

МИНОБРНАУКИ РОССИИ
Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение
высшего образования
**«САРАТОВСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ
ИМЕНИ Н. Г. ЧЕРНЫШЕВСКОГО»**

МЕТОДЫ СТРУКТУРНОЙ ДИАГНОСТИКИ: КТ И МРТ
РЕФЕРАТ

студента 2 курса 211 группы
направления 02.03.02 — Фундаментальная информатика и информационные
технологии
факультета КНиИТ
Коновалова Александра Сергеевича

Проверено:

доцент, к. ф.-м. н.

О. А. Черкасова

Саратов 2024

СОДЕРЖАНИЕ

ВВЕДЕНИЕ	3
1 История создания и важные достижения	4
1.1 Открытие рентгеновских лучей и их применение в медицине (КТ) .	4
1.2 Развитие теории магнитного резонанса и создание МРТ	6
2 Физическая основа компьютерной томографии (КТ)	8
2.1 Принцип ослабления рентгеновского излучения	8
2.2 Конструкция рентгеновской трубки и процесс сканирования	9
2.3 Математическая обработка данных	9
2.4 Коэффициенты ослабления для различных тканей	11
2.5 Преимущества и особенности метода	12
3 Физические основы магнитно-резонансной томографии	13
3.1 Взаимодействие протонов водорода с внешним магнитным полем ..	14
3.2 Влияние радиочастотного импульса и формирование сигнала	14
3.3 Использование градиентов магнитного поля для локализации сигнала	16
3.4 Типы последовательностей и качество изображения	16
4 Сравнительный анализ КТ и МРТ	17
4.1 Собственная оценка перспективности направлений	19
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	21
СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ	22

ВВЕДЕНИЕ

Компьютерная томография и магнитно-резонансная томография являются одними из наиболее значимых технологий в медицинской визуализации, и их конструктивные элементы напрямую отражают физические принципы, лежащие в основе этих методов.

В наше время компьютерная и магнитно-резонансная томография стала доступной диагностической процедурой для всех, и очень популярной среди врачей. Часто томография является единственным диагностическим методом для подтверждения диагноза, но также используется для его уточнения. Именно поэтому КТ и МРТ является актуальной и очень важной диагностической процедурой как для врачей, так и для пациентов.

Обычному человеку кажется, что это два почти одинаковых способа выявления различных диагнозов, но это совсем не так. В своей работе я хочу более детально с физической точки зрения познакомиться с каждым методом диагностики, а также провести сравнительный анализ. Для начала стоит ознакомиться с историей развития данных технологий и узнать самые важные открытия.

1 История создания и важные достижения

1.1 Открытие рентгеновских лучей и их применение в медицине (КТ)

Открытие рентгеновских лучей Вильгельмом Рентгеном в 1895 году совершило революцию в медицинской диагностике. Используя катодные лучи, он впервые наблюдал новое излучение, которое могло проникать через различные вещества, включая ткани человека, и создавать на фотопластинке теневое изображение плотных структур, таких как кости. Этот эффект, основанный на разности в поглощении рентгеновского излучения различными материалами, стал основой рентгенографии и заложил базу для более сложных методов, таких как компьютерная томография (КТ) [1].

Рентгеновские лучи представляют собой высокоэнергетические электромагнитные волны с длиной волны от 0,01 до 10 нанометров, что позволяет им проходить через мягкие ткани организма, поглощаясь при этом более плотными структурами. Это явление стало основой для дифференциации тканей на рентгеновском изображении, где кости выглядят более светлыми, а мягкие ткани более тёмными [1].

С появлением компьютерной томографии (КТ) в 1970-х годах открылись новые возможности. Метод КТ использует принцип послойного сканирования организма с помощью множества рентгеновских проекций под разными углами, что позволяет получать трёхмерные изображения. Этот метод разрабатывался физиками Алланом Кормаком и Годфри Хаунсфилдом, которые внесли решающий вклад в алгоритмы реконструкции изображений. Хаунсфилд впервые применил технологию КТ для медицинской диагностики, сосредоточив внимание на исследованиях головного мозга и черепа [1]. Так, самые первые аппараты первого поколения, которые появились в 1973 году, были пошаговыми. В томографе была всего одна рентгеновская трубка, которая была направлена на один детектор. Один оборот позволял получить изображение одного слоя. Во втором поколении томографов за основу брался веерный тип конструкции, при котором напротив трубки устанавливалось несколько детекторов. Время обработки изображения занимало не 4-5 минут, как в случае аппаратов первого поколения, а значительно меньше - порядка 20 секунд [2].

Третье поколение КТ-аппаратов ввело термин спиральной компьютерной томографии. История спиральной КТ берет свое начало с 1988 года, когда компанией Siemens Medical Solutions был предложен первый спиральный томограф.

