод получения изображения просвета сосудов при помощи магнитно-резонансного томографа

2. МР-АНГИОГРАФИЯ:

- 1) метод позволяющий определить биохимические изменения тканей при различных заболеваниях по концентрации определенных метаболитов
- 2) метод, позволяющий определять движение внутриклеточных молекул воды в тканях
- 3) Метод позволяющий оценить прохождение крови через ткани организма
- 4) метод получения изображения просвета сосудов при помощи магнитно-резонансного томографа.

3. МР-ДИФФУЗИЯ:

- 1) метод позволяющий определить биохимические изменения тканей при различных заболеваниях по концентрации определенных метаболитов
- 2) метод, позволяющий определять движение внутриклеточных молекул воды в тканях
- 3) метод позволяющий оценить прохождение крови через ткани организма
- 4) метод получения изображения просвета сосудов при помощи магнитно-резонансного томографа

8. Литература: см. в приложении

Тема 16. Принципы построения 3D изображений анатомических структур. Сравнительный анализ методов визуализации

1. Тема и ее актуальность. В настоящее время всё более возрастает потребность в использовании персонифицированных моделей анатомических объектов как непосредственно в клинической практике, так и в математическом моделировании различных процессов в клинических исследованиях. Наличие реалистичных анатомических моделей позволяет хирургам более качественно осуществлять необходимую предоперативную подготовку. Этот процесс является чрезвычайно важным, в частности, в онкологии. Используя анатомическую модель, можно неинвазивно получить информацию о положении опухоли, структуре сосудистой системы в её окрестности, измерить объём опухоли относительно общего объёма органа для принятия решения о возможности проведения операции. Существует ряд задач математического моделирования, в которых анатомические модели необходимы для задания расчётной области. Примером таких задач является моделирование электрокардиографии. Анатомические модели необходимы для задания расчётной области при современном планировании лучевой терапии. Использование модели облучаемых анатомических структур позволяет определить оптимальное количество источников, рассчитать интенсивность излучения каждого из них, а также их положение в пространстве таким образом, что облучение здоровых клеток минимизируется, а большая часть энергии направляется на область, поражённую больными клетками.

Таким образом, широкий спектр задач медицины, требующих учёта анатомических особенностей конкретного пациента, объясняет необходимость создания персонифицированных анатомических моделей.

2. Учебные цели: рассмотреть методы визуализации, недостатки и достоинства метода, принципы построения 3D изображений анатомических структур.

Для формирования профессиональных компетенций обучающийся должен **знать**:

- этапы развития МРТ, КТ, УЗИ, ПЭТ, сцинтиграфии, ОФЭКТ, термографии;
- физические основы МРТ, КТ, УЗИ, ПЭТ, сцинтиграфии, ОФЭКТ, термографии
- классификации МРТ-, КТ-, УЗИ-, ПЭТ- томографов.

Для формирования профессиональных компетенций обучающийся должен **владеть и уметь**:

- навыками работы на томографах и получения изображений на них;
- и овладеть следующими **компетенциями**: УК-1 (УК-1.1, УК-1.2, УК-1.3), ОПК-1 (ОПК-1.1, ОПК-1.3)

3. Материалы для самоподготовки к освоению данной темы:

Вопросы для самоподготовки:

1. На каком принципе основана МРТ?
2. Почему термин ЯМР-томография был заменен на МРТ?
3. Что можно визуализировать с помощью МРТ?
4. Объяснить физический принцип МРТ.
5. Чем создаются постоянные магнитные поля?
6. Для чего нужно градиентное магнитное поле?
7. Какие методы МРТ существуют?
8. Области применения МРТ?
9. Возможности метода.
10. Исследование органов методом МРТ.
11. Ограничение МРТ.
12. Какими недостатками обладает метод магнитно-резонансной томографии.

4. Вид занятия: практическое занятие,

5. Продолжительность занятия: 2 часа

6. Оснащение:

- 6.1. Дидактический материал;
- 6.2. ТСО.

7. Структура занятия:

7.1. Организационный этап - проверка готовности группы к занятию внешний вид, отметка присутствующих, ознакомление с планом работы.

7.2. Контроль исходного уровня знаний обучающихся с применением тестов.

7.3. Ознакомление обучающихся с содержанием занятий. Изложение узловых вопросов темы данного занятия. Демонстрация преподавателем методики практических приемов по данной теме. Теоретический разбор темы.

