

МИНИСТЕРСТВО ПО ОБРАЗОВАНИЮ И НАУКЕ
РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ
ФЕДЕРАЛЬНОЕ АГЕНТСТВО ПО ОБРАЗОВАНИЮ
Санкт-Петербургский государственный университет
информационных технологий, механики и оптики
Кафедра измерительных технологий и компьютерной томографии

М.Я. Марусина, А.О. Казначеева

Современные виды томографии

Рекомендовано УМО

по образованию в области приборостроения и оптотехники
в качестве учебного издания для студентов высших учебных заведений



Санкт-Петербург
2006

УДК 389.001

Марусина М.Я., Казначеева А.О. Современные виды томографии. Учебное пособие. – СПб: СПбГУ ИТМО, 2006. – 132 с.

Рецензенты: П.А. Галайдин, д.т.н., проф., зав. каф. электротехники
БГТУ «Военмех им. Д.Ф. Устинова»;

Н.И. Ананьева, д.м.н., проф., зав. рентгеновским отделением
СПб НИПНИ им. В.Н. Бехтерева.

В учебном пособии рассмотрены основные положения компьютерной, магнитно-резонансной и позитронно-эмиссионной томографии, рассмотрены их конструктивные особенности и программное обеспечение. Большое внимание уделяется современным цифровым технологиям и контролю качества измерений. Проведен обзор современного оборудования.

Предназначено для обучения студентов в рамках основной образовательной программы направления подготовки бакалавров и магистров по направлению 200100 «Приборостроение» по дисциплине СДМ.В.02 «Современные виды томографии» и в рамках программы подготовки дипломированного специалиста по специальности 200101.65 «Приборостроение», по дисциплинам ЕН.В.01 «Основы томографии», СД.Р.05 «Конструирование медицинских томографов», СД.Р.08 «Лучевая диагностика в клинической медицине».

Пособие печатается при поддержке РФФИ, грант №05-08-65468а

ISBN 5-7577-0283-4

© Санкт-Петербургский государственный
университет информационных технологий,
механики и оптики
2006

© М.Я. Марусина,
А.О. Казначеева,
2006

ОГЛАВЛЕНИЕ

ПРЕДИСЛОВИЕ	5
СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ	6
ГЛАВА 1. КОМПЬЮТЕРНАЯ ТОМОГРАФИЯ	8
1.1. История возникновения и развития.....	8
1.2. Конфигурация компьютерного томографа.....	11
1.3. Реконструкция изображений в компьютерной томографии.....	15
1.4. Режимы сканирования	21
1.5. Качество изображения	26
1.6. Артефакты изображений в компьютерной томографии	31
1.6.1. Артефакты, вызванные физическими процессами	31
1.6.2. Артефакты, вызванные пациентом.....	34
1.6.3. Неисправность оборудования	35
1.6.4. Артефакты при спиральном сканировании	36
1.7. Трехмерные реконструкции	38
ГЛАВА 2. МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНАЯ ТОМОГРАФИЯ	40
2.1. Этапы развития МРТ.....	40
2.2. Физические основы МРТ.....	44
2.3. Основные блоки МР-томографа	48
2.4. Классификация МР томографов	53
2.5. Построение изображения	56
2.6. Основные импульсные последовательности	57
2.6.1. Спин-эхо последовательность	57
2.6.2. Последовательность быстрое спин-эхо	59
2.6.3. Последовательность инверсия-восстановление.....	60
2.6.4. Последовательность градиентное эхо	61
2.6.5. Быстрое градиентное эхо.....	62
2.6.6. Эхо-планарное отображение	63
2.6.7. Магнитно-резонансная ангиография.....	63
2.7. Виды изображений	64
2.8. Показатели качества изображения	66
2.9. Артефакты МР-изображений	71
2.9.1. Физиологические артефакты	71
2.9.2. Артефакты, вызванные физическими явлениями.....	72
2.9.3. Артефакты, вызванные неисправностью оборудования.....	75
2.9.4. Неправильные действия оператора	77
2.10. ЯМР спектроскопия	80
2.11. Безопасность при проведении МРТ	81

2.12. Перспективы развития МРТ	83
--------------------------------------	----

ГЛАВА 3. ПОЗИТРОННО-ЭМИССИОННАЯ ТОМОГРАФИЯ

3.1. Историческая справка	84
3.2. Этапы исследования и основные блоки сканера	86
3.3. Реконструкция изображений	93
3.4. Аппаратное обеспечение и контроль качества	95
3.5.Arteфакты изображений в ПЭТ	96
3.5.1. Аппаратные артефакты	96
3.5.2. Arteфакты сбора данных	97
3.5.3. Arteфакты обработки данных	98
3.6. Радионуклиды, используемые в ПЭТ	99
3.7. Достоинства и недостатки ПЭТ	100
3.8. ПЭТ/КТ сканеры	101
3.9. Области применения ПЭТ в медицине	102

ГЛАВА 4. ЦИФРОВЫЕ ТЕХНОЛОГИИ И ОБМЕН

ИНФОРМАЦИЕЙ

4.1. История разработки стандарта DICOM	104
4.2. Структура DICOM файла	108
4.3. Центр окна и ширина окна (яркость и контраст)	110
4.4. Подходы к интеграции диагностического оборудования	111
4.5. Интеграция систем обработки медицинских изображений и клинических систем	113
4.6. PACS-системы	116
4.7. Телемедицина	119

ЛИТЕРАТУРА

ПРИЛОЖЕНИЕ 1. Акронимы импульсных

последовательностей, используемые производителями МР- томографов

ПРИЛОЖЕНИЕ 2. Магнитно-резонансные томографы

ПРЕДИСЛОВИЕ

Мировые тенденции в области медицинского приборостроения в последние годы претерпели значительные изменения. В основном это вызвано необходимостью повышения качества диагностики, что приводит как к созданию новых высокоинформативных диагностических приборов, так и к совершенствованию традиционных технологий.

Современный уровень медицинской техники позволяет выявить структурные и функциональные изменения одного и того же органа с помощью устройств, имеющих различный принцип действия, при этом достоверность полученных данных будет сопоставима. В подобных условиях на первое место выходит информационная составляющая исследований.

На данном этапе одним наиболее информативных методов является томография, дающая намного больше информации о каждом элементарном объеме исследуемого объекта, чем другие известные методы диагностики. Термин "томография" произошел от двух греческих слов: *τομος* - сечение и *γραφω* - пишу и означает послойное исследование структуры различных объектов. Существует несколько видов томографии: рентгеновская, электронно-лучевая, магнитно-резонансная, позитронно-эмиссионная, ультразвуковая, оптическая когерентная томография и др. Но суть всех видов томографии едина: по суммарной информации (например, интенсивности на детекторах или интенсивности эхо-сигнала), полученной от некоторого сечения вещества, нужно определить локальную информацию, а именно плотность вещества в каждой точке сечения. Информативность и достоверность каждого из них зависит от целого ряда факторов, определяющих конечный результат исследования, в том числе и от принципа действия устройства.

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ

- AC – переменный ток
- ACR – Американский Колледж Радиологии
- ANSI – Американский национальный институт стандартов
- BW - ширина частотной полосы пропускания;
- CNR – отношение контраст/шум
- DC – постоянный ток
- DICOM – стандарт передачи и хранения медицинских изображений
- EPI – эхо-планарное отображение
- ETL - длина эхо-трейна (для ряда последовательностей);
- FA - угол отклонения, используется для ряда последовательностей;
- fastGRE – быстрое градиентное эхо
- FID – спад свободной индукции
- FLAIR – импульсная последовательность с подавлением сигнала от движущихся жидкостей
- fMRI – функциональный МРТ
- FOV – поле сканирования
- FSE – быстрое спин-эхо
- GRE – градиентное эхо
- HL7 – стандарт обмена текстовыми данными
- IR – инверсия-восстановление
- ISO – Международная Организация по Стандартизации
- MinIP – проекция минимальной интенсивности
- MIP – проекция максимальной интенсивности
- MIR – Институт Радиологии Маллинкродта
- NEMA – национальная ассоциация производителей электронного оборудования
- NEX - количество возбуждений выбранного слоя.
- OSI – стандарт взаимосвязи открытых систем
- PACS – система обработки и хранения данных
- PC – фазоконтрастная ангиография
- PD – протонная плотность
- ppm – миллионные доли
- RSNA – Радиологическое общество Северной Америки
- SAR – коэффициент поглощенного излучения
- SE – спин-эхо
- SNR – сигнал /шум
- STIR – инверсия восстановления с коротким T1
- T1 – время спин-решеточной релаксации
- T2 – время спин-спиновой релаксации
- TE - время появления эхо-сигнала;

TI - время инверсии (интервал между инвертирующим и 90° импульсами), используется для ряда последовательностей;

TOF – Времяпролетная ангиография

TR - период повторения последовательности;

USFDA – управление по санитарному надзору за пищевыми продуктами и медикаментами США

АЦП – аналого-цифровой преобразователь

ИП – импульсная последовательность

ИТ – информационные технологии

КИС – клиническая информационная система

КТ – компьютерная томография

ЛВС – локальная вычислительная сеть

МРА – магнитно-резонансная ангиография

МРС – магнитно-резонансная спектроскопия

МРТ – магнитно-резонансная томография

ПЭТ – позитронно-эмиссионная томография

РЧ – радиочастота

СИЛД – системы интеграции лучевой диагностики

ФДГ – фтордезоксиглюкоза

ФЭУ – фотоэлектронный умножитель

ЯМР – ядерно-магнитный резонанс

ГЛАВА 1. КОМПЬЮТЕРНАЯ ТОМОГРАФИЯ

1.1. История возникновения и развития

Среди всех существующих томографических методов особого успеха достигла радиационная (рентгеновская) компьютерная томография (КТ). Предпосылкой её появления послужили недостатки обычной рентгенографии, породившие идею получения не одного, а ряда снимков, выполненных под разными ракурсами, и определения по ним путём математической обработки плотностей исследуемого вещества в ряде сечений. Преимуществами КТ по сравнению с традиционной рентгенографией стали:

- отсутствие теневых наложений на изображении;
- более высокая точность измерения геометрических соотношений;
- чувствительность на порядок выше, чем при обычной рентгенографии.

Впервые задача реконструкции изображения была рассмотрена в 1917 году австрийским математиком Иоганном Радоном, который вывел зависимость поглощения рентгеновского излучения от плотности вещества на некотором луче зрения. Данная задача на много лет была отложена в сторону, и лишь в 1956-58 гг. советские учёные Тетельбаум, Коренблюм и Тютин разработали первую систему реконструкции рентгеновских медицинских изображений.

Метод компьютерной томографии в 1961 г. предложил американский нейрорентгенолог Вильям Ольдендорф, а в 1963 математик Алан Кормак (США) провел лабораторные эксперименты по рентгеновской томографии и показал выполнимость реконструкции изображения. Первая вполне качественная томограмма головного мозга человека получена в 1972 году (рис.1) [4].



Рис. 1. Первый КТ сканер (а) и первая томограмма головного мозга (б)

В 1973 инженер-исследователь Годфри Хаунсфилд (Великобритания) разработал первую на западе коммерческую систему - сканер головного мозга английской фирмы ЕМІ. Он позволял получать изображения с разрешением 80x80 пикселей (размер пиксела 3 мм). Получение одного изображения требовало 4,5 на сбор данных и 1,5 мин на реконструкцию. Высокая продолжительность исследования накладывала ограничение на область исследования и первый томографы использовались только для исследований

головного мозга. Первый отечественный медицинский рентгеновский томограф СРТ-1000 был разработан в 1978 г. под руководством И.Б. Рубашова, бывшего в 1987-1998 г.г. директором ВНИИ компьютерной томографии.

К 1979 году серийно выпускаемые многими западными фирмами томографы, несмотря на их внушительную стоимость (сканер EMI стоил \$390000), работали уже более чем в 2000 клиниках мира.

В этом же 1979 году Г. Хаунсфилду и А. Кормаку за выдающийся вклад в развитие КТ была присуждена Нобелевская премия в области медицины. Еще через три года, в 1982 г., Нобелевской премии по химии был удостоен известный английский микробиолог Арон Круг, который внес значительный вклад в развитие экспериментальных и расчетных методов трехмерной КТ.

Конструкция компьютерного томографа за годы его существования претерпела значительные изменения. В целом можно выделить пять поколений КТ-сканеров.

В томографах 1 поколения, появившихся в 1973 г., имелась одна остро-
направленная рентгеновская трубка и один детектор, которые синхронно передвигались вдоль рамы (рис. 2а). Измерения проводились в 160 положениях трубки, затем рама поворачивалась на угол 1° и измерения повторялись. Сами измерения длились около 4,5 минут, а обработка полученных данных и реконструкция изображения на специальном компьютере занимали 2,5 часа.

Удалено: <sp>

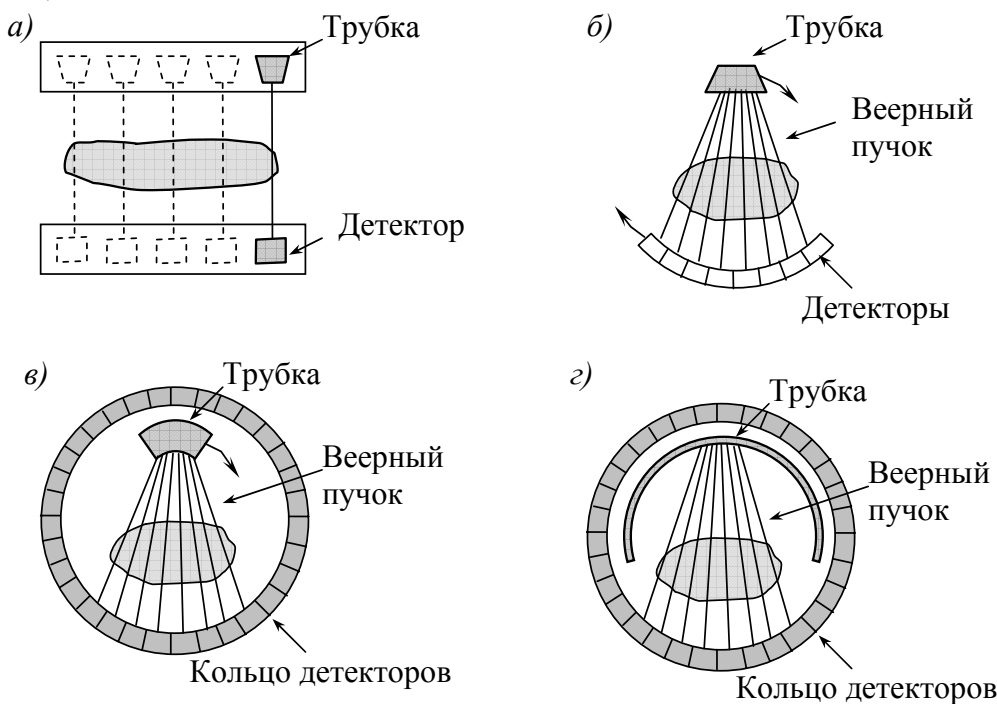


Рис. 2. Схематическое изображение рентгеновских томографов

Томографы 2 поколения (например, СТ-1010, EMI, Великобритания) имели уже несколько детекторов, работающих одновременно, а трубка излучала не остронаправленный, а веерный пучок. Также как и томограф 1 поколения он использовал параллельное сканирование, но угол поворота трубки увеличился до 30° . Общее время измерений, необходимых для получения одного изображения, значительно сократилось и составляло 20 секунд. Типичным для данной схемы сканирования является то, что она основана на учете только первичных фотонов источника. Первый советский компьютерный томограф СРТ-1000 относился к томографам 2 поколения.

В томографах 3 поколения (середина 1970-х гг.) трубка излучала широкий веерный пучок лучей, направленный на множество детекторов (около 700), расположенных по дуге. Усовершенствованная конструкция сделала возможным непрерывное вращение трубки и детекторов на 360° по часовой стрелке за счет использования кольца скольжения при подведении напряжения. Это позволило устранить стадию перемещения трубки и сократить время, необходимое для получения одного изображения до 10 секунд. Такие томографы позволили проводить исследования движущихся частей тела (легких и брюшной полости) и сделали возможным разработку спирального алгоритма сбора данных. Все современные медицинские компьютерные томографы относятся к 3 поколению.

В томографах 4 поколения (Pfizer 0450, США) имелось сплошное неподвижное кольцо детекторов (1088 люминисцентных датчиков) и излучающая веерный пучок лучей рентгеновская трубка, вращающаяся вокруг пациента внутри кольца. Время сканирования для каждой проекции сократилось до 0,7 с, а качество изображения улучшилось. В данных томографах необходимо учитывать влияние эффекта рассеяния при переносе излучения, которое в зависимости от используемой энергии источника может быть рэлеевским или комптоновским.

В начале 1980-х появились электронно-лучевые томографы (томографы 5 поколения). В них поток электронов создается неподвижной электронно-лучевой пушкой, расположенной за томографом. Проходя сквозь вакуум, поток фокусируется и направляется электромагнитными катушками на вольфрамовую мишень в виде дуги окружности (около 210°), расположенную под столом пациента. Мишени расположены в четыре ряда, имеют большую массу и охлаждаются проточной водой, что решает проблемы теплоотвода. Напротив мишеней расположена неподвижная система быстродействующих твердотельных детекторов, расположенных в форме дуги 216° . Данные томографы используются при исследованиях сердца, т.к. позволяют получать изображение за 33 мс со скоростью 30 кадров/секунду, а число срезов не ограничено теплоемкостью трубки. Такие изображения не содержат артефактов от пульсации сердца, но имеют более низкое соотношение сигнал/шум [40].