Принцип работы аппарата основан на одновременном вращении рентгеновской трубки, которая генерирует излучение, и непрерывного движения стола, на котором лежит пациент, вокруг продольной оси сканирования. При такой комбинации траектория движения трубки относительно направления движения стола принимает форму спирали. Такая технология сделала возможным сократить время исследования и уменьшить лучевую нагрузку на организм пациента [2].

Несколькими годами позже, в 1992 году, компанией Elscint Co был предложен метод мультиспиральной КТ – МСКТ. Главным отличием такой томографии стало наличие не одного, а двух и более детекторов. В этом году был представлен первый двухсрезовой МСКТ томограф, обладающий двумя рядами детекторов, а в 1998 году - четырехсрезовые с 4-мя рядами соответственно. Помимо количества детекторов также было увеличено число оборотов трубки до двух раз в секунду, что сделало возможным еще больше снизить время обследования и повысить качество изображения. Метод МСКТ стал стремительно развиваться, и в начале XXI века, в 2004-2005 гг. были представлены 32-, 64-, 128- срезовые томографы [2].

В 2007 году компанией Toshiba были сконструированы 320-срезовые МСКТ-томографы, которые стали новым этапом развития метода КТ. Такое оборудование позволяет не только получать высокоинформативные изображения, но и буквально в реальном времени наблюдать за процессами, происходящими в сердце и головном мозге. МСКТ помимо уменьшения времени и лучевой нагрузки на пациента имеет ряд преимуществ перед методом спиральной КТ: увеличение зоны анатомического покрытия, скорости сканирования, отношения сигнал/шум, улучшение контрастного разрешения [2].

Компьютерная томография привела к важным улучшениям диагностики благодаря возможности получения срезов тканей, что помогло значительно повысить разрешение и детализацию изображений. Использование метода компьютерной томографии совершило революционный переворот в диагностике, особенно при исследовании заболеваний нервной системы. Этот метод значительно увеличил точность диагностики и стал особенно важен для исследования сложных анатомических структур, таких как головной мозг и органы грудной клетки [1].

1.2 Развитие теории магнитного резонанса и создание МРТ

В 1945 году две группы физиков, работающих независимо друг от друга — Пурселл Ричард, Тори и Паунд в Гарвардском университете, а Блох Феликс, Хансен и Паккард — в Станфордском, впервые успешно наблюдали явление ядерно-магнитного резонанса в твердых телах и жидкостях. Их усилиями были заложены основы теории магнитного резонанса. В своих экспериментах они продемонстрировали, что атомные ядра, помещенные в сильное магнитное поле, могут поглощать и затем излучать радиоволны. Этот феномен получил название ядерного магнитного резонанса (ЯМР). За открытие феномена ядерно-магнитного резонанса Пурселл и Блох были удостоены Нобелевской премии в 1952 г., что подчёркивает значимость этого открытия для физики и медицины [1].

Для медицины это стало поворотным моментом, так как на основе ЯМР удалось разработать метод получения изображений мягких тканей, что ранее было невозможно с использованием рентгеновских лучей. "Годом основания магнитно-резонансной томографии принято считать 1973 год, когда профессор химии и радиологии из Нью-Йоркского университета Стони Брук — Пол Лотербур, опубликовал в журнале Nature статью «Создание изображения с помощью индуцированного локального взаимодействия: примеры на основе магнитного резонанса», в которой были представлены трехмерные изображения объектов, полученные по спектрам протонного магнитного резонанса воды из этих объектов. Эта работа и легла в основу метода магнитной резонансной томографии (МРТ). Позже доктор Питер Мэнсфилд усовершенствовал математические алгоритмы получения изображения [3].

Лаутербур и Мэнсфилд были награждены Нобелевской премией в 2003 году за их вклад в разработку МРТ подчёркивается важность их работы для медицины и науки [1].

В 1980 году Эдельштейн с сотрудниками, используя этот метод, продемонстрировали отображение человеческого тела. Для получения одного изображения требовалось приблизительно 5 минут. К 1986 году время отображения было снижено до 5 секунд без какой-либо значимой потери качества. В том же году был создан ЯМР-микроскоп, который позволял добиваться разрешения 10 мкм на образцах размером в 1 см. В 1988 году Думоулин усовершенствовал МР-ангиографию, которая делала возможным отображение текущей крови без при-

менения контрастных агентов. В 1989 году был представлен метод планарной томографии, который позволял захватывать изображения с видеочастотами (30 мс) [3].

МРТ позволяет получать изображения с высокой контрастностью между различными типами мягких тканей, таких как мышцы, связки и головной мозг. Это стало возможным благодаря двум основным процессам релаксации — T1 и T2, которые происходят после воздействия радиочастотного импульса на ядра водорода. T1-релаксация связана с восстановлением продольного магнитного вектора, а T2-релаксация — с потерей фазового согласования поперечных компонент магнитного вектора. Эти процессы зависят от состава и плотности тканей, что делает МРТ чувствительным методом для исследования анатомии и патологии различных органов [1].