Трёхмерная компьютерная графика появилась сравнительно недавно, однако задолго до появления персональных компьютеров длительное количество времени предпринимались попытки воссоздания трёхмерного мира на фотографиях, картинах, киноплёнке. Процесс создания 3D-модели может осуществляться множеством способов. Все зависит от целей, сроков, сложности выполнения и прочих особенностей производства. Обычно основными стадиями подготовки трёхмерной графики являются: моделирование, текстурирование, анимация и сам рендер. Трёхмерное моделирование — это процесс создания трёхмерной модели объекта. Его основная задача заключается в том, чтобы показать визуальный объем, создаваемого объекта. Можно создать статическую модель, которая будет иметь лишь привлекательный вид, но без какого-либо функционала, потому что для статики не важно, как сделана модель. А модель для анимации должна быть не только привлекательной внешне, но и быть оптимизированной для дальнейшей работы с ней. Основными критериями оптимизации 3D-модели для анимации являются: топология и количество полигонов. Полигон или полигональная сетка — представляет собой набор вершин, граней и рёбер, которые определяют

форму многогранного объекта в трёхмерной компьютерной графике. Говоря простыми словами, когда мы смотрим на 3D-модель, то мы видим ту самую полигональную сетку, ведь составляющие полигонов и образуют те самые формы, которые мы создаём. Если мы посмотрим на уже завершённый и отрендеренный трёхмерный объект, то мы не увидим полигональную сетку. В большинстве случаев при создании самой модели, разработчики используют режим сетки (wire-frame), чтобы правильно выстроить форму объекта и его топологию. Когда работаешь в таком режиме, можно с лёгкостью манипулировать составляющими полигонов и тем самым создать 3D-модель нужным образом. Существует несколько видов полигональной сетки: – Полигон с тремя вершинами. Данный вид полигонов является самым простым из возможных, ведь он имеет минимально количество вершин и сторон. Также именуется как «треугольник» или «трис». На практике же данный вид полигональной сетки используется для создания 3D-моделей в сфере компьютерных игр, т. к. в большинстве своем модель должна быть триангулированной. При необходимости его с лёгкостью можно превратить в полигон с тремя вершинами. – Полигон с четырьмя вершинами. Самый распространённый вид в трёхмерной графике. Он имеет четыре вершины и четыре стороны, что делает его крайне удобным для построения трёхмерных форм, а также при манипуляциях с полигональной сеткой. Данный вид является обязательным при построении 3D-моделей, которые в дальнейшем будут совершенствоваться, анимироваться и сглаживаться. – Полигон с пятью вершинами или более (N-Gon). Является нежелательным полигоном в любом рабочем процессе, т. к. создаёт трудности в виде различных артефактов при текстурировании, рендере или анимации. Также из минусов — плохо поддаётся сглаживанию на изгибистых поверхностях. Под топологией же понимается плавная и потоковая организованность полигонов. Говоря простыми словами, топология — аккуратность, правильность полигональной сетки и непрерывность каркаса. Так, например, под «правильной топологией» подразумевается равномерность и оптимальность сетки по количеству полигонов. На самой сетке не должно быть каких-либо пересечений и загибов. В идеальном варианте грани у полигонов должны идти непрерывными и плавными линиями (loop), т. е. либо от края до края, либо замкнутых в кольцах. Топология в 3D-моделировании является ключевым аспектом правильной разработки трёхмерного объекта, т. к. от этого зависит, как в дальнейшем будут сглаживаться стыки полигонов, делаться развёртка и анимироваться объект. В трёхмерном моделировании особенно твердых поверхностей важной функцией является Subdivision. В настоящем мире не существует идеальных углов. Все углы имеют скругления. Subdivision как раз визуально разбивает полигоны на более мелкие и разглаживает углы, создавая плавные переходы поверхности. Трёхмерные редакторы имеют функции создания сплайнов для рисования первичных форм, путей, или объектов визуально схожих с проводами и веревками. Видеокарта, функция которой состоит в прорисовке объектов, умеет работать только с полигональными объектами и ничего не знает про сплайны и subdivision. Поэтому при выводе на экран эти объекты разбиваются на полигоны. Скульптурное моделирование или 3D-скульптинг — особый вид моделирования объектов. Он значительно отличается от обычного полигонального моделинга. Основным методом создания 3D-скульптур — это деформация частей объекта. Она создается с помощью различных инструментов (так называемых кистей скульптинга), которые позволяют изменять вогнутость или выпуклость модели, удалять или добавлять материал, изменять углы и грани поверхности, а также производить множество дополнительных преобразований. 3D-скульптинг не является заменой трёхмерному моделированию. К нему приходят лишь для создания органических форм или любых других форм, которые гораздо легче создать из «виртуальной глины», чем двигать полигоны за точки. На этом этапе можно окунуться в творчество и лепить, не задумываясь о полигонах, которых будет достаточно много, поэтому будет необходимо дополнительно обработать модель с помощью инструментов, входящих в программы для моделирования. Данный процесс называется ретопология, т. е. преобразование правильной полигональной сетки. Следующим этапом идёт текстурирование — один из важнейших этапов создания и визуализации трёхмерных объектов, который позволяет придать поверхности объёмной модели определенных параметров и свойств, для создания максимальной реалистичности. Перед тем