Таблица 1. Параметры КТ сканеров 3-го и 4-го поколений

	3 поколение	4 поколение
Конфигурация	вращающаяся трубка, вращающиеся детекторы	вращающаяся трубка, неподвижные детекторы
время сбора данных (одна проекция)	до 10 с	1мс
число детекторов	500-700	1088
тип детекторов	камера ионизации ксенона	твердотельные (люминесцентные)
неисправность детектора	неправильная регистрация в каждой из проекций	потеряна одна проекция
влияние неустойчиво- сти трубки	большого эффекта нет	круговые артефакты на изображении

1.2. Конфигурация компьютерного томографа

В состав любого КТ-сканера входят следующие основные блоки [4]:

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

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

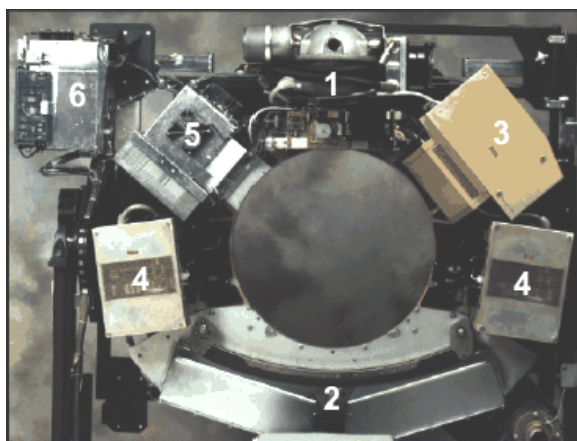


Рис. 3. Гентри КТ-сканера: 1 - трубка и коллиматоры, 2 - детекторы, 3 - контроллер трубки, 4 - ВЧ генератор, 5 - встроенный микрокомпьютер, 6 - стационарный компьютер

Рентгеновское излучение создается рентгеновской трубкой, схема которой представлена на рис. 4. Источником электронов (катодом) служит вольфрамовая нить, нагреваемая током, под действием которого электроны "выкипают" с его поверхности. Затем они ускоряются разностью потенциалов в несколько десятков тысяч вольт и фокусируются на анод, сделанный из тугоплавкого материала с высоким атомным номером (например, вольфрама). При торможении быстрых электронов веществом анода (взаимодействии с его атомами) возникают электромагнитные волны в диапазоне длин волн от 10^{-14} до 10^{-7} м, называемые рентгеновским излучением, открытым в 1895 году немецким физиком Конрадом Вильгельмом Рентгеном. Выход рентгеновского излучения растет с атомным номером мишени. При этом 99% энергии электронов рассеивается в тепло, и лишь 1% освобождается в форме квантов.

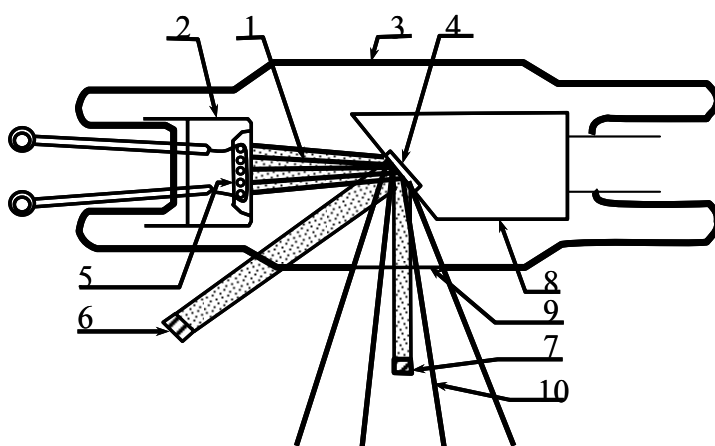


Рис. 4. Схема рентгеновской трубки: 1 – пучок электронов; 2 – катод с фокусирующим электродом; 3 – стеклянный корпус; 4 – вольфрамовая мишень (антикатод); 5 – нить накала катода; 6 – реально облучаемая площадь; 7 – эффективное фокальное пятно; 8 – медный анод; 9 – окно; 10 – рассеянное рентгеновское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

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

Трубки со стационарным анодом использовались в первых сканерах; в них анод охлаждался маслом. Их недостатком было большое фокальное пятно, что давало высокое облучение пациента и низкое разрешение изображения.

Трубки с вращающимся анодом имеют малое фокальное пятно и большее разрешение и могут создавать пульсирующий или непрерывный пучок лучей. Анод в них вращается со скоростью 3600-10000 об/мин и охлаждается воздухом.

Рентгеновские трубки в современных КТ-системах имеют мощность 20-60 кВт при напряжении 80-140 кВ. При максимальных значения мощности во избежание перегрева трубки такие системы могут работать ограниченное время; эти ограничения определяются свойствами анода и генератора. Современные системы с несколькими рядами детекторов и эффективным использованием ресурса трубки практически сняли эти ограничения. Сила тока на трубке также может устанавливаться в пределах от 10мА до 440 мА, что позволяет добиться оптимального соотношения между качеством изображения (уровнем шума) и дозой облучения пациента.

В компьютерном томографе рентгеновская трубка совместно с системой коллимирования создает узкий веерообразный пучок лучей, угол расхождения которого составляет 30° – 50° . Ослабление рентгеновского луча при прохождении через объект регистрируется детекторами, преобразующими регистрируемое рентгеновское излучение в электрические сигналы. Затем эти аналоговые сигналы усиливаются электронными модулями и преобразуются в цифровые импульсы. Некоторые материалы оказываются очень эффективными для преобразования рентгеновского излучения. Например, Siemens использует UFC-детекторы (сверхбыстрые керамические детекторы), которые благодаря хорошим свойствам материала дают превосходное качество изображения. Чаще в КТ используются два типа детекторов – люминесцентные и газовые.

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

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

Основными параметрами детекторов, используемых в КТ, являются:

1. эффективность - характеристика, отражающая способность детекторов обнаруживать фотоны (эффективность фиксирования характеризует

способность детектора получать фотоны и зависит от размера детектора и расстояния между ними; эффективность преобразования характеризует процент фотонов, падающих на детектор и вызывающих сигнал в нём);

2. стабильность - качественная характеристика, отражающая динамическую устойчивость детекторов;

3. время ответа (мкс) - время, затрачиваемое на обнаружение события, восстановление детектора и обнаружение следующего события;

4. динамический диапазон - отношение наибольшего сигнала, способного быть измеренным, к наименьшему сигналу, способному быть измеренным.

В современных томографах внутренняя схема коммутации на полевых транзисторах позволяет динамически выбирать режим работы детекторов.

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

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

Фильтры обеспечивают равномерное распределение фотонов поперек рентгеновского луча и уменьшают суммарную дозу облучения, удаляя более мягкое излучение. Обычно они сделаны из алюминия, графита или тефлона.

Консоль управления столом пациента и гентри используется для контроля горизонтального и вертикального движения стола, позиционирования пациента, наклона гентри относительно вертикальной оси сканера.

Высоковольтный трехфазный генератор обеспечивает всю систему необходимой электроэнергией, позволяя корректировать методику исследования уменьшая дозу облучения пациента и сохраняя необходимую мощность.

Компьютер осуществляет реконструкцию изображения, решая более 30 000 уравнений одновременно. В современных томографах программное обеспечение для обработки изображений во многом определяет их клиническую производительность и информативность регистрируемых данных и составляет 1/3 общей стоимости сканера. Компьютер получает сигнал в аналоговой форме и преобразовывает его в двоичный код, используя аналого-цифровой преобразователь. Цифровой сигнал хранится в течение сканирования что позволяет после его окончания реконструировать изображение в заданной плоскости.

1.3. Реконструкция изображений в компьютерной томографии

Решение математических задач томографии сводится к решению операторных уравнений 1-го рода. Известно, что задачи решения таких уравнений являются некорректно поставленными. При нахождении их приближенных решений необходимо использовать методы регуляризации, позволяющие учитывать дополнительную информацию о решаемой задаче [48]. Разнообразие такой информации порождает многочисленные алгоритмы решения основных математических задач вычислительной диагностики.

Одна из главных проблем, возникающих при решении математических задач томографии, – выбор оптимального алгоритма, критерием отбора которого может служить, например, качество изображения.

Рассмотрим основные математические соотношения, на которых базируются современные методы вычислительной томографии. Данные соотношения заимствуются из интегральной геометрии и применяются к томографическим измерениям с учетом методов решения некорректных задач [50].

Пусть на плоскости (x, y) в прямоугольной системе координат задана двумерная функция $f(x, y)$, интегрируемая по всем возможным прямым, лежащим в данной плоскости (рис. 5). Всякая прямая может быть описана уравнением

$$x \cos \varphi + y \sin \varphi - s = 0 \quad (1)$$

где s - расстояние от начала координат до рассматриваемой прямой; φ - угол, образованный с осью x перпендикуляром, опущенным на прямую из начала координат.

Удалено: <sp>

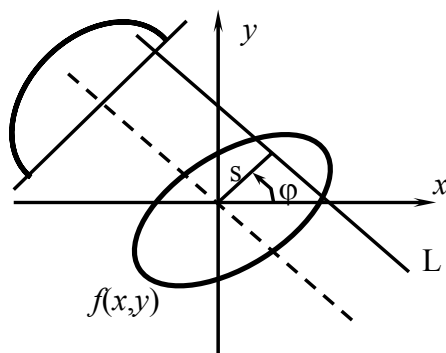


Рис. 5. Система координат для преобразования Радона

Согласно (1) произвольная прямая однозначно задается параметрами s и φ . Поэтому результат R интегрирования функции $f(x, y)$ по некоторой прямой будет зависеть от этих же параметров ($R = R(s, \varphi)$):

$$R(s, \varphi) = \int_{(\varphi, s)} f(x, y) dL = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \delta(x \cos \varphi + y \sin \varphi - s) dx dy \quad (2)$$

где δ - дельта-функция Дирака.

Подобное интегрирование можно рассматривать как некоторое преобразование, которое для функции $f(x, y)$ на плоскости $\{x, y\}$ ставит в соответствие $R(s, \varphi)$ на множестве всех прямых. Это преобразование называется преобразованием Радона, а функцию $R(s, \varphi)$ называют образом функции $f(x, y)$ в пространстве Радона. Уравнение (2) используется для описания затухания рентгеновского луча, проходящего по прямой линии через объект.

В томографии ставится математическая задача поиска неизвестной функции $f(x, y)$, если известна функция $R(s, \varphi)$, являющаяся образом функции $f(x, y)$ в пространстве Радона. Решение поставленной задачи сводится к поиску преобразования, обратного преобразованию Радона. Впервые формула обратного преобразования была приведена в статье Иоганна Радона, опубликованной в 1917 г. в трудах Саксонской академии наук.

Этот алгоритм восстановления оставался единственным до тех пор, пока не начал широко применяться томографический метод, опирающийся на решение сформулированной выше математической задачи. С этого момента началась разработка различных алгоритмов восстановления, различающихся между собой способом учёта технических особенностей, обусловливаемых реализацией; степенью детальности учёта структуры флуктуационных явлений, сопровождающих процесс томографии; объёмом используемых априорных сведений и наличием или отсутствием адаптации к данным конкретным условиям.

Проекция изображения формируется объединением набора линейных интегралов. В простейшем случае это набор измерений, проведенных вдоль параллельных линий. В случае веерного пучка для измерений используют один источник лучей, зафиксированный в определенной точке и поворачиваемый в соответствии с кольцом детекторов.

Существует соотношение, определяющее связь, аналогичную уравнению (2) между преобразованием Фурье этих функций. Это так называемая теорема о центральном сечении [51].

Пусть $R(\omega, \varphi)$ - одномерное преобразование Фурье (или спектр Фурье) функции $R(s, \varphi)$ по переменной s , а $F(u, v)$ - двумерное преобразование Фурье (пространственный спектр) функции $f(x, y)$ по переменным x и y :

$$F(u, v) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-i2\pi(ux+vy)} dx dy \quad (3)$$

$$R(\omega, \varphi) = \int_{-\infty}^{\infty} R(s, \varphi) e^{-i2\pi s \omega} ds = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) e^{-j2\pi \omega(x \cos \varphi + y \sin \varphi)} dx dy \quad (4)$$

Введем в трехмерном пространстве прямоугольную систему координат, по осям которой отложены F , u и v . Проведем через начало координат

плоскость, перпендикулярную плоскости (u, v) , такую, что линия пересечения плоскостей составляет с осью u угол φ . В сечении этой плоскости со значениями функции $F(u, v)$ получается некоторая одномерная функция, зависящая от положения точки на этой прямой (например, от расстояния до начала координат). Если это расстояние равно ω , то координаты точки этой прямой в плоскости (u, v) равны $u = \omega \cos \varphi$, $v = \omega \sin \varphi$. Следовательно, данная функция одной переменной получается из функции двух переменных $F(u, v)$ путём подстановки u и v .

Теорема о центральном сечении говорит, что если функция $f(x, y)$ и ее радоновский образ $R(s, \varphi)$ имеют преобразования Фурье, то одномерное преобразование Фурье радоновского образа $R(s, \varphi)$ по переменной s равно функции, описывающей центральное сечение двумерного преобразования Фурье, соответствующее тому значению φ , при котором вычисляется преобразование Фурье функции $R(s, \varphi)$.

С учетом введенных обозначений математическая формулировка теоремы о центральном сечении имеет вид:

$$S(\omega, \varphi) = F(u, v) \quad (5)$$

Задача восстановления изображения базируется на теореме о центральном сечении. Функцию $f(x, y)$ можно найти по двумерному преобразованию Фурье $F(u, v)$:

$$f(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} F(u, v) e^{-i2\pi(ux+vy)} du dv \quad (6)$$

Перейдём в плоскости (u, v) к полярным координатам ω, φ : $u = \omega \cos \varphi$, $v = \omega \sin \varphi$. Тогда уравнение (6) будет иметь вид:

$$f(x, y) = \int_0^{2\pi} \int_0^{\infty} \omega F(\omega \cos \varphi, \omega \sin \varphi) e^{i2\pi\omega(x \cos \varphi + y \sin \varphi)} d\omega d\varphi \quad (7)$$

$$f(x, y) = \int_0^{2\pi} \int_0^{\infty} \omega R(\omega, \varphi) e^{i2\pi\omega(x \cos \varphi + y \sin \varphi)} d\omega d\varphi \quad (8)$$

Равенство (8) является искомой формулой обращения, позволяющей найти функцию $f(x, y)$. Однако данная форма записи равенства из-за используемой в нем области интегрирования оказывается не очень удобной для обработки томограмм. Удобнее разбить интеграл на два, считая что φ изменяется от 0 до π и от π до 2π , поскольку тогда можно использовать свойство:

$$F(\omega, \varphi + \pi) = F(\omega, \varphi) \quad (9)$$

Алгоритм фоновой проекции относительно прост для параллельной схемы сканирования, но реконструкция занимает много времени. Веерное ска-

нирование намного быстрее, но алгоритм для него более сложен. Существует также алгоритм взвешенного проектирования с равными промежутками выборки как для параллельного, так и для веерного сканирования. Кроме того, можно перевести данные о проекции, полученные для веерного пучка, в эквивалентные данные, полученные с помощью параллельных лучей, что позволяет использовать простой алгоритм реконструкции.

Регистрируемые детектором данные это результат взаимодействия рентгеновского излучения и вещества, из которого состоит исследуемый объект. При прохождении через объект энергия фотонов уменьшается из-за действия фотоэлектрического эффекта (поглощения) и эффекта Комптона (рассеивания) [3]. Коэффициент поглощения фотонов узкого рентгеновского пучка при прохождении через материал зависит от коэффициента линейного ослабления этого материала.

$$I(x) = I_0 e^{-\mu d} \quad (10)$$

где d - толщина объекта, I - интенсивность рентгеновских лучей испускаемых источником, I_0 - регистрируемая детектором интенсивность излучения, μ - коэффициент линейного ослабления материала.

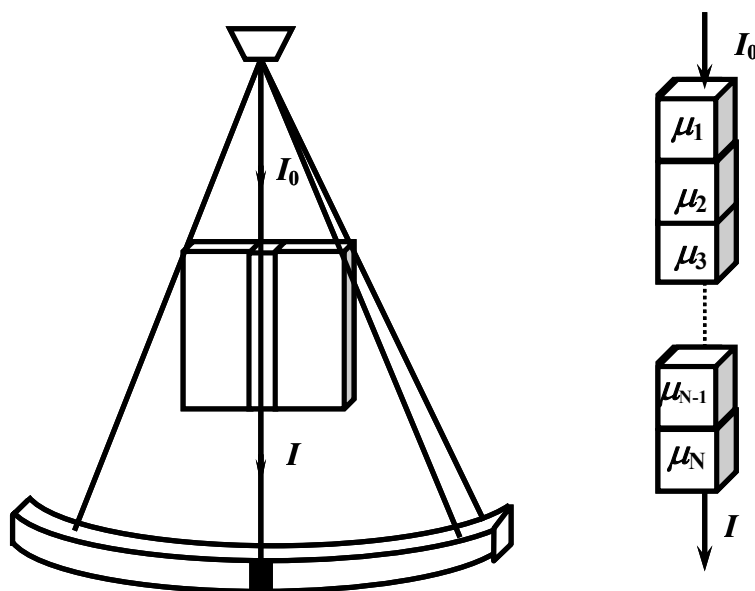


Рис. 6. Прохождение рентгеновских лучей через тонкий срез

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

$$\mu_{\Sigma} = \mu_1 + \mu_2 + \dots + \mu_N; \quad (11)$$

где $\mu_1, \mu_2, \dots, \mu_N$ – коэффициенты рассеивания излучения соответствующими вокселями.