Современные МРТ-аппараты обеспечивают возможность получения изображений с высоким разрешением и контрастом, что особенно полезно для диагностики заболеваний центральной нервной системы и других мягкотканых структур. МРТ продолжает развиваться и играет ключевую роль в медицинской практике, обеспечивая точность и неинвазивность диагностики [1].

2 Физическая основа компьютерной томографии (КТ)

Компьютерная томография (КТ) — это передовой метод визуализации, позволяющий получать послойные изображения организма с помощью рентгеновского излучения. В отличие от традиционной рентгенографии, КТ позволяет исследовать тело посрезово, обеспечивая высокую детализацию анатомических структур. Основной принцип компьютерной томографии заключается в измерении ослабления рентгеновского излучения, проходящего через тело пациента под различными углами [4].

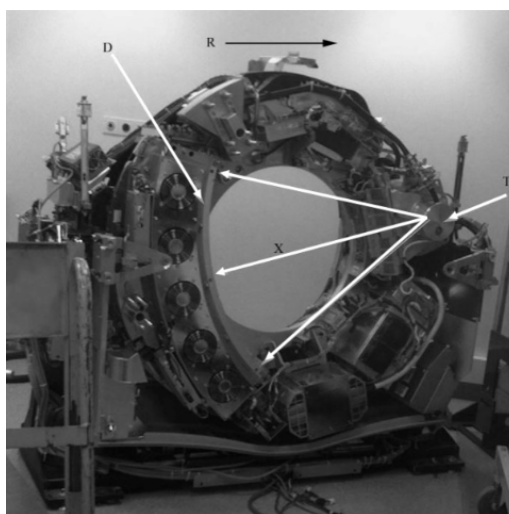


Рисунок 2.1 – КТ-сканнер без кожуха: Т — рентгеновская трубка; X — направление веерного пучка; D — детекторы; R — направление вращения гантри

2.1 Принцип ослабления рентгеновского излучения

Ключевая физическая основа метода заключается в законе экспоненциального ослабления, который описывает процесс уменьшения интенсивности рентгеновского излучения при его прохождении через различные ткани организма. Данный процесс подчиняется следующей формуле:

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

где I — интенсивность излучения после прохождения через ткань, I_0 — его начальная интенсивность, μ — коэффициент ослабления, а x — толщина тонкого слоя однородной среды.

Значения коэффициента ослабления рентгеновского излучения существенно отличаются для костей, мягких тканей и полостей, что и определяет их визуальное различие на КТ-снимках [4].

2.2 Конструкция рентгеновской трубки и процесс сканирования

Компьютерная томография основывается на особой конструкции рентгеновской трубки и детекторов. В процессе сканирования рентгеновская трубка вращается вокруг пациента, создавая множество проекций излучения, которые фиксируются системой детекторов, расположенных напротив трубки.

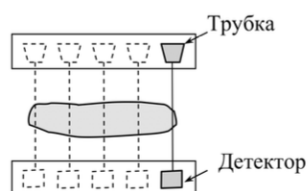


Рисунок 2.2 –
Схематическое
изображение
рентгеновских
томографов первого
поколения

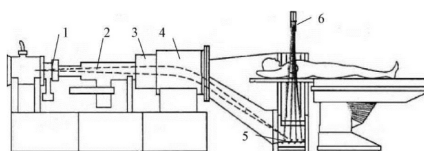


Рисунок 2.3 – Схематическое
изображение рентгеновских
томографов пятого поколения

Эти данные затем подвергаются компьютерной обработке, что позволяет построить изображение среза. В современных КТ-аппаратах применяется технология спирального сканирования, при которой трубка и детекторы непрерывно вращаются, а стол с пациентом плавно продвигается через сканер. Это сокращает время процедуры и снижает лучевую нагрузку на пациента [4].

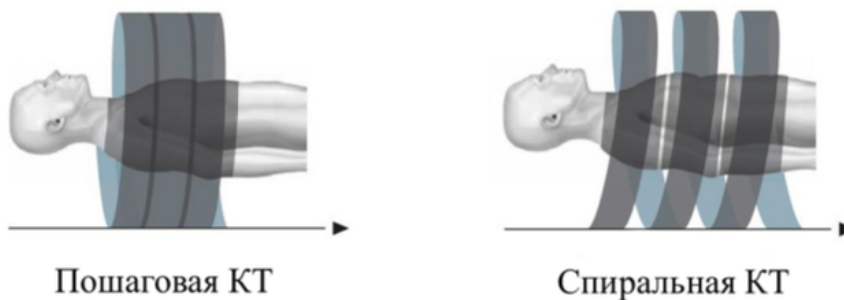


Рисунок 2.4 – Пошаговая и спиральная КТ

2.3 Математическая обработка данных

Для создания изображения собранные данные необходимо подвергнуть математической обработке. Суть компьютерной томографии математически можно проиллюстрировать так. В компьютерной томографии рентгеновская трубка и система коллимирования создают узкий веерообразный пучок лучей, рассеиваемых всеми элементарными объемами (вокселями) исследуемого слоя.