как создавать текстуры, необходимо подготовить модель. Данный этап называется развёртка или UV mapping. Маппинг представляет собой простой раскрой модели. По сути, мы условно разделяем нашу модель на отдельные части, которые проецируются на плоскость квадратного размера, равномерно растягиваются, выравниваются по размеру, выстраиваются максимально компактно и масштабируются, чтобы вписаться в квадрат. Плотное расположение необходимо для экономии памяти и возможности добиться наибольшей детализации текстуры на готовой модели. Если не получилось добиться нужного нам качества, модель разбивается на несколько UV-развёрток, для оптимизации. Как только развёртка сделана, можно начинать создавать текстуры. В качестве графического редактора обычно используют Adobe Photoshop. В нём есть возможность рисовать вручную, либо накладывать готовые текстуры в места на квадрате, соответствующие необходимым полигонам на самой модели. Современные технологии позволяют использовать специальные программы, например, Substance painter или Substance Designer, где можно накладывать текстуры прямо на модель и сразу видеть результат с учетом физических параметров. Для создания единообразия материалов была разработана система PBR (Physically based rendering). Благодаря тому, что художники, работающие с трёхмерной графикой, стремятся к реализму, была изобретена модель PBR. Она учитывает особенности каждого материала и с помощью математических формул, в которых указываются свойства рельефа его поверхности, высчитывает и отображает правильное поведение света, который столкнулся с объектом. Проще говоря, можно создать условия, которые позволят свету вести себя, как в реальном мире. Для правильного освещения поверхности каждая вершина модели хранит нормаль — вектор, направленный от поверхности. Благодаря тому, что все полигоны с общей вершиной задаются одной нормалью, их форма кажется плавной. Это называется плавным затенением (smooth shading). Если каждый треугольник имеет собственные нормали, то рёбра между полигонами становятся выраженными, а поверхность кажется плоской. Поэтому это и называется плоским затенением (flat shaded). Для более удобного использования были созданы определенные виды текстур, влияющие на взаимодействие материала со светом. Из-за разных подходов к созданию материалов в различных рендер-движках модель PBR имеет несколько видов рабочих подходов. Основными являются Metalness/Roughness и Specular/Gloss. В первом пользователь выбирает, является ли материал металлом или диэлектриком, а также шероховатость поверхности, что позволяет регулировать размытость отражений. Во втором пользователь может регулировать силу отражений и глянец. Выбор современных рендеров практически полностью пал на metal, потому что он экономичный и автоматизированный. Такие шейдеры берут на себя корректные расчёты. Физически корректный рендер основан на теории микроповерхностей, предполагающей, что поверхность состоит из хаотично ориентированных мелких плоскостей, называемых микроповерхностями. Каждая из этих маленьких плоскостей на основании собственной нормали отражает свет в единственном направлении. Текстура Metal — чёрно-белое изображение, где белое — металл, а черное — диэлектрик. Оттенки серого используются для обозначения крашеного металла, грязного металла, коррозионного металла и т. д. Текстура Roughness — чёрно-белое изображение. Оно буквально управляет тем, насколько шероховат материал. Грубый материал будет рассеивать отраженный свет в нескольких направлениях. Roughness чёрный (гладкий) является зеркальным отражением и Roughness белый (грубый) полностью матовый. Текстура Bump — позволяет создать эффект рельефной поверхности с большей детализацией, чем полигональная. В основном эффект достигается за счёт освещения поверхности источником света и чёрно-белой картой высот. Это происходит путём виртуального смещения пикселя, за счёт чего таким же образом изменяется ориентация нормалей, использующихся для расчёта освещённости пикселя, в результате получают по-разному освещённые и затенённые участки. Текстура Normal — цветное изображение, которое необходимо для имитации искривления поверхности. Происходит это за счет изменения угла отражения света от поверхности, к которой применяется карта нормалей. Карта нормалей рассчитывается для каждого пикселя текстуры. Значения каждого из каналов RGB — это XYZ координаты нормали. Благодаря тому, что в карте нормалей задействуются 3 канала текстуры, этот метод даёт большую точность, чем Bump mapping, в котором используется только один канал и нормали, по сути, всего лишь