Поскольку детекторы регистрируют интенсивность излучения, прошедшего через весь исследуемый объект, то по полученным данным мы можем оценить только μ_Σ :

$$I = I_0 \exp[-\mu_\Sigma d] = I_0 \exp[-(\mu_1 + \mu_2 + \dots + \mu_N)d] \quad (12)$$

Найти коэффициенты поглощения для каждого вокселя, необходимые для реконструкции изображения, можно с помощью метода обратного проецирования, предполагающего получение информации о характере поглощения рентгеновского излучения во многих ракурсах. Рассмотрим слой, состоящий из четырех вокселей (рис. 7).

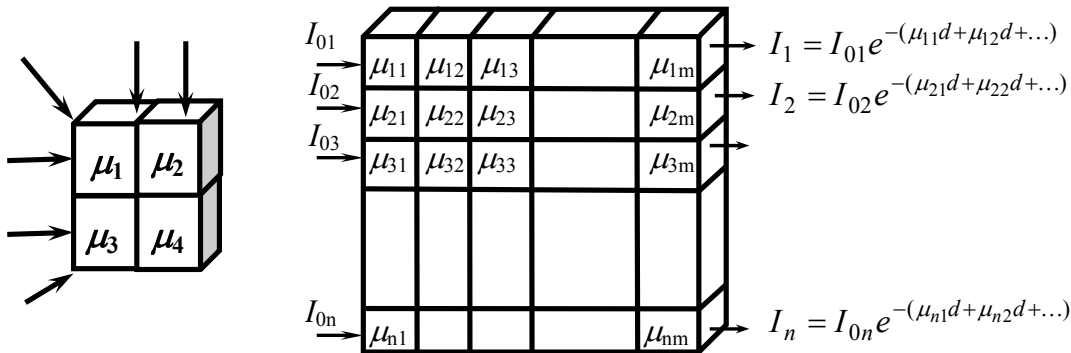


Рис. 7. Схема получения данных при компьютерной томографии

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

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

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

В действительности изображения в компьютерной томографии состоят из значительно большего числа пикселей и восстанавливать приходится коэффициенты рассеивания для такого же количества вокселей (рис. 7). В современных томографах цифровая матрица получаемого изображения чаще всего имеет размерность 512×512 или 256×256 пикселей.

Выходные данные КТ сканера даются в КТ-числах или единицах Хаунсфилда. У современных медицинских сканеров измеряемые КТ числа ле-

жат в диапазоне от -1024HU до $+3071\text{HU}$. Соотношение между коэффициентом линейного ослабления материала (μ_x) и соответствующей единицей Хаунсфилда (H) имеет вид:

$$H = \frac{\mu_x - \mu_{\text{воды}}}{\mu_{\text{материала}}} \cdot 1000 \quad (14)$$

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

Таблица 2. Плотность различных тканей в единицах Хаунсфилда

Ткань	плотность, HU	Ткань	плотность, HU
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

1.4. Режимы сканирования

Существует два способа сбора данных в компьютерной томографии: пошаговое и спиральное сканирование.

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

Удалено: <sp>

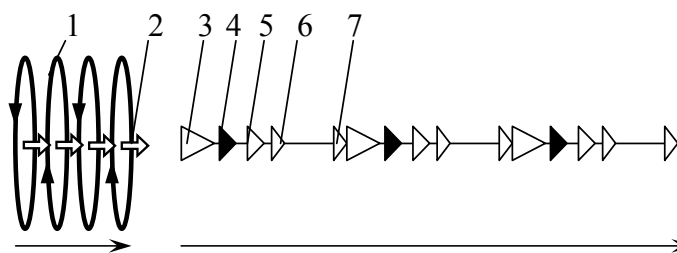


Рис. 8. Схема обследования при пошаговом сканировании: 1 – сбор данных, 2 – движение стола, 3 – команда задержки дыхания, 4 – сбор данных, 5 – команда нормального дыхания, 6 – движение стола, 7 – реконструкция изображения

На практике используются две конфигурации пошагового сканирования:

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

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

Движение пациента во время сбора данных при различных положениях трубки вызывает артефакты изображений и ограничивает области диагностического применения.

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

Достоинство спиральной КТ заключается в непрерывном накоплении данных, осуществляемом одновременно с движением пациента через раму

(рис. 9). Расстояние перемещения пациента за оборот рамы соответствует скорости движения стола. Поскольку данные накапливаются непрерывно, рабочий цикл в спиральной КТ близок к 100%, а отображение изображаемого объема происходит быстрее. Обычно при реконструкции изображений в спиральной КТ используются алгоритмы интерполяции, которые позволяют выделить из общего набора данные, необходимые для построения изображения отдельного среза при каждом положении стола. Различают два алгоритма реконструкции: 360° - и 180° -линейные интерполяции [30].

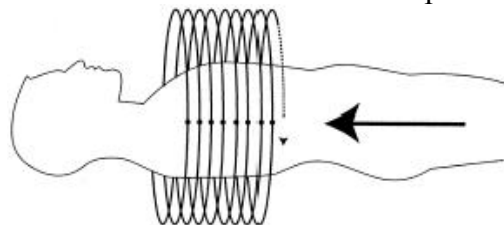


Рис. 9. Схема спирального сканирования

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

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

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

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

Использование N -рядов детекторов позволяет нам разделить исходный рентгеновский пучок на N пучков (апертура каждого ряда детекторов равна $1/N$ полной коллимации пучка). В многослойной КТ системе разрешение по оси Z (толщину среза) определяет коллимация ряда детекторов (рис. 10). В многослойной томографии пучок лучей не только расширяется в плоскости

рамы, но и отклоняется от нее. Эта геометрия называется конусным пучком и приводит к специальным алгоритмам реконструкции. Поскольку сканер имеет относительно небольшое количество рядов детекторов и, соответственно, относительно малую конусность луча, для реконструкции изображения можно использовать алгоритмы, разработанные для пучка параллельных лучей.

Толщина среза при многослойном сканировании выбирается комбинацией смежных рядов детекторов с помощью коллимирующей системы [6]. В случае, показанном на рис. 7 возможен сбор данных одновременно для четырех срезов толщиной 5 мм, 2.5 мм, 1 мм, или двух срезов толщиной 0,5 мм. Следует отметить, что можно реконструировать срез с толщиной большей, чем установленная в процессе сканирования, но не наоборот.

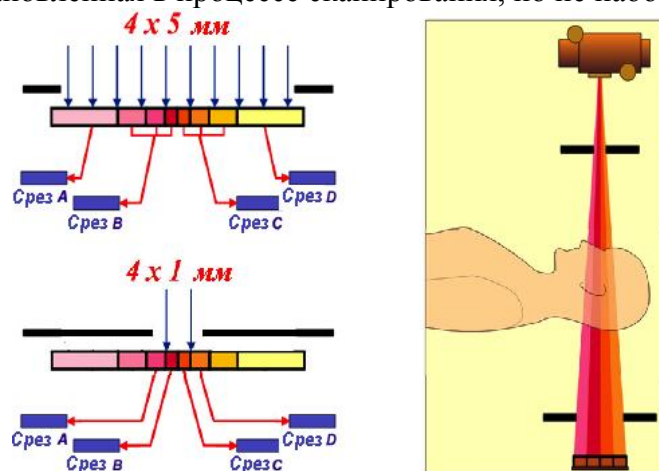


Рис. 10. Многосрезное сканирование

Существует несколько конструкций 4-срезковых КТ, отличающихся числом рядов детекторов, их размером и общей шириной матрицы (рис. 11а). Универсальная конструкция матрицы, применяемая в томографах GE, позволила использовать те же детекторы и в 8-срезовом томографе, разработанном в 2001 году с большим числом перегородок [18]. Конструкция была усовершенствована фирмами Philips и Siemens, сокративших число перегородок между рядами и таким образом улучшивших геометрическую эффективность матрицы. Гибридная конструкция, разработанная фирмой Toshiba, была единственной, позволяющей получать данные с толщиной среза менее 1 мм, однако требовала большего числа перегородок. Toshiba предложила 4-срезное сканирование с общей шириной 32 мм.

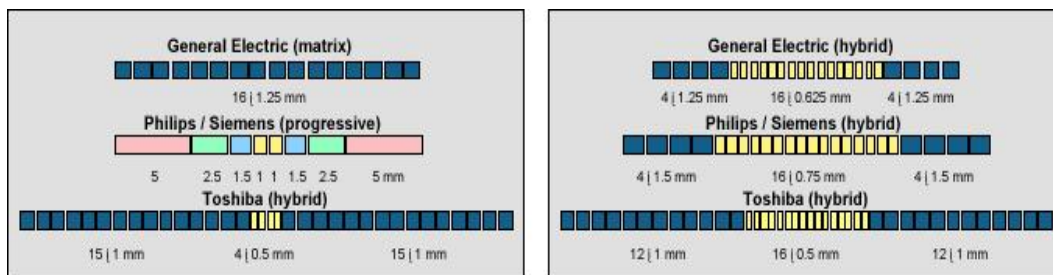


Рис. 11. Расположение детекторов в 4-срезовой (а) и 16-срезовой (б) КТ

В 16-срезовых томографах все производители использовали гибридную матрицу, позволяющую получать данные в 16-срезовом режиме с толщиной среза менее 1 мм. Модели отличаются размером детектора и общей шириной матрицы, а каждый производитель утверждает, что разработал оптимальную конструкцию. Вопрос об оптимальности конструкции зависит от всех учитываемых параметров (разрешения по оси z , исследуемого объема, дозы) и является результатом компромиссного решения. Это становится очевидным в кардио-исследованиях, самых требовательных в КТ.

При спиральном сканировании необходимо указать шаг спирали p или питч (pitch). Численно питч равен отношению перемещения s стола за время полного поворота рамы, к толщине D отдельного среза и позволяет оценить число смежных срезов, получаемых при перемещении стола за один поворот рамы:

$$p = \frac{N \cdot s(\text{мм})}{D(\text{мм})} \quad (15)$$

В многослойной спиральной КТ для уменьшения избыточных измерений и улучшения эффективности z -выборки полного набора данных важно правильно выбрать питч, поскольку данные вдоль выбранной траектории могут быть неоднократно измерены различными рядами детекторов.

В однослойном спиральном сканировании, луч описывает вокруг пациента спираль, каждая точка которой представляет набор проекций луча. Как сказано выше, данные о проекции представлены с периодичностью 180° , т.о. два измерения вдоль одной дорожке в противоположных направлениях были бы идентичны при постоянных внешних факторах. Для оценки использования этой периодичности перегруппируем результаты измерений. Шаг по оси Z при 360° интерполяции равен s или pD , в то время как при 180° интерполяции он равен $s/2$ или $(p/2)D$. Это объясняет, почему 180° -интерполяции дает лучшее качество изображения, чем 360° -интерполяции. Кроме того, изменение скорости стола вытянет или сожмет обе спирали, но не изменит однородность ее структуры.

При многослойном спиральном сканировании для каждого ряда детек-

торов будет создан набор проекций. Питч выбирается таким, чтобы дополнительная проекция одного ряда не накладывалась на исходную или дополнительную проекцию другого ряда.

Многослойная спиральная реконструкция состоит из следующих шагов:

1. оценки набора данных для заданного положения среза;
2. реконструкция среза по полученным данным с использованием алгоритма пошаговой реконструкции.

Оценка полученных вдоль выбранной траектории данных получена средневзвешенной интерполяцией данных от всех рядов детекторов, находящихся на этой траектории, при пренебрежимо малом сдвиге положения среза, вызванном перемещением стола. Вклад коэффициента усреднения тем больше, чем ближе z-положение измерения к положению среза.

Для эффективной реализации важно знать, какая часть данных от каждого ряда детекторов используется для реконструкции конкретного среза. Для конкретного числа рядов детекторов и заданного диапазона питчей могут быть разработаны специальные алгоритмы спиральной интерполяции, эффективно реализуемые и правильно обрабатывающие набор избыточных данных.

Реконструкция изображений с различной толщиной среза привела к появлению нового алгоритма спиральной реконструкции, названного алгоритмом z-фильтрации или алгоритмом реконструкции с переменной толщиной среза. Он содержит параметры разрешения реконструируемого изображения по оси Z для контроля толщины среза и устранения шумов и артефактов. Данный алгоритм основан на линейной интерполяции, путём формирования среза, состоящего из отдельных срезов, реконструированных с помощью алгоритма линейной интерполяцией, и позволяет создавать из отдельного КТ сканирования наборы изображений, представляющих срезы с различной толщиной, уровнем шума и артефактами, в зависимости от конкретных прикладных задач.

Современные многосрезовые КТ-сканеры имеют до 64 рядов детекторов и обеспечивают высокое изотропное разрешение изображений, позволяя реконструировать полученные данные в произвольных плоскостях и повысить информационную составляющую проведенного исследования. Например, томограф Somatom Sensation 64-slice (Siemens) позволяет проводить исследования с изотропным разрешением 0,24 мм. При этом время одного оборота трубки составляет 0,33 с, а скорость движения стола – 87 мм/с. Подобная система Brilliance-64, производства Philips, делает возможным получение 64 срезов, толщиной 0,625 мм. При этом изотропное разрешение составляет 0,34 мм, а один оборот трубки занимает 0,4 с. Подобные системы позволяют проводить исследование с высокой разрешающей способностью и наиболее часто используются в кардиологии, пульмонологии, исследованиях сосудистой системы.

1.5. Качество изображения

Качество полученного изображения определяется пятью факторами: пространственным разрешением, контрастностью, шумом и пространственной однородностью, линейностью и наличием артефактов.

Пространственное разрешение используется для выражения степени пятнистости изображения и характеризует способность видеть маленький плотный объект в области, содержащей вещества с различной плотностью. Оно зависит от системы коллимации, размера детектора, выбранного размера пиксела, размера фокального пятна трубки.

Контрастное разрешение изображения – способность сканера показывать малые изменения контрастности тканей больших объектов. Ограничено шумом, имеющим гранулированное проявление.

Шум и пространственная однородность - различные КТ-числа для ткани с однородной плотностью, вызванные недостатками прохождения фотонов через ткань.

В зависимости от источника возникновения, шум разделяют на квантовый (результат ограничения фотонов, достигающих датчиков), электронный (вызванный электрическим взаимодействием в самой системе), вычислительный (приближения, используемые в процессе измерения) и лучевой (вызванный рассеиванием излучения).

Линейность - последовательность КТ-чисел для той же самой ткани через некоторое время. Из-за дрейфа КТ-чисел, сканеры нуждаются в периодической калибровке, чаще всего проводимой раз в день при сканировании фантома.

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

К сожалению, в данный момент не существует универсального критерия качества. Это вызвано тем, что конечная реакция наблюдателя очень сложна и неоднозначна и во многом зависит от субъективных причин. Поэтому при оценке качества изображения пользуются отдельными, частными критериями, каждый из которых отражает определенную особенность формируемого изображения.

Говоря о качестве изображения в первую очередь имеют в виду насколько оно похоже на истинное (т.е. формируемого идеальной системой). Всякое случайное изображение флуктуирует относительно своего среднего изображения, при этом величина флуктуаций не велика. Среднее изображение в общем случае не совпадает с истинным и может быть лишь похожим

на него в той или иной степени. Поэтому, для того, чтобы каждое получаемое случайное изображение с большой вероятностью было похоже на истинное, не достаточно, чтобы оно отличалось от среднего, также необходимо, чтобы среднее изображение мало отличалось от истинного.

Чаще для оценки качества изображения чаще используют следующие критерии [51].

Отношение сигнал/шум SNR . Обычно эту величину определяют как отношение среднего значения к стандартному отклонению (дисперсии):

$$SNR = SNR(x, y) = \frac{\overline{f_e(x, y)}}{\sigma_e(x, y)} \quad (16)$$

где $\overline{f_e(x, y)}$ – среднее значение изображения, $\sigma_e(x, y)$ – квадратный корень из дисперсии.

Чем больше величина SNR , тем меньше возможные отклонения наблюдаемого изображения от среднего. Если среднее изображение мало отличается от истинного или это отклонение существенно меньше отклонения, обусловленного флуктуациями, величина SNR хорошо описывает качество наблюдаемого изображения.

В общем случае, отношение сигнал/шум разное в разных точках изображения.

Среднеквадратическое отклонение $\Delta^2(x, y)$ и проинтегрированное среднеквадратическое отклонение Δ^2 . Величина среднеквадратического отклонения представляет собой нормированное среднеквадратическое отклонение восстановленной функции от ее истинного значения в данной точке (x, y) области восстановления и определяется равенством:

$$\Delta^2(x, y) = \frac{[f_e(x, y) - f(x, y)]^2}{f^2(x, y)} \quad (17)$$

Проинтегрированное среднеквадратическое отклонение это тоже среднеквадратическое отклонение, но проинтегрированное по всей области восстановления Ω и соответствующим образом нормированное:

$$\Delta^2 = \frac{1}{s_0} \iint_{\Omega} [f_e(x, y) - f(x, y)]^2 dx dy / \left[\frac{1}{s_0} \iint_{\Omega} f(x, y) dx dy \right]^2, \quad (18)$$

где s_0 – площадь области Ω .

В отличие от среднеквадратического отклонения, данная величина не зависит от точки (x, y) области восстановления.

Величины $\Delta^2(x, y)$ и Δ^2 можно представить в виде суммы двух слагаемых:

$$\Delta^2(x, y) = \Delta_{\phi}^2(x, y) + \Delta_a^2(x, y) \quad (19)$$

$$\Delta^2 = \Delta_{\phi}^2 + \Delta_a^2 \quad (20)$$

где $\Delta_{\phi}^2(x, y)$ - количественная оценка случайных отклонений в наблюдаемом изображении от среднего изображения в данной точке (x, y) ; Δ_{ϕ}^2 – те же отклонения, накопленные по всей области Ω ; $\Delta_a^2(x, y)$ – отклонение среднего изображения от истинного в данной точке (x, y) ; Δ_a^2 – те же отклонения, проинтегрированные по всей области Ω .