Суммарный линейный коэффициент ослабления пучка фотонов коэффициент рассеивания при прохождении излучения через набор вокселей составляет

$$\mu_{\Sigma} = \mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \dots + \mu_N$$

где $\mu_1, \mu_2, \mu_3, \dots, \mu_n$ — коэффициенты ослабления пучка в каждом из элементарных объемов.

Поскольку детекторы регистрируют интенсивность излучения, прошедшего через весь исследуемый объект, мы можем оценить по полученным данным только μ_{Σ} :

$$I = I_0 e^{-\mu_{\Sigma} x} = I_0 e^{-(\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \dots + \mu_N)x}$$

Найти коэффициенты поглощения для каждого вокселя, необходимые для восстановления изображения, можно с помощью метода обратного проецирования (решения обратной задачи), предполагающего получение информации о характере поглощения рентгеновского излучения с многих направлений. Рассмотрим слой, состоящий из четырех элементарных объемов (рис.2.5).

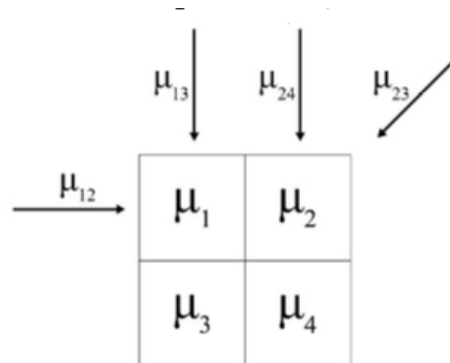


Рисунок 2.5 – Схема получения данных при компьютерной томографии

Рассматриваемый слой подвергается облучению с четырех направлений. Как видно из рис.2.5, в этом случае мы получаем ряд различных значений суммарных коэффициентов $\mu_{12}, \mu_{23}, \mu_{13}, \mu_{24}$, которые можно записать в виде системы уравнений:

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

Решая уравнения, мы получаем коэффициенты ослабления для элементарных объемов. Таким образом можно оценить пропускающую способность ткани на разной глубине и по ней судить о ее структуре [4].

2.4 Коэффициенты ослабления для различных тканей

Различные ткани организма поглощают рентгеновское излучение по-разному, что позволяет дифференцировать их на изображениях. Коэффициент поглощения костей может в 150 раз превышать коэффициент поглощения мягких тканей, что обеспечивает четкую видимость костей на фоне мягких тканей. Для усиления контраста вводятся специальные контрастные вещества, такие как йодсодержащие препараты, которые используются для исследования сосудов и других структур, поскольку обладают высоким атомным номером и сильно поглощают рентгеновские лучи.

Выходные данные компьютерного томографа обычно даются в единицах Хаунсфилда (HU). У современных томографов эти числа лежат в пределах от 1024 до 3071 HU. Соотношение между коэффициентом линейного ослабления материала μ и соответствующей единицей Хаунсфилда имеет вид

$$H = \frac{\mu_i - \mu_{\text{воды}}}{\mu_{\text{матер}}} \cdot 1000$$

Компьютерная обработка изображения позволяет различать более ста степеней изменения плотности исследуемых тканей — от 0 для воды до 100 и более для костей, что дает возможность дифференцировать различия нормальных и патологических участков тканей в пределах 0.5–1%. Эту характеристику считают разрешением рентгеновского томографа, оно в 20–30 раз выше обычной рентгеновской установки [4].

Таблица 1.1

Плотность различных тканей в единицах Хаунсфилда

Ткань	Плотность, НУ	Ткань	Плотность, НУ
кость, в среднем	+1000	серое вещество мозга	+20–40
свернувшаяся кровь	+55–75	кровь	+13–18
селезенка	+50–70	спинномозговая жидкость	+15
печень	+40–70	опухоль	+5–35
поджелудочная железа	+40–60	желчный пузырь	+5–30
почка	+40–60	вода	0
аорта	+35–50	орбиты	–25
мышцы	+35–50	жир	–100
белое вещество мозга	–36–46	легкие	–150–400
мозжечок	+30	воздух	–1000

2.5 Преимущества и особенности метода

Одним из ключевых преимуществ КТ перед обычной рентгенографией является получение срезовых изображений, которые исключают наложение разных тканей. Это делает метод незаменимым для точной диагностики, особенно в нейрохирургии и онкологии. КТ позволяет получать трехмерные реконструкции, визуализируя анатомические структуры с высокой точностью. Использование КТ требует контроля дозы облучения, и современные аппараты оснащены специализированными режимами сканирования, которые снижают облучение, сохраняя при этом детальность изображения [4].