интерпретируются в зависимости от «высоты». Когда модель закончена, необходимо оснастить ее управлением, т. е. создать иерархическую структуру управления, которая индивидуально разрабатывается для анимации персонажей и различных подвижных объектов. Можно выделить несколько способов создания трёхмерной анимации: – Анимация по ключевым кадрам состоит из множества коротких сегментов. Каждый сегмент в анимации представляет начальное, конечное и промежуточное значения. – Анимация по траектории. Траектория задается предварительно. При запуске цикла симуляции состояние объекта пересчитывается в каждом кадре, с применением линейной интерполяции для положения и масштабирования и сферической линейной интерполяции для кватернионов вращения. – Создание анимации при динамических симуляциях — процесс просчета поведения объекта в условиях физически реальной окружающей среды. – Анимация, полученная методом захвата движения (motion capture). Это довольно молодой способ реализации анимации, который быстро набирает популярность за счёт реалистичности, которую он позволяет получать. Как правило, для получения анимации данным способом нужна специально оборудованная студия для захвата движения, актер, с которого анимация будет захватываться и специальное программное обеспечение. Рендеринг — завершающий этап создания трёхмерной графики. На данной стадии векторная пространственная модель превращается в растровую картинку. Как структура данных, изображение на экране представлено матрицей точек, где каждая точка определена, тремя числами: интенсивностью красного, синего и зелёного цвета. Таким образом, рендеринг преобразует трёхмерную векторную структуру данных в плоскую матрицу пикселей. Также стоит отметить, что нередко рендером называют не сам процесс рендеринга, а скорее уже завершённый этап данного процесса или его итоговый результат. Есть два основных типа рендеринга, главными отличиями, которых является скорость, а также качество картинки: – Рендеринг в реальном времени. Данный тип широко используется в игровой и интерактивной графике, где изображение должно просчитываться с максимально большой скоростью и выводиться в завершённом виде на дисплей монитора моментально. Поскольку ключевым фактором является интерактивность, то изображение приходится просчитывать без задержек и практически в реальном времени. – Предварительный рендеринг. К нему прибегают тогда, когда скорость не стоит в приоритете, и нужды в интерактивности нет. Таким образом, создание трёхмерной графики — это многоэтапный и сложный процесс, так как включает в себя пять компонентов: моделирование, развёртка, текстурирование, анимация и рендеринг. Перед началом создания 3D-моделей необходимо понимать, какой объём данных может обработать, имеющийся компьютер, и какой объём должен. При выявлении сложных для обработки моментов следует оптимизировать процессы. Технический прогресс не стоит на месте, поэтому ежегодно разработчикам приходится повышать мощность ПК. Благодаря данным манипуляциям улучшается детализация, анимация, реалистичность освещения в графике. В большинстве случаев поставленная планка качества не соответствует возможностям пользователей, и чтобы повысить уровень приходится снижать настройки и приобретать новые компоненты для персонального компьютера. К сожалению, это выгодно только лишь производителям, но не самим разработчикам. В связи с этим возникает потребность в снижении требований без потери качества визуальной составляющей, и чтобы решить данную задачу можно воспользоваться различными методами оптимизации трёхмерных моделей, текстурирования и сцены в целом. Чтобы предоставить пользователю возможность увидеть высококачественную визуализацию без увеличения затрат, необходимо подбирать наиболее эффективные методы оптимизации. Самый основной метод оптимизации трёхмерной графики — уменьшение количества полигонов в полигональной сетке. Данный метод позволяет снизить нагрузку на видеокарту, память и другие компоненты ПК, тем самым ускоряя загрузку объектов. При этом 3D-модель не должна потерять в детализации, иначе даже проработанные карты нормалей и красивые текстуры не смогут придать ей вид, который отвечает современным стандартам качества. Поэтому, оптимизация начинается уже с первых этапов трёхмерного моделирования. Исходя из этого, следует учитывать, что для корректной работы над дальнейшей оптимизацией объекта и наложению текстур его полигональная сетка должна обладать правильной топологией: – уменьшение использования треугольных полигонов,