Подобное представление величин $\Delta^2(x, y)$ и Δ^2 имеет определенный физический смысл: первые слагаемые в выражениях (19) и (20) определяются статистическими характеристиками присутствующих флуктуационных эффектов, а вторые – от них не зависят. Если оба слагаемых примерно равны, то оба фактора влияют на качество изображения примерно одинаково. Нарушение этого приближенного равенства в ту или иную сторону говорит о преобладании того или иного фактора.

Вышеперечисленные критерии качества могут быть рассчитаны, если известен вид изображения. Применение этих критериев на практике подразумевает предварительный выбор типичных изображений, для которых определяются величины SNR , $\Delta^2(x, y)$ и Δ^2 , значения которых используются для формирования требований к условиям получения изображений. Рассмотренные критерии могут применяться к изображениям любого вида, но в ряде случаев критерии формулируются для вполне определенных изображений, не типичных для изучаемого эксперимента, но принимаемых за эталонные. Одним из таких критериев является разрешающая способность.

Разрешающая способность. Величина разрешающей способности определяется для изображения, представляющего собой совокупность двух одинаковых точечных источников, и описывает минимальное расстояние между ними, на котором они уверенно различаются.

Рассмотрим случай, когда интенсивность в среднем изображении имеет два максимума в точках A_1 и A_2 , а минимальное значение соответствует точке A ($A_1 A = A_2 A$).

Если изображение совпадает со средним, то можно воспользоваться критерием Рэлея (на расстоянии Δl провал в точке A составляет около 19% от максимальной интенсивности).

Для случайного изображения значения интенсивности в точках расположения источников флуктуируют, а максимальные и минимальные значения могут достигаться в других точках. В этом случае Δl можно определить через минимальное расстояние, на котором оптимальный алгоритм распознавания принимает правильное решение о наличии именно двух источников.

Если флуктуации слабые (отдельные реализации похожи на среднее изображение), можно ограничиться выполнением двух условий:

1) разность интенсивности в точке A ($f(A)$) и максимальной интенсивности $f(A_1)$ должна быть положительна и по критерию Рэлея больше $0,19 f(A_1)$:

$$0,81 f(A_1) > f(A), \quad (21)$$

2) дисперсия в точке A должна быть меньше величины $f(A_1) - f(A)$:

$$0,19 f(A_1) > \gamma \sigma(A) \quad (22)$$

где $\gamma > 1$. Чем больше γ , тем более заметен перепад интенсивностей и можно различить два точечных источника, удаленных друг от друга.

Вероятность принадлежности значений восстанавливаемой функции соответствующим интервалам квантования P . В зависимости от решаемой задачи к функции, описывающей изображение, предъявляются конкретные требования по точности получаемых значений. Поэтому еще до проведения эксперимента можно установить уровни квантования значений восстанавливаемой функции. Т.к. описывающая изображение функция является случайной, то сформулированное условие может быть выполнено с некоторой вероятностью P , которая должна задаваться одновременно с выбираемыми уровнями квантования и характеризует качество восстанавливаемого изображения.

В общем случае для расчета вероятности P необходимо знание полного статистического описания изучаемого изображения. Приближенную оценку легко осуществить для случая достаточно гладких функций: почти везде в восстанавливаемой области (за исключением областей небольшой площади) радиус корреляции значительно меньше линейных размеров тех областей, где происходит существенное изменение значений функции $f(x, y)$ (в частности, областей, в которых значения $f(x, y)$ переходят из одного интервала квантования в другой).

Если последнее условие выполнено, то для приближенного расчета вероятности P достаточно знать одномерную плотность $\Phi\{f_e(x, y)\}$ вероятности значений восстанавливаемой функции в произвольной точке $\{x, y\}$.

Пусть уровни c_m и c_{m+1} определяют m -интервал квантования и в этот интервал попадают все значения $f(x, y)$, удовлетворяющие неравенству $c_m \leq f(x, y) \leq c_{m+1}$. Вероятность попадания значения $f(x, y)$ в точку (x, y) в m -интервал:

$$P_m = \int_{c_m}^{c_{m+1}} \Phi(t) dt \quad (23)$$

Т.к. $\Phi\{f_g(x,y)\}$ и P_m зависят от выбранной точки, заменим конкретную величину $f(x,y)$ ее средним значением в пределах заданного интервала:

$$f(x,y) = f_m = (c_m + c_{m+1})/2 \quad (24)$$

Если обозначить площадь области значений x,y для которых $c_m \leq f(x,y) \leq c_{m+1}$ как s_m , а количество пятен в этой области, в которых значения $f(x,y)$ флуктуируют независимо друг от друга как N_m , то вероятность того, что все значения функции, описывающей изображение, окажутся в m -интервале примерно равна $P_m^{N_m}$. Вероятность для всех M интервалов ($m=1, \dots, M$) имеет вид:

$$P_{\text{int}} = \prod_{m=1}^M P_m^{N_m} \quad (25)$$

В случае, если $f(x,y)$ может принимать любые значения, вероятность того, что шум не превысит уровень c_1 , равна

$$P_{\text{ш}} = \left[\int_{-\infty}^{c_1} \Phi_{\text{ш}}(t) dt \right]^{N_{\text{ш}}} \quad (26)$$

Можно модифицировать критерий, основанный на вероятности P_{int} . Не обязательно, чтобы полученное изображение попадало в заданные интервалы квантования. Этого можно добиться путем дополнительной обработки. Например, если значения функции в редких (изолированных) пятнах не будут попадать в свои интервалы квантования, то, зная приблизительные размеры этих пятен, можно опознать ошибочность их появления и соответствующим образом скорректировать полученное изображение.

1.6. Артефакты изображений в компьютерной томографии

Артефактами изображений в компьютерной томографии называют любое несоответствие между КТ-числами реконструированного изображения и истинными коэффициентами ослабления объекта. Технология реконструкции изображения такова, что измерения на всех детекторах суммируются, поэтому на изображениях проявляются любые ошибки измерений. Ошибки реконструкции могут быть вызваны как недостатком данных, так и наличием различных шумов. Артефакты могут проявляться в виде полос (ошибка в отдельном измерении), затемнений (постепенное отклонение группы каналов), колец (ошибки калибровки отдельного детектора), искажений (спиральная реконструкция) [1]. Основными причинами появления артефактов являются:

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

Конструктивные особенности современных КТ-сканеров позволяют минимизировать некоторые виды артефактов, которые иногда могут быть практически полностью скорректированы программным обеспечением, а правильный выбор параметров исследования позволяет повысить качество изображений. Рассмотрим наиболее часто возникающие в КТ артефакты.

1.6.1. Артефакты, вызванные физическими процессами

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

Артефакт увеличение жесткости излучения (Beam hardening) возникает из-за использования в КТ полиэнергетического (немонохроматического) рентгеновского спектра с энергией приблизительно от 25 кэВ до 120 кэВ. При прохождении через объект низкоэнергетические рентгеновские лучи (фотоны с низкой энергией) поглощаются быстрее, чем высокоэнергетические. В результате, средняя величина энергии рентгеновского излучения соответствует большей энергии, которая проходит через ткань (кость сильнее ослабляет рентгеновское излучение, чем эквивалентный объем мягкой ткани). Артефакт проявляется на изображении в виде впадин и темных полос между плотными объектами, вызванными более сильным поглощением излучения в середине однородного объекта, чем по краям, т.к. лучи проходят через большую толщину. Поскольку пучок становится жестче, ослабление излучения уменьшается и интенсивность на детекторах растет. Поэтому регистрируемый профиль поглощения отличается от идеального [28].

Полосы появляются в неоднородных срезах между объектами, имеющими различную плотность. Это вызвано тем, что луч, проходящий через один

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

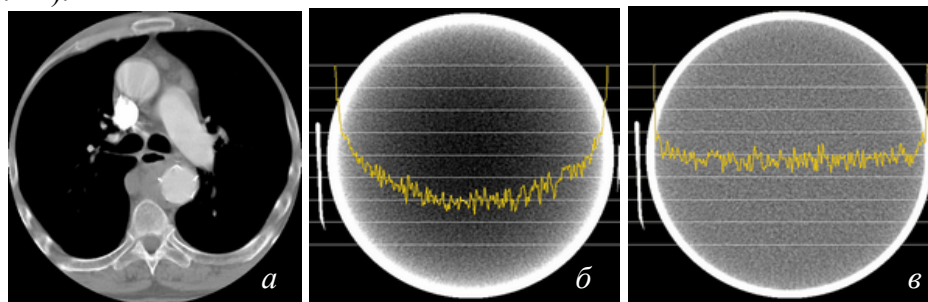


Рис. 11. Артефакт увеличения жесткости излучения: (а) изображение среза тела; (б) изображение фантома с артефактом; и (в) без артефакта

Артефакт увеличения жесткости излучения устраняется фильтрацией низкоэнергетических компонентов до их прохождения через тело пациента. Другой способ предотвращения артефакта – использование цилиндрических фантомов различных размеров, позволяющих откалибровать детекторы для компенсации эффектов поглощения различными частями тела пациента. Т.к. анатомически пациенты не похожи на цилиндр, на практике остается небольшой остаточный эффект. Существуют также различные алгоритмы коррекции, минимизирующие артефакты между костью и тканью.

Артефакт частичного объема появляется, если в вокселе присутствуют ткани с разным коэффициентом ослабления (μ_i). В этом случае имеют дело со средневзвешенным значением μ (рис. 12).

Удалено: <sp>

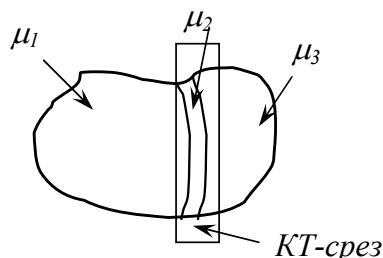


Рис. 12. Срез, содержащий 3 типа тканей

Существует несколько подходов к снижению артефактов частичного объема:

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

кретным классом.

2. Использование более тонких срезов. При спиральном сканировании сырые данные некоторое время остаются доступны для реконструкции по ним дополнительных КТ-изображений срезов.

Артефакт затухания фотона проявляется в виде сильных полос в областях с плотными объектами. На рис. 13а полосы расположены горизонтально, т.к. при таком распространении луча затухание сильнее и детекторов достигает недостаточное количество фотонов. В результате под этим углом получают зашумленные проекции, а реконструкция усиливает шум, что приводит к горизонтальным полосам на изображении. Артефакт можно устранить путем увеличения тока на трубке, но в этом случае возрастает доза облучения пациента. На спиральных КТ для устранения артефакта используется метод многомерной адаптивной фильтрации (рис. 13б). Для небольшого количества данных, превышающих порог ослабления, сглаживание выполняется между проекциями, выполненными под последовательными углами, тогда как Z-фильтр, используемый в спиральном сканировании, используется для проекций с большим ослаблением, чтобы в выполнении реконструкции участвовало большее количество фотонов.

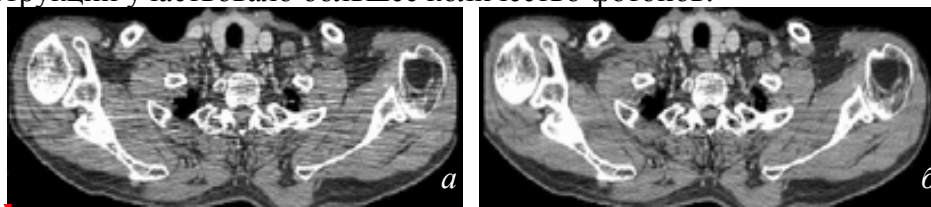


Рис. 13. Изображение с (а) и без (б) артефакта затухания фотона



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

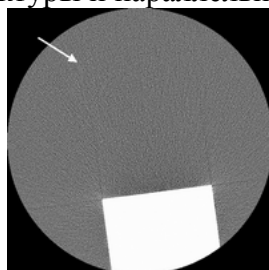


Рис. 14. Артефакт подвыборки

Артефакт подвыборки не оказывает серьезного влияния на диагностическое качество изображения, т.к. равномерно распределенные линии обычно

не имитируют анатомические структуры. Однако его следует избегать в случае, если важно получить высокое разрешение мелких деталей. Артефакт менее заметен при увеличении числа проекций, получаемых за один оборот трубки (иногда достигается снижением скорости вращения). Другой способ его устранения – использование специализированных методов повышения разрешения (сдвиг на $\frac{1}{4}$ детектора или смещаемое фокальное пятно), разработанных производителями оборудования.

1.6.2. Артефакты, вызванные пациентом

Довольно часто в исследуемой области присутствуют объекты с высокой плотностью, например, сделанные из металла, что вызывает на изображении появление артефактов в виде полос (рис. 15). Это вызвано тем, что плотность металла выходит за предел нормального диапазона значений, который томограф может отобразить, давая неполные профили ослабления. Ранее томографы имели верхний предел измерений +1000HU, совпадающий со значением ослабления трубчатой кости, самой плотной структуры человеческого тела. Но поскольку металлические объекты дают большее ослабления, чем кость, компьютер присваивает им наибольшее возможное значение.

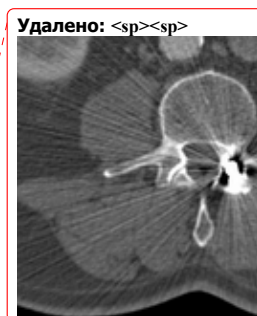


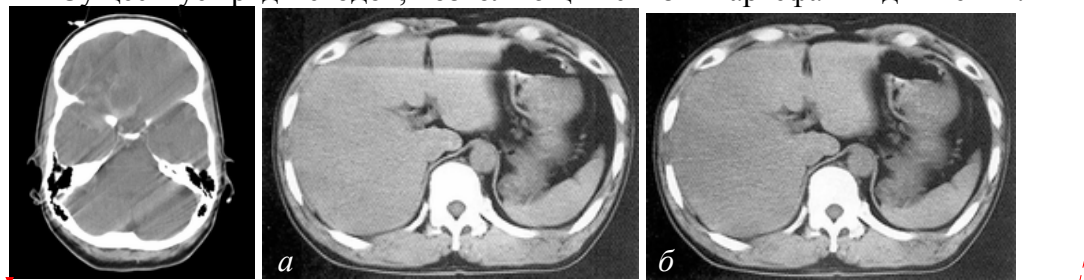
Рис. 15. Изображение с (а) и без (б) артефакта от металла

Если металлический объект нельзя удалить из области исследования, то снизить влияние артефакта можно повышая напряжение или уменьшая толщину среза и тем самым снижая эффект частичного объема. Другой способ устранения артефакта – использование алгоритмов обработки реконструированных изображений, например, считая металлические объекты непрозрачными, а данные, соответствующие проходящим через них лучам, считать отсутствующими. Тогда для поиска этих отсутствующих данных используются итерационные методы. Предотвратить артефакты от металла можно растягивая шкалу КТ-чисел, которая у современных томографов имеет верхний предел +4000HU.

Движение пациента также дает артефакты в виде полос или размывания изображения (рис. 16). Это вызвано тем, что при реконструкции изображения полагаются на способность компьютера размещать значения коэффициентов ослабления в матрице пикселей, имеющей строки и столбцы. Если

при сканировании происходит движение, компьютер не способен поместить измеренные значения в соответствующую ячейку, а только управлять поступающими данными.

Существует ряд методов, позволяющих снизить артефакты движения.



Удалено: <sp><sp><sp>



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

1. Быстрый сбор данных. Существует два пути уменьшения времени сканирования: использование высокоскоростных томографов с временем сканирования коротким относительно периода сердечного цикла; синхронизация по времени процесса сбора данных.

2. Использование кардио- и респираторной синхронизации.

3. Обработка сигналов.

В КТ коррекция артефактов движения состоит из трех частей:

1. обнаружение изменений данных в проекциях, вызванных движением органов, используя подход пространственного перекрывающегося коррелятора.

2. использование адаптивного подавителя помех помогает изолировать эффекты от движения органов; используя синограмму движения, можно дать оценку обычной синограмме, нарушенной из-за движения объекта.

3. использование «последовательной методики синтеза» синограммы, которая идентифицирует через корреляцию с опорным информационным сигналом, обрабатывает доли непрерывных синограмм, имеющих идентичные стадии эффектов движения.

1.6.3. Неисправность оборудования

Если один из детекторов в томографах 3-го поколения не откалиброван, он даст последовательную ошибку считывания в каждом угловом положении, что приведет к появлению кругового артефакта. Сканеры с твердотельными детекторами, расположенными на расстоянии друг от друга, более восприимчивы к круговым артефактам, чем сканеры с газоразрядными детекторами, где детекторный ряд состоит из отдельных камер, заполненных ксеноном, и разделенных электродами. Круги, видимые на однородном фантоме или воздухе (рис. 17), могут быть не заметны на клиническом изображении, если для его отображения используется широкое окно. Однако они

снижают диагностическое качество изображения. В случае выхода из строя центрального детектора в центре изображения появится темное пятно.