3 Физические основы магнитно-резонансной томографии

Магнитно-резонансная томография (МРТ) — метод визуализации, основанный на ядерном магнитном резонансе (ЯМР). ЯМР наблюдается, когда ядра с ненулевым спином (собственный момент количества движения (момент импульса) элементарных частиц, имеющий квантовую природу и не связанный с их перемещением в пространстве как целого), такие как протоны водорода, поглощают радиочастотные волны при определённых условиях, что вызывает изменение ориентации их магнитных моментов. Протоны водорода особенно полезны для МРТ из-за их обилия в организме в виде молекул воды и жира. ЯМР является результатом взаимодействия между внешним магнитным полем и магнитным моментом ядер, которые ориентируются вдоль или против поля, создавая два возможных энергетических уровня [4].

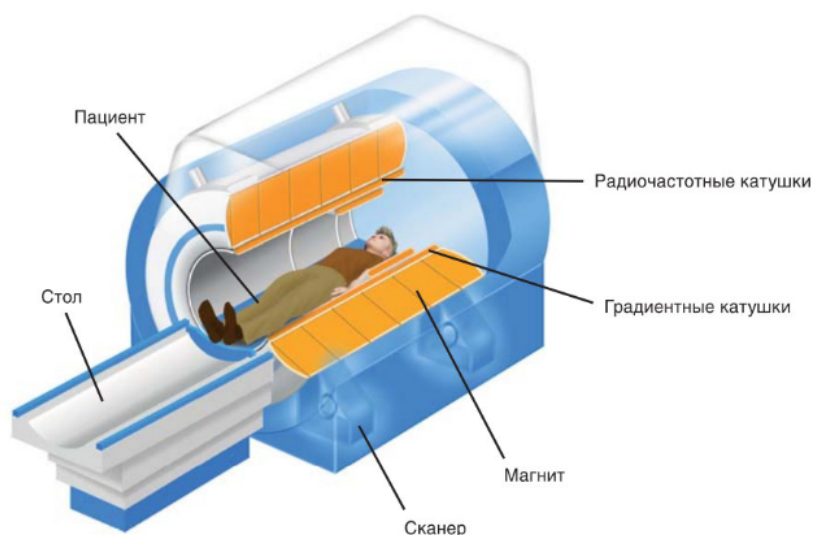


Рисунок 3.1 – Схема МР-томографа

Процесс, при котором протоны переходят из одного энергетического уровня в другой при воздействии магнитного поля, объясняется понятием ларморовской прецессии. **Ларморовская прецессия** — прецессия (вращение как целого) магнитного момента электронов, атомного ядра и атомов вокруг вектора внешнего магнитного поля. Ларморовская частота, определяющая частоту прецессии в зависимости от напряжённости магнитного поля, является ключевой для настройки радиочастотных импульсов. Она рассчитывается по формуле:

$$\omega = \gamma B_0,$$

где ω — частота прецессии, γ — гиромагнитное отношение (специфическое для каждого типа ядер), B_0 — напряжённость магнитного поля.

Для протонов водорода гиромагнитное отношение составляет около 42,58 МГц/Тл, что позволяет использовать поля в диапазоне 1,5–3 Тл в клинической практике [4].

3.1 Взаимодействие протонов водорода с внешним магнитным полем

Для создания изображения МРТ используется взаимодействие протонов водорода, которые составляют значительную часть тканей организма, с внешним магнитным полем. В обычных условиях магнитные моменты протонов хаотически ориентированы, но при наличии магнитного поля они стремятся выстроиться вдоль или против направления поля. Это приводит к появлению макроскопической намагниченности вдоль оси поля, создавая измеримый магнитный момент, который становится основой для регистрации сигнала [4].

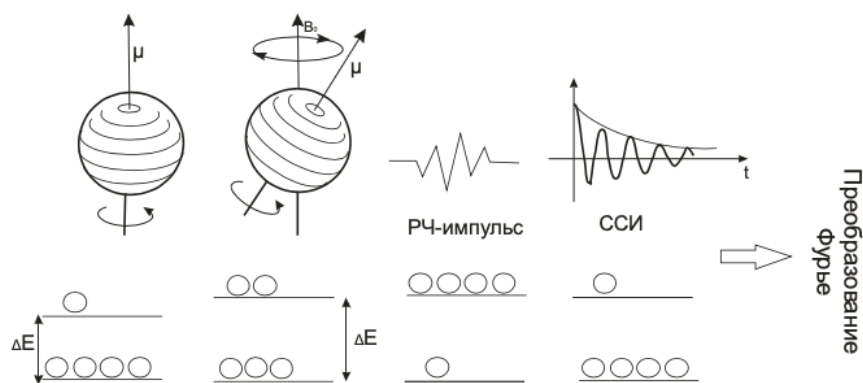


Рисунок 3.2 – Принцип приема и передачи сигнала в МРТ — томографе

Энергетическое распределение магнитных моментов протонов между двумя состояниями можно объяснить законом распределения Больцмана, который говорит, что количество протонов, ориентированных по полю, немного больше тех, что против поля. Эта разница в числе протонов создаёт слабую намагниченность, которую фиксирует аппарат. В условиях слабого магнитного поля эта намагниченность незначительна, но при высоких полях, как в МРТ, она становится достаточно большой для создания диагностически значимого сигнала [4].