которые могут выдавать артефакты при сглаживании объекта, а также других многогранников, кроме четырёхугольников с диагоналями, пересекающимися внутри фигуры; – уменьшение использования булевых операций, которые искажают сетку; – отсутствие двойных полигонов, пересечений. Объединение точек, обозначающих одну и ту же вершину; – использование замкнутых контуров (loop), чтобы полученные низко полигональные модели при их малой детализации могли выглядеть не хуже своих высоко полигональных аналогов, существуют специальные подходы к текстурированию. При создании объекта с нуля второй по качеству метод оптимизации — низко полигональное моделирование. Данный метод не требует обязательного наличия изначальной высоко полигональной модели, что является его главным преимуществом. Низко полигональное моделирование полностью зависит от желания и возможностей создателя, потому что имеет большую вариативность и детализацию при оптимизации. Для этого существует ряд инструментов, таких как «Insert», «Bridge», «Cut», «Extrude» и другие, каждый из которых обладает высоким уровнем кастомизации. Этот метод подходит для большинства моделей, однако есть значительный минус — медленность выполнения, т. к. большая часть операций совершается вручную. Следующий популярный метод оптимизации 3D-объектов — редукция полигонов готовых моделей. Его суть заключается в том, чтобы уменьшить количество полигонов путём замены нескольких близлежащих полигонов одним схожим по форме. В большинстве случаев редакторы позволяют регулировать степень редукции, что даёт возможность найти баланс между детализацией и уровнем полигональности. Стандартный набор оптимизации путём редукции: – модификатор Optimize. Он позволяет уменьшить число граней и вершин в объекте, что упрощает геометрию и ускоряет рендер. Данный модификатор делает расчёт на основе углов между гранями, поэтому для контроля детализации иногда лучше применять его к выделенным соседствующим подобъектам и избегать его применения к областям, где нужно сохранить геометрические детали. – модификатор ProOptimizer позволяет выбирать и интерактивно оптимизировать объекты. Чтобы его активировать, необходимо просчитать объект, затем настроить уровень оптимизации, в интерактивном режиме устанавливая процент сохраняемых вершин (Vertex %) или устанавливая явное количество вершин для сохранения (Vertex Count). Дополнительные группы содержат параметры, которые позволяют контролировать, как оптимизируется модель. Эти параметры не являются интерактивными. Если настроить их после первоначальной оптимизации, нужно будет просчитать объект еще раз, чтобы увидеть эффекты. К сожалению, не все модели могут быть оптимизированы автоматически. Сложные рельефы поверхности, неверно выстроенная геометрия полигональной сетки не позволят добиться точного результата при использовании модификаторов и плагинов. В данном случае применяется метод ретопологии. Ретопология представляет собой создание новой полигональной сетки, которая повторяет форму исходного объекта с меньшим количеством полигонов. Метод ретопологии имеет ряд преимуществ, такие как доскональная проработка детализации, а также уровень оптимизации. Некоторые ограничения на вариативность могут накладывать особенности модели и необходимость последующей анимации, т. к. в основном метод используется для оптимизации персонажей. В целом ретопология подходит для большинства моделей. Так же, как и с low-poly моделированием, данный способ является ручным и может занимать достаточно длительное количество времени. Для ретопологии необходимо иметь высоко полигональную заготовку. К сожалению, данный метод не является универсальным, и он может быть использован только в симбиозе с другим методом и для отдельных участков модели. Ещё один важный метод оптимизации 3D-моделей — оптимизация путем удаления невидимых частей объекта. Для автоматизации данного метода используют несколько типов алгоритмов: – Алгоритмы, работающие в объектном пространстве, производят расчет в своей системе координатах относительно точки наблюдения пользователя. – Алгоритмы, работающие в пространстве сцены относительно координат экрана, который их отображает. – Алгоритмы, сочетающие в себе первые два варианта, анализирующие ситуацию и определяя наиболее эффективный способ действия. Данные алгоритмы могут быть достаточно ресурсоемкими, в зависимости от количества объектов, поэтому не всегда приводят к желаемой оптимизации. Удаление невидимых граней также следует осуществлять вручную при

моделировании, тогда в зависимости от структуры модели это может уменьшить количество полигонов до 50 %. После того как удалось получить низко полигональную модель с правильной топологией возникает вопрос о реализации качественной визуализации. Для того чтобы придать модели требуемый внешний вид используются различные методы и способы работы с текстурами, которые также помогают оптимизировать объекты и сцену в целом. Важной частью оптимизации текстур является их объединение в текстурный атлас. Атлас — большое изображение, которое содержит в себе более маленькие скомбинированные текстуры различных частей объекта, а однократная загрузка объекта чаще всего бывает гораздо выгоднее, нежели загрузка множества маленьких элементов. При использовании атласов нужно делать отступы между текстурами, чтобы не допустить наложения соседних текстур на объект. Запекание карт нормалей и других карт текстурирования — это способ сохранения необходимого уровня визуализации для низко полигональных объектов. Карта представляет собой вид текстур, которые создают имитацию света и тени. Она позволяет создавать видимость рельефа и повышать качество визуализации. Иногда, одна и та же карта нормалей может быть использована в различных каналах, с разным уровнем силы действия и с наложением масок. Если у 3D-модели существует высоко полигональный прототип, то одним из способов будет запекание карт нормалей на нём, а затем наложение их на низко полигональную модель. Это поможет сохранить шейдинг и обеспечит наиболее качественное отображение объекта. Чтобы настроить вид будущих текстур с помощью нормалей, то нужно поменять их направление, а, следовательно, будет меняться и шейдинг. Также, расположение и углы наклона нормалей зависят от мягкости/жесткости ребер. Для того чтобы сделать рёбра жёсткими следует сделать разрыв в текстуре. Если отсутствует высоко полигональная модель карты нормалей, то её можно сгенерировать из текстур и карт высот с помощью сторонних программ и плагинов, или рисовать в редакторе вручную. Основными программами для создания текстур являются: – Плагин для Adobe Photoshop — NVIDIA Texture Tools. Он позволяет работать со сжатыми текстурами. Также этот плагин даёт возможность сгенерировать карты нормалей из карт высот, посредством NVIDIA Normal Map Filter, входящим в состав данного набора утилитов. Он создаёт копии текстуры с разной детализацией и разным размером, которые позволяют при текстурировании выбирать изображение с наиболее подходящим размером. Также есть возможность создавать кубические карты или кубические текстуры Cubemaps, в частности, использующиеся для создания окружения/неба, и состоящие из шести квадратных текстур, являющимися гранями куба. Данная программа не просто позволяет создавать карты нормалей из изображений, используя большое количество настроек, но и инвертированные карты нормалей, как если бы цвета текстуры предварительно были бы инвертированы. Также в этом плагине можно сделать предпросмотр карты нормалей на 3D-плоскости. – SSbump Generator — один из представителей семейства генераторов карт нормалей и карт высот, который позиционирует себя как генератор Self-Shadowed Bump Maps карт нормалей. Помимо самозатененных и не самозатененных текстур SSbump Generator способен создавать простые карты нормалей, карты высот, а также добавлять карту затенения (ambient occlusion) к изображению. – xNormal — представляет собой приложение для запекания большого выбора карт с высоко полигональной 3D-моделью на низко полигональную. Включает в себя запекание карт нормалей, карт высот, диффузных текстур (Albedo), карт затенения/освещения (Ambient occlusion) и т. д. Также в данном приложении имеется предпросмотр модели в 3D-пространстве в разрешении, которое выбрал пользователь. Причем как в high-poly версии, так и low-poly есть возможность наложения карты нормалей, текстуры, карты затенения, карты отражений (Reflect texture), текстуры блеска/глянцевости (Gloss texture), карты отражений (Reflect texture) и карты глобального освещения (DiffuseGI texture). Помимо работы с 3D-моделями приложение xNormal включает в себя набор утилитов для работы с изображениями и текстурами. – Smartnormal — online приложение, которое создаёт карты нормалей с помощью инвертированного красного (R) канала. Отличительной особенностью данного приложения является поддержка изображений размером 8192*8192 пикселей, а также сохранение результата без компрессии изображения (в несжатом виде). – CrazyBump — это приложение, которое создаёт карты нормалей, карты отражения, карты