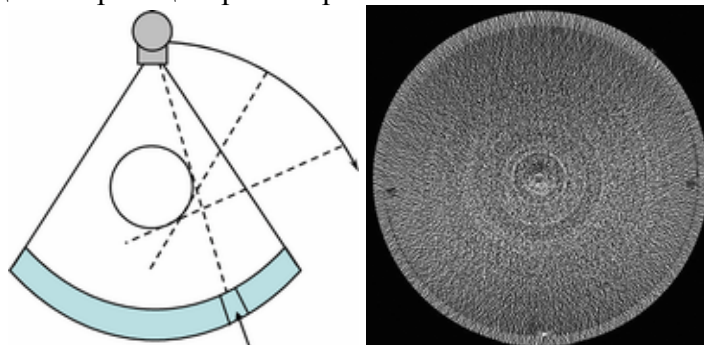


Рис. 17. Формирование кругового артефакта

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

1.6.4. Артефакты при спиральном сканировании

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

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

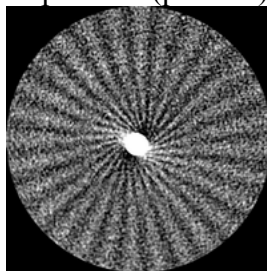


Рис. 18. Спиральный артефакт

С ростом числа срезов, получаемых за один оборот трубки, проявляется артефакт конусности пучка, т.к. требуется более широкая коллимация и лучи приобретают форму конуса, а не веера, облучая больше детекторов по оси Z. Т.к. трубка и детекторы вращаются вокруг пациента, регистрируемые каждым детектором данные соответствуют объему, находящемуся между двумя конусами, вместо идеально плоского среза. Это дает артефакты, похожие на эффект частичного объема, которые более явны для внешних рядов детекторов, чем для внутренних, т.к. в последних регистрируемые данные соответствуют более плоскому срезу (рис. 19).

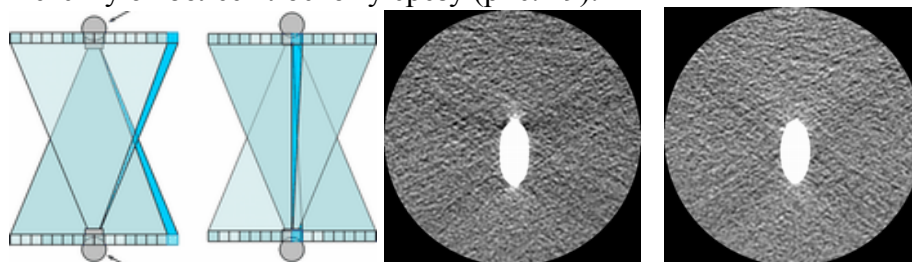


Рис. 19. Формирование и проявление артефакта конусности пучка лучей

Конусность снижается при увеличении числа рядов детекторов. 16-срезовые КТ потенциально менее подвержены таким артефактам, чем 4-срезовые. Однако их производители утверждают, что это связано с различными формами реконструкции конусности пучка.

По краям структур на многослойных или 3D изображениях появляется ступенчатый артефакт, возникающий при использовании широких коллиматоров и не перекрывающихся срезов при реконструкции. Они менее серьезны при спиральном сканировании, позволяющем реконструировать перекрывающиеся срезы и снижаются при уменьшении толщины среза.

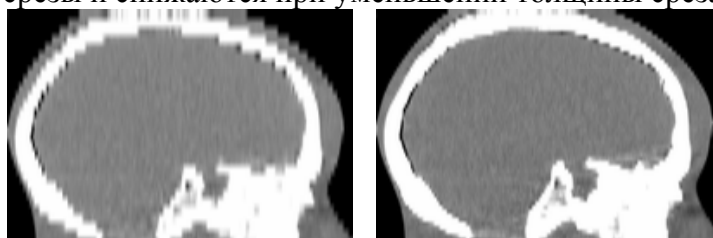


Рис. 20. Реформатированное изображение головного мозга: (а) толстые срезы, (б) тонкие срезы

Все приведенные артефакты в различной степени затрагивают качество изображений. Конструктивные особенности современных томографов позволяют минимизировать или частично откорректировать их с помощью программных средств. Однако выбор оптимальных параметров исследования является определяющим фактором при минимизации артефактов.

1.7. Трехмерные реконструкции

Существенно повысить информативность полученных при томографии данных позволяет использование различных методов трехмерной реконструкции, позволяющих рассмотреть интересные участки исследуемого объекта под произвольным углом.

Математически результат КТ исследования это трехмерные матрицы чисел, представляющих собой плотности различных участков исследуемого объема. Измеренные значения КТ-чисел зависят от вида исследуемой ткани и лежат в определенном диапазоне, позволяя получить объемные изображения внутренних структур исследуемого объекта. Трехмерные реконструкции дают наглядную картину пространственного расположения структур, повышают распознавание диагностически значимых деталей, полезны при планировании операций. Вместе с тем, структуры, имеющие высокую плотность, могут скрыть другие структуры с равной или меньшей плотностью (например, кости черепа скрывают сосуды мозга). Решением проблемы становится ручная или автоматическая процедура удаления внешних слоев с более высокой плотностью, позволяющая получить реконструкцию интересующих внутренних структур с различной степенью прозрачности [4].

На рис. 21а приведены КТ-изображения головы. На них кости более светлые, чем окружающие ткани, т.к. они имеют большую плотность. Зная плотность интересующих структур, можно выделить их из общего набора данных и, приписав им определенную яркость, цветность и прозрачность, построить их 3D реконструкцию (рис. 21б). Чтобы получить отдельное изображение внутренних структур (например, сосудов), необходимо ограничить значения плотностей, используемых для его построения. Обычно поверхности, имеющие различную плотность, искусственно окрашены так, чтобы они напоминали исходную ткань.

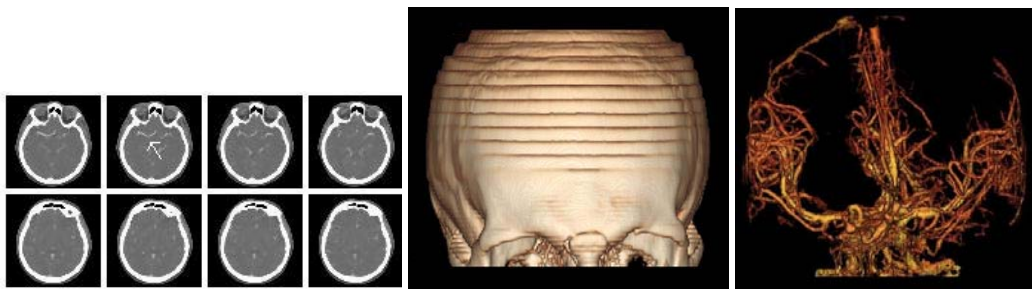


Рис. 21. Построение объемных реконструкций

В томографии используются следующие основные алгоритмы построения объемных реконструкций:

1. проекция максимальной интенсивности;
2. реконструкция с затененной наружной поверхностью;

3. объемное представление;
4. виртуальная эндоскопия.

Проекция максимальной интенсивности (Maximum Intensity Projection, MIP) состоит из вокселей, имеющих максимальную плотность. В этом методе на выбранную базовую плоскость по ходу распространения луча зрения проецируются сигналы со всего набора двумерных изображений исследуемой зоны. Таким образом, получаемая проекция всегда представляет комбинацию вокселей внутри отображаемого объема, имеющих максимальную интенсивность. Альтернативой MIP-изображениям является отображение пикселей, имеющих минимальную интенсивность (MinIP), с помощью которых можно отображать такие структуры, как бронхи.

При реконструкции с затененной наружной поверхностью выбирается некоторое пороговое значение КТ-чисел. Все воксели, превышающие пороговое значение, вносят вклад в итоговое изображение, при этом поверхность 3D реконструкции формируется первыми вокселями, чьи интенсивности превышают выбранный порог, находящимися на выбранном луче зрения. Эффект затенения усиливает ощущение глубины, однако теряется исходная информация о плотности. Также необходимо учитывать, что получаемое изображение зависит от выбранного порога, поэтому такие изображения не удобны для диагностики.

Метод объемного представления (Volume Rendering) является сочетанием первых двух методов и позволяет реконструировать 3D модель из набора срезов. Получаемые реконструкции не имеют ограничения максимальной интенсивности и все КТ-числа вдоль виртуального луча вносят вклад в итоговое изображение в соответствии с их весом. Каждому КТ-числу приписывается определенная яркость, цвет и прозрачность, что позволяет одновременно выделить из исходного набора данных множество структур, имеющих различную плотность.

Виртуальная эндоскопия используется для получения изображений внутренних полостей (например, сосудов) в перспективе, а иногда для отображения областей, не доступных обычной эндоскопии (например, цистерны мозга). В этом режиме интересующие полости отображаются с помощью объемного представления в перспективе, что дает ощущение «полета» через отображаемую область.

Использование различных методов реконструкции позволяет существенно повысить информативность полученных данных, в том числе за счет наглядности пространственного расположения исследуемых тканей.

ГЛАВА 2. МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНАЯ ТОМОГРАФИЯ

Магнитно-резонансная томография (МРТ) - это метод отображения, основанный на явлении ядерно-магнитного резонанса (ЯМР) и используемый преимущественно для медицинских исследований. Ее преимущество перед КТ состоит в более высокой разрешающей способности, большей контрастности изображений, возможности получения срезов в различных плоскостях и отсутствии гамма-лучевого воздействия на пациента. МРТ по сравнению с КТ позволяет составить более четкое представление об объеме и неравномерности распространения опухолей.

2.1. Этапы развития МРТ

Концепция ядерного магнитного резонанса началась с открытия спиновой природы протона и изучения взаимодействия спина с магнитным полем. Явление магнитного резонанса впервые было применено для изучения химии и структуры твердых тел и жидкостей. Прошли почти 40 лет прежде, чем МР стал применяться в медицине. Особо активное развитие МРТ происходило во второй половине XX века. Краткий и неполный список некоторых вех развития МРТ выглядит следующим образом.

В 1882 Никола Тесла (Будапешт, Венгрия) открыл вращающееся магнитное поле. Это открытие стало фундаментальным в физике. В 1956 международная электро-техническая комиссия в рейхтгаузе (Мюнхен, Германия) объявила о введении единицы «тесла» для измерения магнитной индукции. Все МРТ сканеры калибруются в единицах Тесла или гауссах ($1 \text{ Тл} = 10000 \text{ Гс}$). Чем сильнее магнитное поле, тем сильнее величина радио сигналов, получаемых от атомов тела и потому выше качество МР изображений.

В 1922 году Отто Стерн и Уолтер Герлах провели эксперимент по наблюдению спиновой квантизации в электронах. Для изучения магнитных свойств электрона они пропустили пучок атомов серебра через неоднородное магнитное поле. Атомы серебра были в состоянии равновесия, т.е. чистый электрический заряд был равен нулю и атомы имели единственный неспаренный электрон на внешней орбите. Ожидалось получение гладкого распределения пучка атомов серебра вокруг центра, поскольку магнитный момент атома (благодаря неспаренному электрону) должен испытывать чистую силу в неоднородном магнитном поле, и возможны любые ориентации магнитного момента. Однако в результате луч расщепился на две составляющих равной интенсивности. Позднее это явление объяснили Уленбек и Годсмит (1925, 1926 гг.), предположившие, что электрон имеет внутренний магнитный момент (спин) с двумя возможными ориентациями; таким образом, было введено понятие квантизации спина.

В 1937 профессор Колумбийского университета (Нью-Йорк, США) Иззи-

дор Раби исследовал явление ЯМР в молекулярных лучах. Радио-частотная (РЧ) энергия поглощается или испускается атомными ядрами образцов, помещенных в сильное магнитное поле. Для эффективного поглощения радио-частота должна иметь определённое значение и называется частотой резонанса или частотой Лармора. Частота Лармора определяется силой магнитного поля и атомным ядром. В 1944 г. Раби получил Нобелевскую премию по физике.

В 1945 г. две независимых группы американских физиков под руководством Феликса Блоха (Станфордский университет) и Эдварда М. Парселла (Гарвардский университет) наблюдали явление ЯМР в твёрдых телах и впервые получили сигналы ядерного магнитного резонанса, продемонстрировав явление ЯМР в блочных материалах, за что оба в 1952 были удостоены Нобелевской премии физике.

В 1949 Норман Ф. Рамсей сформулировал теорию химического сдвига. Атомные ядра можно идентифицировать по малому изменению резонансной частоты, зависящему от электронного окружения молекулы, и т.о. молекулярная система может быть описана ее спектром поглощения. Это стало зарождением магнитно-резонансной спектроскопии. Чувствительность эксперимента была низка: каждая резонансная частота (для каждого вида ядер) возбуждалась отдельно. Чтобы достичь приемлемого соотношения сигнал-шум, для усреднения требовалось много измерений и эксперименты проходили чрезвычайно медленно [12]. В 1989 получил Рамсей Нобелевскую премию по химии.

В период с 1950 по 1970 годы, ЯМР развивался и использовался для химического и физического молекулярного анализа в спектроскопии. При этом исследуемый образец помещали в однородное магнитное поле, а получаемая информация, в виде ЯМР спектров и времен релаксации спинов, относилась ко всему объёму образца, не выявляя его пространственной структуры.

В 1971 г. физик Раймонд Дамадиан (Бруклинский Медицинский Центр, США) показал возможность применения ЯМР для обнаружения опухолей. Его опыты на крысах показали, что сигнал водорода от злокачественных тканей сильнее, чем от здоровых [5]. Злокачественные ткани имеют резко увеличенное время релаксации, а время релаксации нормальных тканей также меняется. Используя эти результаты, Дамадиан положил начало применению магнитного резонанса в медицине, включая диагностическое отображение всего тела. Изображение живой крысы Дамадиан получил используя метод магнитной фокусировки, при этом дополнительно был применен известный метод синхронного детектирования, широко используемый в технике поиска экстремума. Дамидиан и его команда потратили 7 лет на разработку и создание первого МРТ сканера для медицинского отображения человеческого тела.

В 1972 г. химик Пол К. Лаутербур (Государственный университет Нью-Йорка, США) сформулировал принципы ЯМР отображения, предложив использовать переменные градиенты магнитного поля для получения двумерного МР-изображения [14]. Сдвиг резонансной частоты, возникающий из наложения градиентов магнитных полей в трех плоскостях (G_x , G_y и G_z), может использоваться для создания картины двумерного пространственного распределения протонов. В своем ставшем классическим эксперименте, Лаутербур использовал переменные градиенты магнитного поля для того чтобы зафиксировать и разделить сигналы от двух малых образцов воды, находящихся в пробирках диаметром 1 мм [20]. Таким образом было получено первое ЯМР изображение (рис. 22). Лаутербур предсказал потенциальное использование этого метода для отображения мягкотканых структур и злокачественных опухолей.

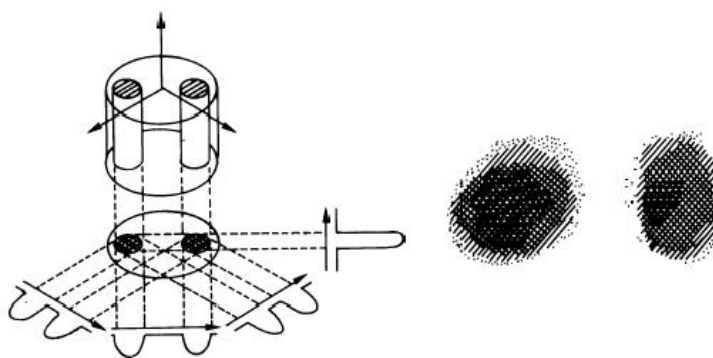


Рис. 22. Первое ЯМР-изображение

В 1975 г. Ричард Эрнст (Швейцария) предложил использовать в МР томографии фазовое и частотное кодирование и Фурье преобразования, метод, который используется в МРТ в настоящее время. В 1991 г. за достижения в области импульсной МР томографии Эрнст был удостоен Нобелевской премии по химии.

В 1976 Питер Мэнсфилд (Великобритания) предложил эхо-планарное отображение (ЕРІ), самую общую быструю ЯМР методику. Однако только в 1987 г. усовершенствования оборудования сделало возможным получение ЕРІ изображений в клинической практике примерно за 30 мс, что позволило создавать кино-изображения сердечного цикла в реальном времени. Сейчас существуют более быстрые методы отображения, но они имеют ограниченное применение из-за низкого соотношения сигнал/шум. В 2003 г. Мэнсфилд получил Нобелевскую премию в области медицины за достижения в области ЯМР томографии.

3 июля 1977, спустя почти 5 часов после начала первого ЯМР теста, было получено первое изображение среза человеческого тела на первом прототипе МР сканера.

В первые годы отношение к МРТ было далеко не всегда однозначным. В семидесятых годах несколько сотен демонстраторов собрались перед центральной больницей американского города, возражая против установки ЯМР томографа. Их главное требование было установить его на безопасном расстоянии от центра города и любой пригодной для жилья области. Кроме того, отсутствие мер безопасности также вызывало беспокойство демонстраторов.

В период с 1980-х по наши дни продолжалось развитие ЯМР методов и оборудования. В 1993 был создан функциональный МРТ (fMRI), позволяющий создавать карту функций различных областей мозга. Развитие fMRI открыло новое применение EPI метода в картографии областей мозга, ответственных за мышление и контроль движения. В 1994 исследователи в Государственном университете Нью-Йорка показали отображение гиперполяризованного ^{129}Xe газа для исследований дыхания. Сегодня МРТ используется не только в медицине для создания анатомических изображений с пространственным разрешением менее 1 мм, изучения потоков крови, перфузии, диффузии, функций органов, но и в области химии, физики, биологии и связанных с ними дисциплин.

2.2. Физические основы МРТ

Для проведения ЯМР исследования необходимо поместить объект в мощное, статическое и однородное в пространстве (в идеальном случае) магнитное поле, создающее внутри тканей изображаемого объекта макроскопическую ядерную намагниченность.