3.2 Влияние радиочастотного импульса и формирование сигнала

Для создания контрастного изображения протоны возбуждаются с помощью радиочастотного импульса, который заставляет их переходить на бо-

лее высокий энергетический уровень. После того как РЧ-импульс отключается, протоны возвращаются в исходное состояние, испуская энергию в виде сигнала, который улавливается приёмником МРТ. Процесс возврата протонов в исходное состояние называется релаксацией и делится на два типа: продольную (T1) и поперечную (T2) релаксацию, каждый из которых имеет диагностическое значение [4].

Продольная релаксация (T1) характеризует скорость восстановления намагниченности вдоль оси внешнего поля, а поперечная релаксация (T2) — скорость потери намагниченности в поперечной плоскости. Эти процессы описываются формулами:

Для продольной релаксации:

$$M_z(t) = M_0 \left(1 - e^{-\frac{t}{T_1}} \right),$$

где M_z — продольная намагниченность в момент времени t , M_0 — максимальная намагниченность, T_1 — время продольной релаксации.

Этот процесс зависит от свойств тканей, поэтому различные ткани имеют разные значения T_1 , что позволяет различать их на изображении [4].

Для поперечной релаксации:

$$M_{xy}(t) = M_{xy}(0)e^{-\frac{t}{T_2}},$$

где M_{xy} — поперечная намагниченность, T_2 — время, за которое сигнал ослабевает из-за взаимодействий между спинами.

Различия в T2-релаксации дают информацию о физических и химических различиях между тканями, что обеспечивает контраст на изображениях [4].

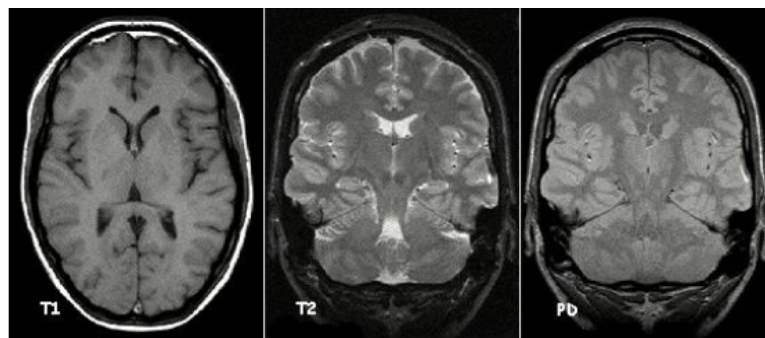


Рисунок 3.3 – Слева направо T 1-взвешенное, T 2-взвешенное и взвешенное по протонной плотности изображения

3.3 Использование градиентов магнитного поля для локализации сигнала

Для получения точного изображения используются градиенты магнитного поля (изменение магнитного поля в зависимости от положения), которые обеспечивают пространственную локализацию сигнала. Градиенты создают изменяющуюся частоту прецессии по оси X, Y и Z, что позволяет различать сигналы от разных точек тела. Градиенты, изменяя частоту Лармора в зависимости от положения, позволяют сфокусироваться на определённых срезах, что значительно улучшает пространственное разрешение. Путём применения градиентов можно выбирать толщину среза, направление и масштаб изображения [4].

3.4 Типы последовательностей и качество изображения

Качество изображения в МРТ зависит от выбранных последовательностей импульсов, которые позволяют настраивать параметры съёмки для разных типов тканей и целей исследования. Существует несколько типов последовательностей, таких как спиновое эхо и градиентное эхо, которые используются для оптимизации контраста и разрешения. Последовательности спинного эха обеспечивают более чёткие изображения за счёт компенсации неоднородностей магнитного поля, тогда как градиентное эхо позволяет получать изображения с высоким разрешением за меньшее время [4].

Последовательности спинного эха используются для повышения точности при изучении мягких тканей, таких как головной мозг и внутренние органы, а градиентное эхо — для быстрого сканирования и оценки движения, например, при кардиологических исследованиях [4].

4 Сравнительный анализ КТ и МРТ

Компьютерная томография и магнитно-резонансная томография являются одними из наиболее значимых технологий в медицинской визуализации, и их конструктивные элементы напрямую отражают физические принципы, лежащие в основе этих методов.

Компьютерная томография основывается на рентгеновском излучении, что требует особой конструкции, обеспечивающей генерацию рентгеновских лучей, их детектирование и последующую обработку для построения изображений. Центральным компонентом КТ-аппарата является рентгеновская трубка, внутри которой находятся анод и катод. Энергия рентгеновских фотонов определяется напряжением на катоде и материалом анода, а сам рентгеновский пучок ослабляется при прохождении через ткани, в зависимости от их плотности и состава. Этот процесс формирования контраста и составляет основу изображения, на котором различаются плотные ткани, такие как кости, и мягкие ткани, поглощающие излучение в меньшей степени [5].