затенения, карты смещения с расширенными настройками для каждой из карт. Данное приложение содержит достаточно простой и мощный интерфейс, а также в нём можно сохранить и экспортировать все созданные карты одним кликом мыши. CrazyBump также работает с альфа каналом и сохраняет смещение в альфа-канале карты нормалей. Помимо всего прочего в данном приложении есть возможность сделать предпросмотр текстур в окне 3D-вида, а также можно использовать как существующие примитивы (шар, колонну, ролик, ящик), так и загрузить свою 3D-модель. Один из широко используемых методов оптимизации трёхмерной графики — батчинг. Это объединение одинаковых объектов, состоящих из одного материала, в совместную полигональную сетку для едино разовой обработки видеокарты. Существует два вида батчинга: – Статический — объединяет и просчитывает указанные статические объекты отдельно от остальных, чем уменьшает количество обращений к видеокarte, однако он очень сильно загружает память. – Динамический — работает со всеми подвижными объектами и обрабатывает каждый кадр центральным процессором. Однако он имеет ограничения в виде сокращения количества вершин объектов, а также различных внешних воздействий. Все объекты, которые перечислены выше, могут быть использованы для оптимизации сцены в зависимости от ситуации. Однако если использовать их без определённого порядка, то это будет не рационально, но также может и ухудшить всю ситуацию, снизив скорость загрузки. Для правильности деятельности следует подбирать нужный метод для того, чтобы повысить скорость работы и, в принципе, повышения общего повышения КПД. На начальном этапе следует создать низко полигональные модели. В зависимости от конечной цели и имеющихся ресурсов, можно разделить данный пункт на три части: – Создание низко полигональной модели. Это можно создать вручную из примитивов при помощи модификаторов и прочих инструментов. Данный метод используется для создания большинства объектов, которые имеют в основе примитивные фигуры или линии. Например, предметы мебели, строения, инструменты, узоры и пр. – Редукция полигонов с помощью встроенных оптимизаторов. Данный метод подходит для оптимизации ландшафта, поверхностей, имитирующих ткань и других объектов. Т. е. он используется для моделей, которые не имеют строгого соблюдения изначальной формы. – Ретопология. В большинстве случаев применяется для оптимизации сложных мест, которые требуют анимации. Например, при создании персонажа. После создания 3D-модели необходимо воспользоваться методом удаления невидимых граней. Создание подходящего набора карт сильно влияет на количество используемых текстур. После того как подготовка закончилась, следует применить оптимизацию, если быть точнее, то использовать компрессию, чтобы не перегружать видеопамять. Если есть возможность, то стоит создать текстурные атласы, которые будут уменьшать количество запросов, а видеокarta будет работать быстрее. Когда объект уже создан и покрыт желаемой текстурой, то нужно настроить окружение и освещение. Для неподвижных объектов обычно используют статику, которая объединяет все одинаковые объекты с одинаковым материалом. Использование методов оптимизации без учета алгоритмов может привести к отсутствию результата или даже замедлить работу. А также, использование не входящих в алгоритм методов может быть не рациональным, и рекомендуется применять в определенных частных случаях.