В ЯМР томографии регистрация сигнала происходит от резонирующих ядер, имеющих как спин, так и магнитный момент. Такими ядрами являются водород ^1H , ^2H , углерод ^{13}C , азот ^{14}N , фтор ^{19}F , натрий ^{23}Na , фосфор ^{31}P . Чаще всего в МРТ используются протоны водорода ^1H по двум причинам: высокой чувствительности к МР сигналу и их высокому естественному содержанию в биологических тканях.

Ядро водорода (т.е. отдельный протон) имеет два важных свойства: электрический заряд и спин. Магнитный момент μ пропорционален квантовому числу I , обычно называемому ядерным спином:

$$\mu = \gamma I; \quad (16)$$

Также ядро имеет магнитное поле, взаимодействующее с внешним магнитным полем B_0 . При помещении протона в поле B_0 система может находиться только в двух энергетических состояниях: низкоэнергетическом (магнитный момент направлен параллельно B_0) и высокоэнергетическом (магнитный момент антипараллелен B_0). В состоянии равновесия большее количество спинов (N_+) будет находиться в состоянии с меньшей энергией, чем в состоянии с большей энергией (N_-). В ^1H ЯМР при комнатной температуре в магнитном поле 0,25Тл разность спинов, направленных вдоль и против магнитного поля - один протон на миллион.

Разность энергий ΔE между этими двумя состояниями определяется следующим уравнением:

$$\Delta E = \hbar\omega_0 = \gamma\hbar B_0 \quad (17)$$

где γ - гиромагнитное отношение (зависит от размера и формы ядра), $\hbar$ - постоянная Планка, ω_0 - частота электромагнитного излучения, необходимая для перехода между двумя состояниями.

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

$$P = \hbar\sqrt{I(I+1)}; \quad (18)$$

где $\hbar = h/2\pi$.

Спин ядра может иметь значения $I = 0, 1/2, 1, 3/2, 2, \dots$ до 7.

Если ядро с угловым моментом P и магнитным моментом μ помещено в статическое сильное магнитное поле B_0 , ориентация углового момента

станет такой, как его составляющая P_z вдоль направления поля:

$$P_z = m_I \hbar; \quad (19)$$

где m_I - магнитное квантовое число со значениями $m_I = I, I-1, \dots, -I$. Можно легко вывести, что число возможных ориентаций углового момента и магнитного момента во внешнем магнитном поле B_0 составляет $(2I+1)$. Для ядер ^1H и ^{13}C , имеющих $I = \frac{1}{2}$, есть два значения $m_I (+\frac{1}{2}; -\frac{1}{2})$. Т.о., если эти ядра погружены во внешнее магнитное поле, их можно расценить как фактически выстроенные в линию по полю ($m_I = +\frac{1}{2}$), если против поля ($m_I = -\frac{1}{2}$). Как говорилось выше, разность энергий между этими состояниями равна $\Delta E = \gamma \hbar B_0$.

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

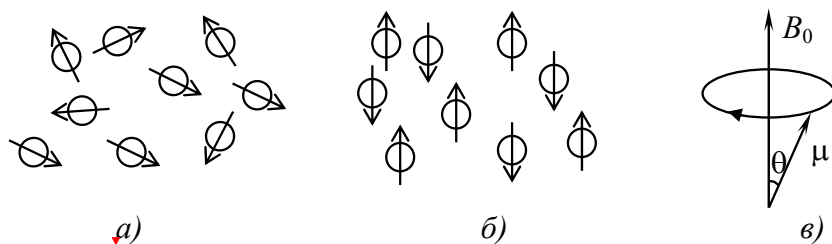


Рис. 23. Распределение ядер при отсутствии (а) и наличии (б) внешнего магнитного поля и прецессия магнитного момента (в)

Удалено: <sp>

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

$$M = \mu_0 + \mu_1 + \mu_2 + \dots = \sum \mu_i \quad (20)$$

В перпендикулярной плоскости намагничивание будет отсутствовать, т.к. поперечные проекции всех моментов хаотично распределены и их суммарный вектор равен нулю.

При этом сами диполи не находятся в статическом положении, а постоянно вращаются (рис. 23в) по конусу вокруг направления поля B_0 с частотой, пропорциональной силе магнитного поля и зависящей от магнитных свойств ядра:

$$\omega_0 = \gamma H_0. \quad (21)$$

Это вращение диполей называют Ларморовой прецессией. Уравнение (21) называется уравнением Лармора и описывает частоту, на которой ядро поглощает энергию.

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

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

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

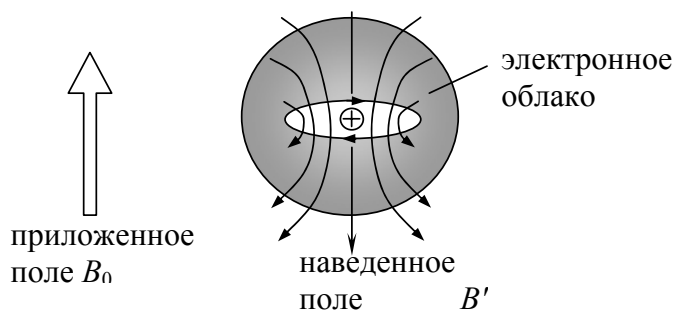


Рис. 24. Создание дополнительного поля циркуляцией электронов

Удалено: <sp>

Т.о. локальное магнитное поле, испытываемое ядром, меньше приложенного поля. Ядро отделено от внешнего поля окружающими его электронами, чье количество равно σB_0 , где σ - безразмерная величина, называемая постоянной экранирования:

$$B_{local} = B_0 (1 - \sigma); \quad (22)$$

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

Интенсивность регистрируемого МР-сигнала определяется четырьмя основными параметрами:

- протонной плотностью (количеством протонов в исследуемой ткани);
- временем спин-решеточной релаксации T_1 ;

- временем спин-спиновой релаксации T_2 ;
- движением или диффузией исследуемых структур.

T_1 и T_2 релаксация это сложные процессы, зависящие в основном от магнитного взаимодействий между молекулами, которые постоянно движутся и имеют собственное магнитное поле [45]. Это означает, что локальное магнитное поле, испытываемое протонами, будет колебаться из-за магнитного взаимодействия между ближайшими молекулами.

После воздействия РЧ импульса поперечная намагниченность некоторое время прецессирует вокруг направления основного поля, поскольку в уравнении движения не учитываются эффекты релаксации. Механизм релаксации возвращает систему в её первоначальное равновесное состояние. Т.о. после воздействия РЧ импульса продольная составляющая намагниченности M_z в направлении статического магнитного поля возвращается в состояние равновесия M_0 в соответствии с постоянной времени T_1 , а поперечная намагниченность M_{xy} возвращается в нулевое значение (спад свободной индукции или FID).

Продольная спин-решеточная T_1 релаксация отражает взаимодействие резонирующих ядер с окружающими их ядрами и молекулами. При T_1 релаксации в молекулярную решетку выделяется дополнительная энергия, полученная спинами из РЧ импульса. Для выделения энергии должен происходить энергетический обмен между группами спинов, затрагивающий продольную намагниченность и поэтому T_1 релаксация наблюдается как возврат вектора продольной намагниченности M_z в равновесное состояние M_0 . T_1 релаксация обычно экспоненциальная и описывается уравнением:

$$\frac{dM_z}{dt} = \frac{M_0 - M_z}{T_1} \quad (23)$$

Изменить продольную намагниченность можно применением резонансного поля B_1 в плоскости xy . Поэтому любые колебания магнитного поля, имеющего составляющую, колеблющуюся на резонансной частоте в плоскости xy , могут вызвать переход спинов из одного состояния в другое. Значения времени T_1 протонов для биологических тканей - от 500 до 2000 мс.

Поперечная спин-спиновая T_2 релаксация описывает процесс возвращения вектора поперечной намагниченности M_{xy} в равновесное состояние и зависит от обмена энергией между соседними спинами:

$$\frac{dM_{xy}}{dt} = -\frac{M_{xy}}{T_2} \quad (24)$$

Она отражает расфазирование векторов поперечной намагниченности разных ядер после воздействия РЧ импульсом, вызванное неоднородностями локальных полей в общем магнитном поле. В идеальном случае основ-

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

Дифференциальное уравнение, описывающее динамику макроскопической намагниченности во внешнем поле, может быть объединено с параметрами T_1 и T_2 релаксации в одно уравнение:

$$\frac{d\mathbf{M}_{(t)}}{dt} = \mathbf{M}_{(t)} \times \gamma \mathbf{B}_{ext(t)} + \frac{1}{T_1} (M_0 - M_z) \hat{z} - \frac{1}{T_2} \mathbf{M}_{xy} \quad (25)$$

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

2.3. Основные блоки МР-томографа

МР томограф состоит из следующих основных блоков: магнита, градиентных, шиммирующих и РЧ катушек, охлаждающей системы, систем приема, передачи и обработки данных, системы экранирования (рис.25) [10].

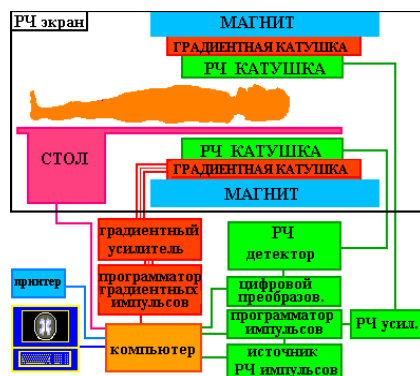


Рис. 25. Схема основных систем МР томографа

Магнит является самой дорогой частью МР томографа, создающей сильное устойчивое магнитное поле. Большинство современных магнитов,

выпускаемых различными производителями, являются сверхпроводящими.

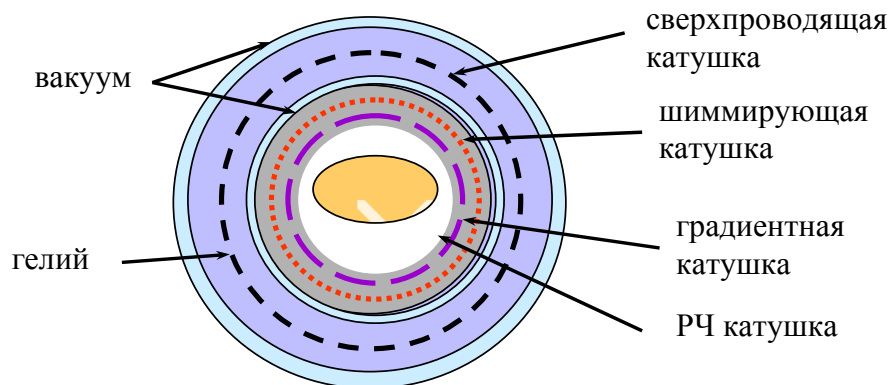


Рис. 26. Схема сверхпроводящего МРТ

Удалено: <sp>

Внутри магнита расположены градиентные катушки, предназначенные для создания контролируемых изменений главного магнитного поля B_0 по осям X , Y и Z и пространственной локализации сигнала. Градиентные катушки благодаря своей конфигурации создают управляемое и однородное линейное изменение поля в определенном направлении, имеют высокую эффективность, низкую индуктивность и сопротивление [34].

Градиентные катушки имеют различные размеры и конфигурацию и бывают следующих видов:

1. катушка в форме «8»;
2. катушка Голея, создающая градиенты магнитного поля перпендикулярно главному полю;
3. катушка Гельмгольца - пара катушек с током, создающих однородное магнитное поле в центре между ними;
4. катушка Максвелла, создающая градиенты поля по направлению главного магнитного поля;
5. сдвоенная седлообразная катушка, создающая градиент в направлении осей X и Y .

Для пространственного возбуждения выбранного объема используются три совмещенные ортогональные катушки, создающие требуемые градиентные поля, добавляемые к главному полю (B_0). Например, при кодировании сигнала для создания градиента по оси Z может использоваться пара Гельмгольца или катушка Максвелла, а по осям X и Y - парные седлообразные катушки. В ряде методов быстрого отображения градиенты также используются для создания обратного импульса.

Шиммирующие катушки это катушки с малым током, создающие вспомогательные магнитные поля для компенсации неоднородности главного магнитного поля томографа, вызванной дефектами магнита или присутстви-

ем внешних ферромагнитных объектов.

РЧ катушка представляет собой одну или несколько петель проводника, создающих магнитное поле B_1 , необходимое для поворота спинов на 90° или 180° во время импульсной последовательности и регистрирующих сигнал поперечной намагниченности от спинов внутри тела. Совершенная катушка создает однородное магнитное поле без существенного излучения. По характеру выполняемых операций РЧ катушки можно разделить на три основные категории: приемно-передающие, только принимающие и только передающие РЧ сигнал. Приемно-передающие катушки служат излучателями поля B_1 и приемниками РЧ энергии от отображаемого объекта. Только передающая катушка используется для создания поля B_1 ; только принимающая катушка используется в сочетании с предыдущей для обнаружения или приема МР сигнала от спинов отображаемого объекта. Любая отображающая катушка должна резонировать или эффективно накапливать энергию на частоте Лармора. Резонансная частота РЧ катушки определяется индуктивностью (L) и емкостью (C) индуктивно-емкостной цепи. Некоторые типы отображающих катушек должны настраиваться для каждого пациента физическим изменением емкости переменного конденсатора [33].

Качество МР изображений зависит от соотношения сигнал/шум регистрируемого сигнала и каждый МР томограф имеет несколько отображающих катушек для применения в разнообразных ситуациях. По конструкции РЧ катушки обычно разделяются на две категории: поверхностные и объемные.

Объемной катушкой называется РЧ катушка, окружающая исследуемую часть тела. Такие катушки имеют лучшую РЧ однородность для отображаемого объема, чем поверхностные катушки, и бывают нескольких видов:

- катушка «птичья клетка»;
- циркулярная поляризованная катушка;
- пересеченная катушка;
- парная катушка Гельмгольца;
- сдвоенная седлообразная катушка;
- квадратурная катушка;
- соленоид с одним витком провода.

Наиболее часто в МР томографии используется катушка «птичья клетка», которая является приемно-передающей катушкой и создает высокооднородное РЧ поле по большей части объема катушки, дающее изображение высокой однородности. Другое преимущество в том, что узлы с нулевым напряжением возникают 90° от управляемой части катушки, т.е. облегчая введение второго сигнала в квадратуре, создающего циркулярно поляризованное РЧ поле. Катушки этого типа используются для отображения головы и иногда для отображения конечностей

Циркулярная поляризованная катушка разработана для возбуждения или

обнаружения спинов с помощью двух ортогональных передающих и/или принимающих каналов. Потребляемая для передачи мощность в 2 раза ниже. Принимающая катушка имеет лучшее соотношение сигнал/шум, чем линейно поляризованная катушка.

Пересеченная катушка - пара РЧ катушек, чьи магнитные поля перпендикулярны друг к другу, и их взаимное магнитное взаимодействие минимально.

Парная катушка Гельмгольца состоит из двух параллельных кольцеобразных катушек.

Сдвоенная седлообразная катушка обычно используется для отображения колена, обеспечивает лучшую РЧ однородность в области интереса и используется как объемная катушка.

Квадратурная катушка преобразует энергию в циркулярно поляризованное РЧ поле. Энергия, полученная от РЧ усилителя, дает два сигнала, отличающиеся по фазе на 90° . Квадратурные катушки могут использоваться как принимающие и/или передающие катушки. При использовании в качестве передатчика энергии линейной катушки сокращается в 2 раза; в качестве приемника можно достичь увеличения соотношения сигнал/шум в $\sqrt{2}$.

Одновитковый соленоид - передающая и принимающая РЧ катушка цилиндрической формы для отображения конечностей. Единственный виток состоит из медной ленты, ширина которой больше диаметра катушки.

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

$$SNR \sim \frac{1}{\left(1 + \left(\frac{x}{r}\right)^2\right)^{3/2}} \quad (26)$$

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

При использовании в ходе исследования поверхностных катушек, для излучения РЧ энергии в виде 90° - и 180° -импульсов в томографе используется встроенная объемная катушка. Поверхностные катушки широко распространены и для различных областей тела разработаны различные конструкции.

Матричная поверхностная катушка состоит из набора малых катушек, которые могут использоваться по отдельности или вместе.

Гибкая поверхностная катушка, оборачиваемая вокруг анатомической области, используется при исследованиях суставов.

Линейно поляризованная катушка используется для возбуждения или обнаружения спинов один передающий и/или принимающий РЧ канал.

Фазированные (линейные) катушки обычно используются только как

принимающие. Встроенная катушка сканера используется для передачи 90° и 180° импульсов. Современные системы используют 4 или более катушек с 4 отдельными приемниками. Использование этих катушек позволяет уменьшить число усреднений сигнала с большим соотношением сигнал/шум и разрешением, т.о. уменьшая время сканирования.

Седловидная катушка представляет собой две петли проводника, обернутые вокруг противоположных сторон цилиндра. Используется, когда статическое магнитное поле коаксиально продольной (вдоль тела) оси катушки.

Фазочувствительным детектором является устройство, которое отделяет сигналы M_x и M_y от сигнала РЧ катушки, преобразуя лабораторную систему координат во вращающуюся. Его основой является преобразователь частоты, имеющий два входа и один выход. Если сигналами на входе являются $\cos(A)$ и $\cos(B)$, то на выходе получаются $\frac{1}{2}\cos(A+B)$ и $\frac{1}{2}\cos(A-B)$. Фазочувствительный детектор обычно состоит из двух преобразователей частоты, двух фильтров, двух усилителей и 90° преобразователя фазы и имеет два входа и два выхода. На входы подаются частоты ν и ν_0 и на выходе получают составляющие поперечной намагниченности M_x и M_y . Аналого-цифровой преобразователь преобразует МР-сигнал в цифровой сигнал, который обрабатывается с помощью Фурье-преобразования и отображается в виде изображения на мониторе.