Для регистрации рентгеновских лучей КТ использует кольцо детекторов, которое окружает тело пациента. Современные системы включают несколько рядов детекторов, которые преобразуют энергию фотонов в электрические сигналы. Обычно используются ксеноновые камеры или люминесцентные кристаллы, работающие в сочетании с фотоэлектронными умножителями. [5].

После регистрации данных КТ-сканером компьютер выполняет математические преобразования. Излучение, ослабленное при прохождении через тело, переводится в так называемые КТ-числа, которые соответствуют различным уровням плотности тканей в единицах Хаунсфилда. Современные мультidetекторные системы КТ также поддерживают спиральное сканирование, которое создаёт последовательные срезы в течение непрерывного движения рентгеновской трубки вокруг пациента и позволяет получать объёмные реконструкции органов и тканей[1].

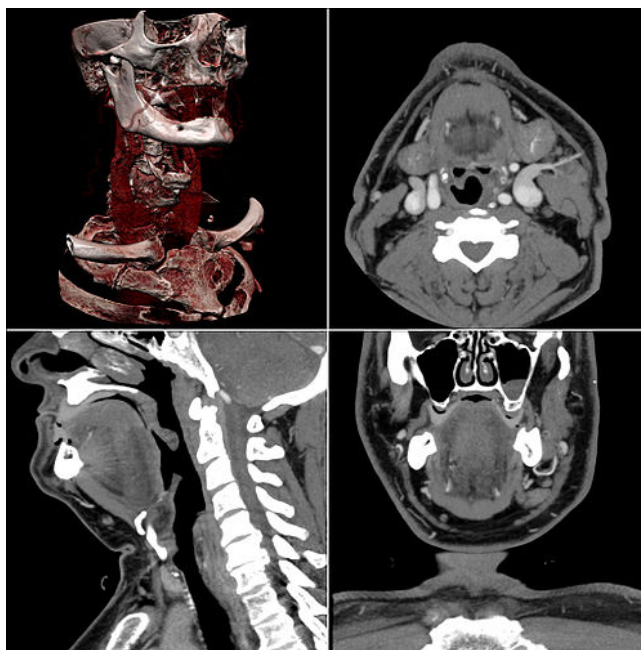


Рисунок 4.1 – Снимок КТ

Магнитно-резонансная томография работает на основе совершенно другого физического принципа — ядерного магнитного резонанса (ЯМР). В основе МРТ лежит взаимодействие атомных ядер с магнитными полями. Центральным элементом МР-томографа является главный магнит, который создаёт постоянное магнитное поле, обычно с напряжённостью от 1,5 до 3 Тесла. Под воздействием этого поля протоны водорода в теле пациента ориентируются в одном направлении и начинают прецессировать с определённой частотой, зависящей от силы магнитного поля. Магниты могут быть сверхпроводящими, что позволяет поддерживать стабильное магнитное поле с минимальными энергетическими потерями. Такие магниты требуют охлаждения до крайне низких температур, достигаемых при помощи жидкого гелия [5].

Радиочастотные (РЧ) катушки, являющиеся неотъемлемой частью МРТ, испускают импульсы радиоволн, которые приводят протоны в возбуждённое состояние. После окончания действия импульса протоны возвращаются в начальное состояние, излучая при этом энергию, которая регистрируется катушками. Время, за которое протоны восстанавливаются, зависит от типа ткани, что позволяет различать ткани на основе времён T1- и T2-релаксации. Эти свойства обеспечивают уникальные возможности МРТ для визуализации мягких тканей, таких как мышцы, мозг и связки, поскольку различия в контрасте, получаемом при МРТ, зависят от различий плотности водорода и времени релаксации в разных тканях [5].

Компьютерные системы, применяемые в МРТ, обрабатывают собранные данные, используя преобразования Фурье для анализа сигналов из разных областей пространства. МРТ позволяет с высокой точностью исследовать мягкотканые структуры и является предпочтительным методом для диагностики в неврологии и онкологии [5].