Хотя КТ является высокоточным методом исследования, в ходе ее проведения могут возникать различные артефакты, которые существенно влияют на качество полученной 3D-модели. Среди основных артефактов выделяют следующие:

- 1) линейные артефакты, возникающие возле объектов, которые поглощают большую часть рентгеновских лучей (металлические импланты, протезы, очень плотная кость, эмаль зуба). Этот вид артефактов устраняется при использовании современных алгоритмов реконструкции и последующей обработки томографических изображений;
- 2) эффект «размытия» изображение в зоне острых краев (partial volume effect) и в зонах резкого перехода от высокой рентгенологической плотности к низкой. Уменьшение этого негативного эффекта возможно благодаря увеличению количества датчиков и уменьшению толщины томографического среза, что зависит от производителя томографа;
- 3) появление одного или нескольких «колец» на изображении, как правило, связанное с механической поломкой детектора;

- 4) «шумовой артефакт» проявляется повышенной зернистостью изображения, связанной с низким соотношением сигнала и шума или недостаточной мощностью рентгеновской трубки;
- 5) артефакты, связанные с движением объекта исследования, проявляются размытостью или появлением линейных искажений. Они минимизируются в сканерах последних поколений за счет уменьшения времени, затраченного на обработку одного среза;
- 6) «ступеньки» на изображении, обусловленные большой толщиной томографического среза и др.

Качество полученной модели будет, таким образом, определяться качеством входных данных, разрешением томографа, толщиной одного томографического среза, точностью определения границ объекта в процессе сегментации, особенностями обработки модели в программном обеспечении для работы с медицинскими изображениями (сглаживание, редактирование, булевы операции и т.д.).

Современные CAD-программы для работы с томографическими изображениями имеют большой набор инструментов для лучшей визуализации трехмерного изображения в зависимости от задач исследования: модель можно перемещать и вращать, рассматривать ее пересечения в разных плоскостях, увеличивать или уменьшать отдельные участки, изменять прозрачность модели и ее окраску. Отдельные программные компоненты позволяют накладывать фотографическое изображение пациента на трехмерную компьютерную модель (фотомепинг), достигая максимального уровня реалистичности графического изображения.

Используя определенные инструменты для проведения линейных и угловых измерений и определения рентгенологической плотности отдельных участков объекта исследования, хирург имеет возможность осуществлять комплексный анализ клинической картины и получить ряд важных показателей, необходимых для выбора метода лечения.

Некоторые алгоритмы линейных и угловых измерений реализованы в автоматическом или полуавтоматическом режиме и называются 3D-цефалометрия. Основой метода является определение основных анатомических ориентиров, которые выполняют роль реперных точек (в современных методиках 3D-цефалометрия применяют более 70 таких точек). В дальнейшем на трехмерной модели через реперные точки проводят определенные линии и плоскости, определяют расстояния и углы между ними. Эти параметры имеют определенное клиническое значение и служат для точной постановки диагноза и выбора метода проведения ортогнатического или восстановительного вмешательства.

Таким образом, благодаря современным программным комплексам для обработки данных, КТ не только стала одним из важнейших методов диагностики в медицине, но и основой построения трехмерных (3D) имитационных моделей объектов исследования. На сегодняшний день существует ряд программных систем (MIMICS, SimPlant (Materialise), Ezimplant, Implant-assistant, 3D-DOCTOR, AMIRA и др.), которые позволяют от 2D-компьютерных срезов перейти к 3D-объектам с возможностью структурного анализа системы в зависимости от рентгенологической плотности объекта исследования. Диагностическая информация из поперечных срезов тела пациента может быть представлена в виде многоплоскостных или объемных (трехмерных) реконструкций, которые позволяют наглядно оценить всю сложность топографических взаимоотношений анатомических структур. Совершенствование методов КТ открыло новые возможности для биомеханического анализа, поскольку стало возможным построение не только усредненных или идеализированных моделей, но и моделей, максимально приближенных к параметрам конкретного пациента как по геометрии, так и по свойствам мягких и костных тканей.

Важным преимуществом современных программных комплексов является возможность обмена данными с другими CAD / CAM / CAE-системами, в основе которого — импорт / экспорт 3D-моделей из одной программы в другую.

Базовыми форматами для обмена является формат STL (объект представлен в виде поверхностной полигональной сетки) и IGS (в виде набора полилиний). Проблема совместимости с инженерными программами CAD CAE решена в программном комплексе SIMPLANT, что позволяет импортировать STL-файлы и хранить или экспортировать модели в

форматах, совместимых с большинством программных компонентов автоматизированного проектирования.

7.4. Самостоятельная работа обучающихся под руководством преподавателя 7.5. Контроль усвоения обучающимися темы занятия (знания и умения) с применением тестовых заданий, ситуационных задач и других видов контроля.

МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНАЯ ТОМОГРАФИЯ, — ЭТО МЕТОД:

- 1) не связанный с явлением ЯМР
- 2) связанный с явлением ЯМР
- 3) связанный с рентгеновским исследованием
- 4) связанный с ультразвуковым исследованием
- 5) связанный с инфракрасным излучением

ЯВЛЕНИЕ ЯДЕРНОГО МАГНИТНОГО РЕЗОНАНСА БЫЛО ОТКРЫТО В:

- 1) 1897 году
- 2) 1946 году
- 3) 1970 году
- 4) 1912 году

ДАТЧИКИ – ЭТО УСТРОЙСТВО ДЛЯ:

- 1) передачи информации
- 2) съема информации
- 3) преобразования измеряемой величины в сигнал удобный для передачи
- 4) усиления электрического тока
- 5) усиления электрического напряжения

ОТНОСИТЕЛЬНАЯ НАСЕЛЕННОСТЬ ЭНЕРГЕТИЧЕСКИХ УРОВНЕЙ ПОДЧИНЯЕТСЯ:

- 1) условию резонанса
- 2) распределению Больцмана
- 3) теорию Бора
- 4) условию нормировки

ВНУТРЕННИЙ ЭТАЛОН (ЯМР):

- 1) один переход или несколько вырожденных переходов, проявляющихся как одна линия
- 2) область спектра, в которой наблюдается сигнал, имеющий один или несколько максимумов
- 3) эталонное соединение, растворенное в одной фазе с исследуемым образцом
- 4) эталонное соединение, находящееся в разных фазах с исследуемым образцом

8. Литература: см. в приложении

ПРИЛОЖЕНИЕ

Основная литература

№ пп	Наименование	Автор (ы)	Год, место издания	Кол-во экземпляров
1	Основы высшей математики : учебник /2-е изд., перераб. и доп., стереотипное издание	Лобозкая, Н. Л.	М. : Альянс, 2015.	1144
2	Основы высшей математики и математической статистики [Электронный ресурс]: учебник / 2-е изд., испр. - Электрон. текстовые дан. -on-line. - Режим доступа: http://www.studmedlib.ru/book/ISBN9785970415771.html	И. В. Павлушк ов	М.: ГЭОТАР-Медиа, 2012	1200 доступов
3	Медицинская и биологическая физика [Электронный ресурс] : учебник / 4-е изд., испр. и доп. - Электрон. текстовые дан. -. -on-line. - Режим доступа: http://www.studmedlib.ru/book/ISBN9785970424841.html	Ремизов, А. Н.	М.: ГЭОТАР-Медиа, 2013	1200 доступов
4	Учебник по медицинской и биологической физике: учебник / 10-изд., стереотип. -. - 558 с.	Ремизов, А. Н. А.	М. : Дрофа, 2011	1000

		Г. Максина, А. Я. Потапенк о		
--	--	--	--	--

Дополнительная литература

№ пп	Наименование	Автор (ы)	Год, место издания	Кол-во экземпля ров
1	2	3	4	5
1	Физика и биофизика [Электронный ресурс] :учебник / В. Ф. Антонов, - 2-е изд., испр. и доп. - Электрон. текстовые дан. - - on-line. - Режим доступа: http://www.studmedlib.ru/book/ISBN9785970424018.html	В. Ф. Антонов, А. М. Черныш, Е. К. Козлова.	М. :Гэотар Медиа, 2015	1200 доступов
2	Физика и биофизика. Руководство к практическим занятиям [Электронный ресурс]: учеб. пособие / Электрон. текстовые дан. - on-line. - Режим доступа: http://www.studmedlib.ru/book/ISBN9785970426777.html	В. Ф. Антонов	М. : ГЭОТАР-Медиа, 2013.	1200 доступов
3	Оптика: учеб.-метод. пособие / - 76 с. Оптика [Электронный ресурс] : учебно-метод. пособие / Электрон. текстовые дан., - on-line. - Режим доступа: http://library.bashgmu.ru/elibdoc/elib224.do	Г. Н. Загитов, рец.: Е. В. Пастушенко	ГОУ ВПО БГМУ ; - Уфа, 2010	Неограни ченный доступ
4	Медицинская и биологическая физика. Курс лекций с задачами [Электронный ресурс]: учеб. пособ. / Электрон. текстовые дан. - -on-line. - Режим доступа: http://www.studmedlib.ru/book/ISBN9785970408308.html	Федорова, В. Н. Е. В. Фаустов.	М. : ГЭОТАР-Медиа, 2010.	1200 доступов
5	Физика и биофизика. Практикум [Электронный ресурс] : учеб. пособ. - Электрон. текстовые дан. - - on-line. - Режим дост: http://www.studmedlib.ru/book/ISBN9785970412022.html		М. : ГЭОТАР-Медиа, 2012	1200 доступов
6	Электронно-библиотечная система «Консультант студента» для ВПО www.studmedlib.ru			
7	База данных «Электронная учебная библиотека» http://library.bashgmu.ru			