Компьютер, контролирующий все компоненты томографа, можно разделить на центральный блок обработки, состоящий из блока приема и передачи данных, реконструкции изображений и хранения данных и оперативной памяти, и периферийные устройства, к которым можно отнести блок хранения данных и устройства ввода/вывода. Компьютер управляет программатором градиентов, определяющим вид и амплитуду каждого из трех градиентных полей необходимых для получения данных, а также обработкой данных для отображения изображений. Градиентный усилитель увеличивает мощность градиентных импульсов до уровня, достаточного для управления градиентными катушками. Источник РЧ-импульсов (генерирующий синусоиду нужной частоты) и программатор импульсов (придающий им форму sinc импульсов) являются РЧ компонентами, находящимися под контролем компьютера. РЧ усилитель увеличивает мощность импульсов от милливатт до киловатт. Выбор и модификация отображающей последовательности, ввод данных в компьютер осуществляются через консоль управления.

Пациент располагается на управляемом компьютером столе пациента, точность установки позиции которого составляет 1 мм.

Комнату сканирования окружает клетка Фарадея - электрически проводящий экран (медная сетка или листы алюминия), уменьшающий влияние внешних радиоволн на работу МР-томографа и предотвращающий выход

РЧ волн за пределы процедурной комнаты. Экранирование комнаты может быть полным (с 6 сторон) или частичным, если края поля нужно уменьшить лишь в некоторых областях.

2.4. Классификация МР томографов

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

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

В резистивных магнитах поле создается пропусканием сильного электрического тока по проводу, намотанному на железный сердечник, и направлено параллельно продольной оси катушки. Сила поля таких МРТ ограничена примерно 0,6 Тл, т.к. их вес становится слишком большим для сильных полей. Томографы этого вида нуждаются в хорошей системе 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 чрезвычайно однородные и стабильные во времени поля. В таком магните горизонтально направленное поле создается током в проводе 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 когда P.J.C. Janssen и N. Lockyer обнаружили новую линию в солнечном спектре во время солнечного затмения. Гелий принадлежит инертным газам, без цвета и запаха, и имеет 2 естественных изотопа: гелий-3 и гелий-4. К. 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 име-

ют два общих свойства: они чрезвычайно холодные, и малое количество жидкости может расширяться до большого объема газа. Плотность пара гелия в точке кипения очень высока, с быстрым расширением при нагреве до комнатной температуры.

Некоторые металлы (Nb, Tc, Pb, La, V, Ta) становятся сверхпроводниками при температуре абсолютном нуле. 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, создающего высокую температуру, и приводящую к быстрому выкипанию криогена (жидкого гелия). Точки кипения криогенов обычно ниже -150°C (-238°F). Квинч может вызвать разряжение 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 в меньшем количестве противопоказаний для пациентов и персонала. Иногда низкопольные системы имеют специализированную область применения, например, только для исследований конечностей или открытые томографы. Недостаток таких систем – низкое соотношение сигнал/шум и большее время сканирования, необходимое для получения изображения хорошего качества.

Оптимальная сила поля для клинического отображения лежит в пределах от 0,5 до 2,0 Тл, т.к. 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 гг. 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 силой поля. Поэтому сейчас основные производители МР-томографов уделяют особое внимание выпуску моделей со средним и низким полем, отличающихся компактностью и эко-

номичностью 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 дают больше пространства вокруг пациента. Кроме того, некоторые системы предлагают различные положения и последовательности движения.

Открытые низкопольные МРТ часто имеют широкий открытый дизайн, например открытый С-сканер формирует поле двумя большими дисками, разделенными большой опорой. Продвинутое открытое МРТ объединяет преимущества сильного поля, новых технологий градиента и широкой открытой конструкции. Возможны даже исследования пациентов в вертикальных положениях (Upright™). Полуоткрытые высокопольные МРТ сканеры имеют короткий туннель и расширяющиеся концы.

В 1998 Комитет по продовольствию и лекарствам США произвел маркетинговые расчеты для сканеров свыше 4Тл, и в 2002 агентство одобрило некоторых 3Тл сканеры для мозга или всего тела. Развитие высокопольных МР систем дает новые возможности для совершенствования качества изображения, времени сканирования, разрешения, проведения функциональных исследований.

Сегодня промышленность выпускает свыше 2000 МР-сканеров ежегодно, причём около 40% мирового рынка их сбыта и производства приходится на США. Сейчас МР томографы уже широко используются в маленьких клиниках и больницах.

2.5. Построение изображения

МР изображение по сути является рассчитанной картой или изображением РЧ сигналов, испускаемых телом человека. Сигнал представляет собой одновременное получение компонент намагничивания M_x и M_y как функции времени и регистрируется с помощью двух отдельных каналов датчика, дающих информацию о компонентах сигнала (амплитуде, фазе, частоте). В этом фазочувствительном методе комплексный демодулированный сигнал разделен на 2 компонента: действительный и мнимый, смещенный на 90° относительно первого. Сигналы обоих каналов объединяются в один набор квадратурных действительных и мнимых спектров и затем обрабатываются с помощью преобразования Фурье.

Каждая точка матрицы сырых данных (k -пространство) содержит часть информации об изображении и не соответствует точке матрицы изображения. K -пространство эквивалентно пространству, определенному направлениями кодирования фазы и частоты, каждая линия данных которого соответствует оцифрованному МР-сигналу с уникальным уровнем кодирования фазы. Комплексные данные в правой половине k -пространства комплексно сопряжены с данными левой половины k -пространства. При этом внешние ряды матрицы сырых данных дают информацию о границах и контурах изображения или отдельных структур, определяют разрешение мелких деталей.

Траектория k -пространства - дорожка, прослеживаемая в пространственно-частотной области при сборе данных, и определяемая приложенными градиентами. K -пространство может заполняться по строкам или по спирали, в зависимости от прикладываемых градиентов и выбранных алгоритмов сбора данных.

Интенсивность каждого элемента МР изображения (пиксела) пропорциональна интенсивности сигнала от соответствующего элемента объема 3D пространства (воксела) для данной толщины среза. Размер пиксела может быть меньше фактического пространственного разрешения и определяется размером выбранной области пространства и матрицей изображения. Пикселы часто используются для измерения разрешения (или точности) изображений.

2.6. Основные импульсные последовательности

Для МР-томографии разработаны различные импульсные последовательности, которые, в зависимости от цели исследования, определяют вклад того или иного параметра в интенсивность изображения исследуемых структур для получения оптимального контраста между нормальными и измененными тканями [45].

Импульсной последовательностью (ИП) называют выбранный набор определенных РЧ и градиентных импульсов, обычно неоднократно повторяемых во время сканирования, интервал между которыми, их амплитуда и форма определяют характеристики изображений. Импульсные последовательности это компьютерные программы, контролирующие все параметры аппаратуры в процессе измерений, основными параметрами которых являются:

TR - период повторения последовательности;

TE - время появления эхо-сигнала;

TI - время инверсии (интервал между инвертирующим и 90° импульсами), используется для ряда последовательностей;

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

BW - ширина частотной полосы пропускания;

FA - угол отклонения, используется для ряда последовательностей;

NEX - количество возбуждений выбранного слоя.

Все временные интервалы в последовательностях задаются в мс.

Импульсные последовательности можно классифицировать следующим образом:

1. спин-эхо последовательности (спин-эхо, быстрое спин-эхо, быстрое спин-эхо с быстрым восстановлением), основанные на обнаружении спинового эха;
2. градиент-эхо последовательности (градиент-эхо, градиент-эхо с очищением), основанные на обнаружении градиентного эха;
3. последовательности с выборочным подавлением сигналов.

2.6.1. Спин-эхо последовательность

Спин-эхо (SE, spin echo) последовательность это наиболее часто используемая ИП, изобретенная Карром и Парселом на заре МР-томографии и основанная на обнаружении спинового или эха Хана.

Первым подается 90° РЧ импульс, поворачивающий намагниченность в плоскость XU . Протоны начинают синхронно вращаться, но из-за неоднородности поля синхронность будет теряться и поперечная составляющая сместится по фазе. Через некоторое время прикладывается 180° импульс, поворачивающий намагниченность вокруг оси X ; протоны окажутся в фазе, создав значительную поперечную намагниченность для получения сигнала спин-эхо.

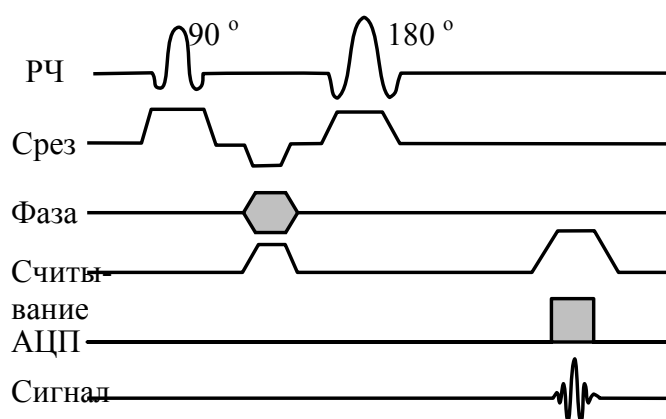


Рис. 27. Схема спин-эхо (SE) последовательности

Удалено: <sr>

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

Существует разновидность ИП с переменным эхо, которая представляет собой методику получения данных с двумя эхосигналами, при которой второй эхосигнал будет кратным первому. В такой ИП за один проход можно получить один, два или четыре эхосигнала, каждый из которых используется для создания отдельного изображения, характеризующегося определенной контрастностью. Чаще используют ИП с двумя эхо-сигналами, позволяющими получить изображение протонной плотности и T_2 -изображение.

Восстановление z -намагниченности в SE ИП происходит через время T_1 (100-2000 мс) обычно много меньшее чем время T_2 , т.к. для большинства живых тканей $T_1 > T_2$. Простейшее SE отображение, когда ИП повторяется столько раз, сколько линий в изображении.

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

На контрастность получаемых изображений влияют время TR (определяет уровень насыщения тканей или влияние процесса T_1 релаксации) и время TE (определяет уровень расфазирования до момента считывания эхо-сигнала или влияние процесса T_2 релаксации).

2.6.2. Последовательность быстрое спин-эхо

Последовательность быстрое спин-эхо (Fast Spin Echo, FSE) позволяет получать данные в двухмерном и трехмерном режимах и состоит из начального 90° возбуждающего РЧ импульса, за которым следует серия из несколько 180° рефокусирующих РЧ импульсов в течение периода TR, создающая ряд эхо-сигналов (рис. 28). Таким образом, если в ИП спин эхо в течение одного периода TR 180° импульс создает один эхосигнал и заполняется только одна строка k -пространства, то в ИП быстрое спин эхо за один период TR подается несколько 180° импульсов и заполняется несколько строк k -пространства. Количество рефокусирующих импульсов задается изменением длины эхо-трейна (Echo Train Length, ETL)

Удалено: <sp>

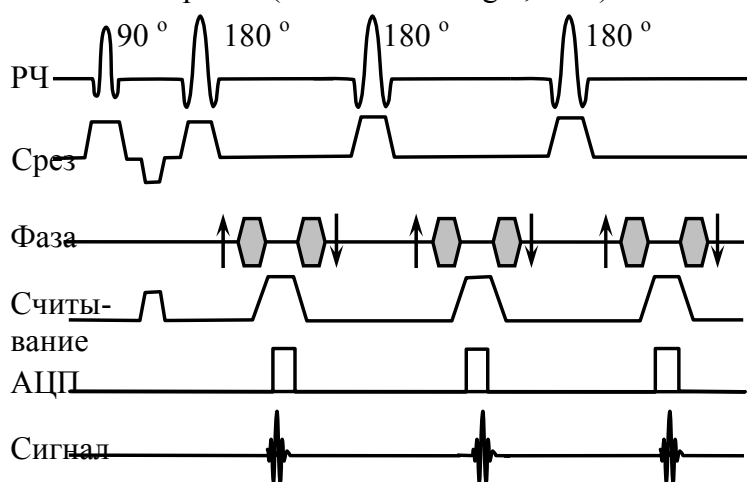


Рис. 28. Схема последовательности быстрое спин-эхо (FSE) с ETL=3

Например, в последовательности с 4 эхо k -пространство будет разделено на 4 секции. Первое эхо используется для заполнения центральной части k -пространства (линии 96-160). Второе эхо используется для линий 64-96 и 160-192. Третье эхо заполняет линии 32-64 и 192-224. Последнее эхо заполняет линии 1-32 и 224-256 k -пространства.

Преимущество этого метода состоит в значительном уменьшении продолжительности сканирования (для ETL= 4 время сокращается в 4 раза). Благодаря использованию 180° РЧ импульсов изображения, полученные с помощью ИП быстрое спин эхо, менее чувствительны к неоднородностям магнитного поля и парамагнетикам. На практике последовательность FSE применяется для исследований с высоким разрешением и различным сочетанием числа шагов частотного и фазового кодирования. На контрастность FSE изображения влияют параметры TE, TR и ETL. Недостатком метода является размывание мелких деталей изображения, снизить которое можно выбирая меньшую длину эхо-трейна.

2.6.3. Последовательность инверсия-восстановление

Последовательность инверсия-восстановление (Inversion Recovery, IR) представляет собой разновидность ИП спин-эхо, в которой первым подается инвертирующий 180° РЧ импульс (рис. 29), поворачивающий суммарную намагниченность против внешнего поля. После его отключения поперечная намагниченность отсутствует, а продольная испытывает спин-решеточную релаксацию и возвращается от значения $-M_z$ в равновесное состояние вдоль поля. Если через некоторое время T_I (время инверсии) подать 90° импульс, то он создаст поперечную намагниченность в плоскости XY . Протоны начинают терять синхронность прецессии (сдвиг по фазе) и подаваемый затем 180° импульс создает эхо-сигнал. Временной промежуток между 90° возбуждающим импульсом и серединой считывающего импульса называют временем T_E , по аналогии с ИП спин эхо.

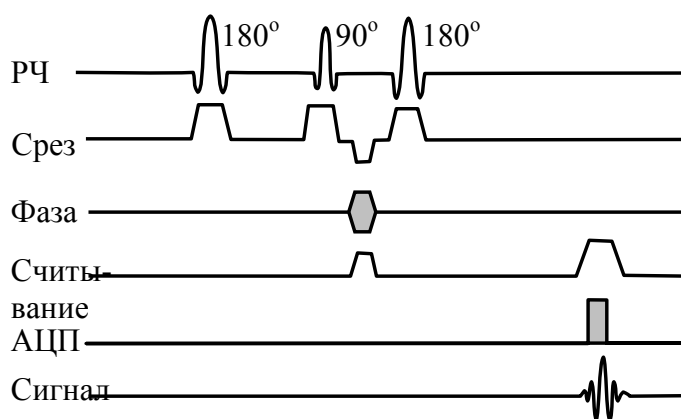


Рис. 29. Схема последовательности инверсия-восстановление

Преимущество ИП инверсия-восстановление – сильный контраст между тканями, имеющими разное время T_1 релаксации на который влияют параметры T_I , T_R и T_E . Время инверсии T_I является основным параметром, выбирая который можно подавить сигнал от выбранного компонента:

$$T_I = T_1 \ln 2 \quad (26)$$

где T_1 это время спин-решеточной релаксации подавляемого компонента.

При выборе оптимального времени T_1 , рассматривают не только силу магнитного поля, но и тип подавляемых тканей и анатомию. Существуют разные виды IR ИП: для удаления сигнала от движущейся жидкости используется FLAIR (Fluid Attenuation Inversion Recovery); STIR (Short T_1 Inversion Recovery) чувствительна к стационарным (не движущимся) жидкостям.

Недостаток этих последовательностей в том, что дополнительный инвертирующий РЧ импульс увеличивает продолжительность сканирования.

2.6.4. Последовательность градиентное эхо

В последовательности градиентное эхо (Gradient Echo, GRE) для формирования эхосигнала используется пара биполярных градиентных импульсов, вызывающих перефазирование протонов и последующее формирование эхосигналов (рис. 30). Первым подается возбуждающий РЧ импульс наклоняет намагниченность на угол α (обычно от 0° до 90°), также называемый α импульсом. Амплитуда формируемой поперечной намагниченности $M_{xy} = M_0 \sin \alpha$. Прикладываемый отрицательный градиент считывания вызывает расфазирование прецессирующих спинов. Подаваемый через время $TE/2$ положительный градиент считывания синхронизирует протоны и формирует поперечную намагниченность, создавая сигнал градиентного эхо. В этой последовательности время TE представляет собой интервал между градиентным перефазировующим импульсом и эхосигналом, а время TR – интервал между последовательными возбуждающими импульсами.

Удалено: <sp>

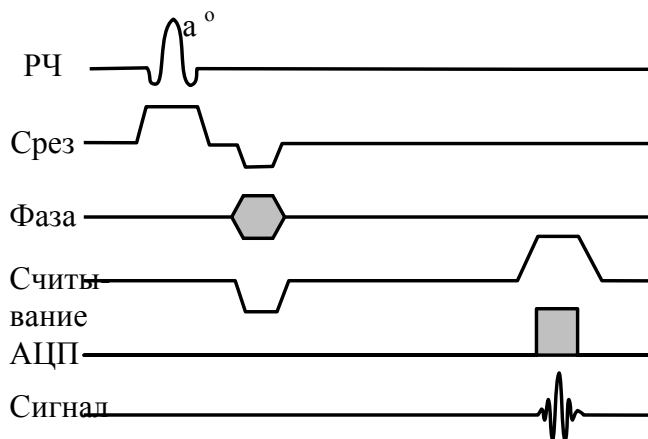


Рис. 30. Схема последовательности градиентное эхо

При малом угле α (flip angle, FA) уменьшается значение поперечной намагниченности, а продольная увеличивается, быстрее возвращаясь в состояние равновесия. Угол α может медленно расти во время сбора данных.