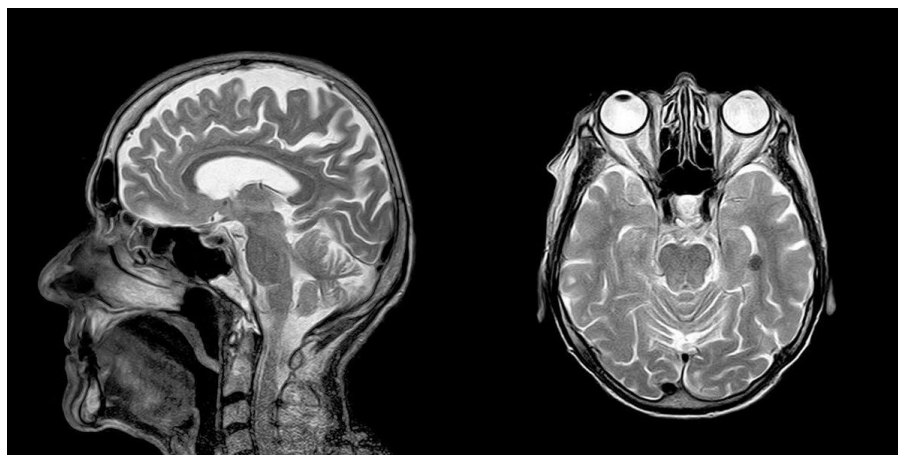


Рисунок 4.2 – Снимок МРТ

Следовательно, конструкции КТ и МРТ сканеров отличаются в зависимости от физических принципов, лежащих в основе их работы. Компьютерная томография позволяет получать высококачественные изображения твёрдых тканей и обладает высокой скоростью сканирования, тогда как магнитно-резонансная томография обеспечивает превосходный контраст мягких тканей и является безопасной за счёт отсутствия ионизирующего излучения.

4.1 Собственная оценка перспективности направлений

Проанализировав подготовленный материал, я пришел к выводу, что обе технологии по-своему полезны и незаменимы в области медицины. КТ, основанная на рентгеновском излучении, позволяет получать высококачественные изображения твердых тканей и внутренней структуры организма, что делает её полезной для диагностики повреждений костей, легких и других плотных структур. МРТ, в свою очередь, использует принципы ядерного магнитного резонанса, обеспечивая высокий контраст мягких тканей и подробную визуализацию центральной нервной системы, связок, мышц и других структур.

Эти методы используют разные физические явления, но в совокупности полезны и необходимы человечеству. Вместе они формируют комплекс, делая медицину более точной и эффективной.

В перспективности данных направлений сомневаться нет причин, но стоит отметить, что нужно стремиться делать их более безопасными для человеческого организма. В КТ это особенно касается снижения лучевой нагрузки на пациента, а в МРТ — минимизации потенциального влияния сильных магнитных полей и радиочастотных импульсов на организм.

Таким образом, я вижу перспективное будущее этих технологий и считаю, что в дальнейшем они будут стремительно совершенствоваться и становиться более безопасными для человека.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В ходе работы мы познакомились с такими Технологиями, как КТ и МРТ. Это весьма сложные, но интересные с точки зрения физики явления. В наше время компьютерная и магнитно-резонансная томография стала доступной диагностической процедурой для всех, но далеко не каждый знаком с принципом работы данных технологий.

Компьютерная томография (КТ) — это передовой метод визуализации, позволяющий получать послойные изображения организма с помощью рентгеновского излучения. В отличие от традиционной рентгенографии, КТ позволяет исследовать тело посрезово, обеспечивая высокую детализацию анатомических структур.

Магнитно-резонансная томография (МРТ) — метод визуализации, основанный на ядерном магнитном резонансе (ЯМР). ЯМР наблюдается, когда ядра с ненулевым спином, такие как протоны водорода, поглощают радиочастотные волны при определённых условиях, что вызывает изменение ориентации их магнитных моментов.

При сравнительном анализе стало ясно, что это абсолютно разные технологии, каждая из которых применяется врачами для своих целей. конструкции КТ и МРТ сканеров отличаются в зависимости от физических принципов, лежащих в основе их работы. Компьютерная томография позволяет получать высококачественные изображения твёрдых тканей и обладает высокой скоростью сканирования, тогда как магнитно-резонансная томография обеспечивает превосходный контраст мягких тканей и является безопасной за счёт отсутствия ионизирующего излучения.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

- 1 *Росткова, Д. Г.* Лучевая диагностика на службе Российской медицины / Д. Г. Росткова, С. В. Шаматкова // *Смоленский медицинский альманах*. — 2021. — Т. 1, №2 (3). — С. 91 – 93.
- 2 История КТ // Статьи / Городская служба записи на МРТ и КТ исследования. — Санкт-Петербург. — URL: https://mrt-kt.ru/stati/istoria_kt Дата обращения: 25.10.2024.
- 3 История развития МРТ // Магнитно-резонансная томография / СПб больница РАН. — Санкт-Петербург. — URL: <https://spbkbbran.ru/ru/mrthistory/> Дата обращения: 25.10.2024.
- 4 *Черняев, А.* Физические методы визуализации в медицинской диагностике: Учеб. пособие / А. Черняев, Д. Волков, Е. Лыкова. — М.: ООП физического факультета МГУ, 2019. — С. 112.
- 5 *Марусина, М.* Современные виды томографии. Учебное пособие. / М. Марусина, А. Казначеева. — СПб: СПбГУ ИТМО, 2006. — С. 132.
- 6 Физика и медицина: создавая будущее : сборник материалов, Самара, 07 декабря 2018 года / Ed. by Г. Котельников, А. Волобуев, Е. Овчинников, В. Калинин. — Самара: НИЦ LJJournal, 2018. — Р. 340.