ИП градиентное эхо позволяет получать изображения в течение более короткого времени, чем ИП SE и FSE. Основным недостатком ИП является более высокая чувствительность к неоднородностям магнитного поля и парамагнетикам, что связано с использованием градиентного перефазировующего импульса, не устраняющего в полной мере воздействие T_2^* -релаксации, поэтому межсрезовый интервал должен быть минимален.

В ИП градиентное эхо TR и угол отклонения определяют уровень насыщения тканей, а TE уровень расфазирования (влияние процесса T_2 релаксации). Стандартная GRE последовательность это обычная ИП, повторяемая столько раз, сколько линий в изображении.

2.6.5. Быстрое градиентное эхо

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

Удалено: <sp>

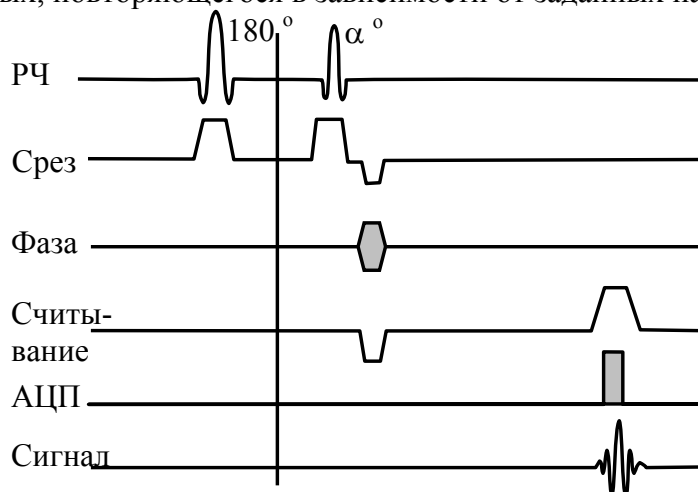


Рис. 31. Схема последовательности сверхбыстрое градиентное эхо

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

В отличие от обычной IR ИП, все линии k -пространства или их большинство получены после единственного инвертирующего импульса, который можно рассматривать как блок считывания. В блок считывания может использоваться переменный угол, или сбор данных может быть разделен на сегменты.

Последовательность может использоваться в нескольких режимах. В двумерном последовательном режиме за один период TR выполняется один шаг фазового кодирования для одного среза. До перехода к следующему срезу выполняются все шаги фазового кодирования для текущего среза. Быстрый мультипланарный режим позволяет получать данные для нескольких срезов в течение одного периода TR. Трехмерный режим характеризуется увеличением отношения сигнал/шум и возможностью получения смежных срезов без перекрестных помех при сохранении высокой скорости сканирования.

2.6.6. Эхо-планарное отображение

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

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

Удалено: <sp>

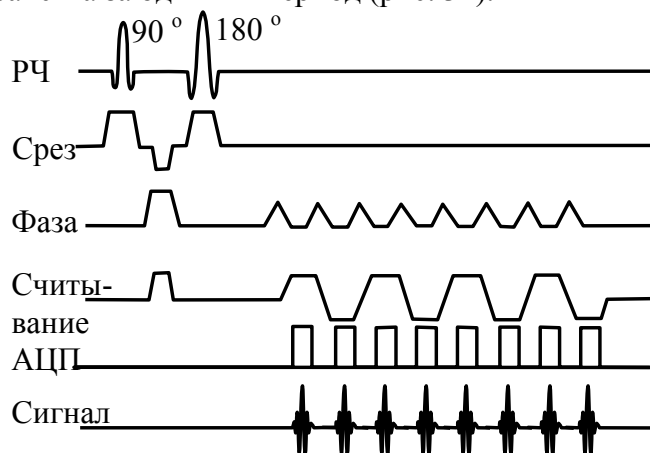


Рис. 32. Схема эхо-планарного отображения

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

2.5.7. Магнитно-резонансная ангиография

Магнитно-резонансная ангиография (МРА) это отображение текущей в сосудах крови, создающей контраст со стационарными тканями. МРА импульсные последовательности позволяют получить изображения, чувствительные к разным скоростям и направлениями потоков, турбулентности, размерам сосудов [39].

Существуют три основных вида МРА: времяпролетная, фазоконтрастная, с контрастным усилением. Все они по-разному усиливают сигнал от крови в сосудах.

Времяпролетная (Time of Flight, TOF) ангиография чаще реализовывается используя ИП градиентное эхо с коротким TR, где срезы перпендикуляр-

ны направлению потока. Высокий сигнал текущей крови это результат втеkania в срез спинов, неподдавленных между РЧ возбуждениями. Подавленные неподвижные спины подвергнутся неполной T_1 релаксации между РЧ возбуждениями давая меньший сигнал. Недостатком TOF ангиографии является возможность визуализации тканей с коротким T_1 .

Фазоконтрастная (Phase-contrast, PC) ангиография дает изображения скорости кровотока, и сигнал содержит как амплитудную, так и фазовую информацию. При этом чувствительность к потоку определяется силой градиента. Преимущество PC ангиографии – полное подавление стационарных тканей (нет скорости – нет сигнала). Но ее недостаток состоит в том, что фазовую чувствительность можно получить только вдоль одной оси одновременно. Поэтому PC ангиография в 4 раза медленнее TOF при той же матрице изображения.

2.7. Виды изображений

Интерпретация интенсивности сигнала - главная проблема в МР томографии. Интенсивность сигнала является сложной функцией, зависящей от параметров ткани (протонной плотности, T_1 и T_2 релаксации) и параметров TR и TE используемой ИП. Поэтому в клинической МР томографии были введены термины T_1 , T_2 и PD взвешенные изображения (ВИ).

Термин T_1 ВИ используется для описания контраста между тканями, вызванного различиями значений T_1 . Если параметры ИП выбраны так, что $TR < T_1$ (500 мс) и $TE < T_2$ (30 мс), то уравнение (25) имеет вид:

$$M_{xy} = M_{xy0} \exp(-TR / T_1) \quad (27)$$

и т.о. становится независимым от T_2 . Из-за широкого диапазона значений T_1 , T_2 и плотности тканей тела, T_1 ВИ для некоторых тканей может быть не таким как для других.

Ткани с коротким T_1 дают яркий сигнал на T_1 ИП. Из-за большей продольной и поперечной намагниченности, жир имеет более сильный сигнал и будет ярким на T_1 ВИ. Наоборот, продольная намагниченность воды до РЧ импульса меньше, поэтому меньшая поперечная намагниченность после импульса даст меньший сигнал (темная на T_1 ВИ).

Термин T_2 ВИ используется для описания контраста между тканями, вызванного различиями T_2 значений. Если параметры ИП выбраны так, что $TR > T_1$ (2000 мс) и $TE < T_2$ (100 мс) и $(1 - \exp(-TR / T_1)) = 1$ для TR / T_1 много больше 1, то уравнение (25) имеет вид:

$$M_{xy} = M_{xy0} \exp(-TE / T_2) \quad (28)$$

и зависит от только времени T_2 релаксации тканей. Поэтому контраст T_2 изображений усиливается TR , сравнимым с временем T_1 ткани (чтобы

уменьшить вклад T_1 в контраст) и TE между самыми длинным и коротким T_2 ткани.

Например, жир имеет более короткое время T_2 релаксации, чем вода и затухает быстрее воды. Т.к. поперечная намагниченность жира мала, он дает слабый сигнал на T_2 изображении (темный). T_2 взвешенность сильнее при более длинном TE . Вода имеет большую T_2 постоянную и поэтому даёт сильный T_2 сигнал (яркая на T_2 изображениях).

Характеристики контраста изображения в зависимости от выбранных значений TR и TE :

- короткие TR (менее 1000 мс) и TE (менее 25 мс) дают T_1 контраст;
- длинные TR (более 1500 мс) и TE (более 60 мс) дают T_2 контраст;
- средние значения TR (1000-1500 мс) и TE (25-60 мс) дают изображение протонной плотности.

Таблица 3. Значения времени T_1 и T_2 релаксации тканей в поле 1,5 Тл

Вещество	Время T_1 , мс	Время T_2 , мс
Спино-мозговая жидкость	800-2000	110-2000
Белое вещество	760-1080	61-100
Серое вещество	1090-2150	61-109
Мышцы	950-1820	20-67
жир	200-750	53-94

В общем случае патологию выявляют по специфическому сигналу на трех основных видах изображений: T2-изображения, изображения протонной плотности (PD)/FLAIR или T1-изображения (таблица 4).

Таблица 4.

Сигнал от образований на различных видах МР-изображений

Ткань	T2 изображение	(PD)/FLAIR	T1-изображение
Solid mass	яркая	яркая	темная
Киста	яркая	темная	темная
Подострое кровоизлияние	яркая	яркая	яркая
Острое и хроническое кровоизлияние	темная	темная	серая
Жир	темная	яркая	яркая

2.8. Показатели качества изображения

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

$$SNR = I \cdot V \cdot \frac{\sqrt{NEX}}{\sqrt{BW}} \cdot f_{RF} \cdot f_{B0} \cdot f_{gap} \cdot f_{rec} \quad (29)$$

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

Из выражения (29) видно, что на качество изображения влияет целый ряд параметров, регулируя которые можно увеличивать полезный сигнал [43]. Для улучшения местного 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 фантом в отсутствии 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, FOV и числа точек данных. Увеличение матрицы изображения уменьшит размер пиксела, но не всегда улучшит разрешение.

Усреднение сигнала - метод повышения соотношения сигнал/шум, достигаемого усреднением нескольких измерений сигнала FID, полученных в одних условиях для подавления эффектов случайных изменений или случайных артефактов.

Отношение контраст/шум (CNR) - отношение разности интенсивностей сигналов между двумя областями. Повышение CNR улучшает восприятие различий между двумя исследуемыми клиническими областями:

$$CNR(A, B) = SNR(A) - SNR(B) \quad (29)$$

Низко-контрастное разрешение это способность отображать объекты со схожим контрастом объектов. Высоко-контрастное 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 мало-мощный 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 FID или эха: чем больше выборка, тем больше шум. Уменьшение BW требует уменьшения амплитуды частотокодирующего градиента, увеличивая время включения градиента, т.к. 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).

Оценка работы МР-томографа и представление практических методов тестирования производится с помощью специальных устройств для контроля качества изображения, называемых фантомами [47].

В МРТ фантомом является стандартный искусственный объект, изображение которого получают для проверки качества работы и настройки параметров МР-томографа. Чаще всего фантомы сделаны из стекла или пластика и заполнены веществами, имеющими МР сигнал. Такими веществами являются водные парамагнитные растворы, чистые желатиновые гели, агар, гели с органическими или парамагнитными добавками и др.

МР фантомы проектируются для исследования широкого диапазона инструментальных параметров, и позволяют определять геометрические искажения изображений, пространственное разрешение, расстояние между срезами, толщину среза и его смещение, обусловленное физическими и электронными свойствами. Также фантомы позволяют обнаруживать низкую контрастность, оценивать однородность изображения и определять отношение сигнал/шум. Каждый конкретный фантом может быть предназначен как для тестирования одной или нескольких вышеперечисленных функций, что становится возможным при комбинировании соответствующих элементов фантома. Существует два основных вида фантомов: для контроля однородности и для контроля разрешения.

Фантомы первой группы используются для контроля пространственной однородности магнитного поля и РЧ полей и представляют собой пластиковую форму, полностью заполненную парамагнитным раствором. Для минимизации времени сбора данных вещество, заполняющее такой фантом и

дающее опорный сигнал, должно иметь относительно короткое время T_1 . При этом в используемой импульсной последовательности параметр TR выбирается примерно равным $5T_1$. Как правило, каждая из приемопередающих РЧ катушек имеет свой фантом для контроля однородности. В идеальном случае, для большинства катушек поле должно быть пространственно однородно при одинаковой чувствительности по всему отображаемому объекту. Любая неоднородность получаемого изображения может быть вызвана неоднородностью основного или РЧ поля, нелинейностью градиентных полей или вихревыми токами и проявляется на изображениях в виде затемнения в соответствующей области.

Алгоритм оценки однородности U сигнала выглядит следующим образом. В центре изображения определяют отношение сигнал/шум. Затем, изменяя уровень контрастности и яркости изображения, определяют самый яркий и самый темный участки в пределах области исследования, для которых также записывают отношение сигнал/шум ($S_{\max}$ и $S_{\min}$ соответственно). Однородность рассчитывается по формуле:

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

Определение отношения сигнал/шум I производится по T_2 -взвешенному изображению фантома. Для этого определяют среднее значение сигнала от раствора в центре области исследования $\bar{S}_p$, затем регистрируют среднее значения сигнала фона вне изображения фантома $\bar{S}_\phi$. Стандартное отклонение этого значения отражает шум, свойственный системе:

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

Фантомы второй группы используются для тестирования целого ряда характеристик пространственного разрешения томографа, включая плоскостную разрешающую способность, толщину срезов, линейность и отношение сигнал/шум в зависимости от положения исследуемой области. Такие фантомы обычно делаются из пластмассы, участки внутри фантома удаляются для формирования тестового рисунка, а фантом заполняется водным раствором. МР-томографом регистрируется сигнал от воды в тех областях фантома, где удален пластик. Кроме того, некоторые фантомы имеют стандартные элементы с известными значениями T_1 , T_2 и протонной плотности, что позволяет использовать их для проверки соотношений контраст-шум. Часто бывает необходимо настраивать времена спин-решеточной T_1 и спин-спиновой T_2 релаксации так, чтобы можно было получать изображения за подходящие периоды времени (например, короткое время повторения TR). Для настройки времени релаксации протонов в воде обычно используются

водные растворы таких парамагнитных веществ как никель, марганец, натрий, кислород.

На рис. 33 представлен фантом для тестирования разрешающей способности, созданный фирмой General Electric [25]. Он состоит из целого ряда элементов, предназначенных для контроля соответствующих характеристик. Ряды одинаковых по размеру квадратов в центре фантома используются для контроля пространственной линейности и геометрических искажений. Для обнаружения геометрических искажений часто достаточно визуального осмотра, при котором заметна деформация или растяжение такой сетки. Наличие геометрических искажений вызывается неоднородностью магнитного поля, магнитной восприимчивостью или нелинейностью градиентов. Функция вычисления расстояний на T_1 -изображении такого фантома позволяет проверить точность измерения внутреннего диаметра поперек, по вертикали и по каждой диагонали фантома в соответствии с выражением:

$$D_{geom} = \frac{D_{\partial} - D_{изм}}{D_{\partial}} \cdot 100\%; \quad ()$$

где D_{geom} - геометрическое искажение, измеренное в процентах; D_{∂} - действительное значение диаметра; $D_{изм}$ - измеренное значение диаметра.

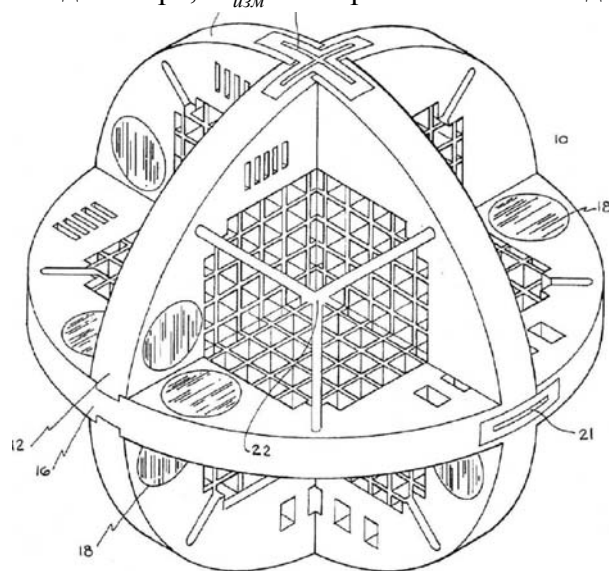


Рис. 33. Фантом для контроля характеристик МР-томографа

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

Для тестирования пространственного разрешения, зависящего от величины градиентов и алгоритма реконструкции, в фантомах используется секция, состоящая из ряда отверстий различного диаметра (например, от 0,5 до

2 мм). Отверстия могут быть как квадратной, так и круглой формы, и располагаться в двух ортогональных направлениях, что позволяет обеспечить одновременную оценку разрешения в направлениях фазового и частотного кодирования. Этот тест должен проводиться без применения каких-либо фильтров формирования данных.

Обнаружение низкой контрастности производится с помощью элементов цилиндрической формы, заполненных растворами с различными значениями параметров T_1 и T_2 . Такие элементы будут давать на изображении сигналы различной интенсивности, что, в свою очередь, позволит визуальнo оценить способность сканера различать низко контрастные объекты на изображениях.

Важным параметром в МР-томографии является толщина среза, зависящая от однородности полей, величины и линейности градиентов и используемой импульсной последовательности. Для контроля толщины среза используется два метода. Первый метод заключается в использовании в одной из секций фантома клиновидного выреза в пластике, оптимальное соотношение длин боковых граней которого примерно 1:10. На изображении сигнал будет в том месте, где пластик удален, а ширина клиновидного выреза будет увеличиваться по мере увеличения толщины среза (рис. 34). Второй метод состоит в измерении профиля среза путём непосредственного использования срезоселективных и частотных градиентов.

Плоскостная разрешающая способность чаще всего определяется с помощью группы тонких областей, поглощающих сигнал.



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

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

2.9. Артефакты МР-изображений

Сразу после появления МР-томографии как ее приветствовали за отсутствие артефактов, свойственных компьютерной томографии. Однако вскоре стало понятно, что сложная природа магнитного резонанса приводит к возникновению целого ряда новых артефактов.

Артефактом изображения является любая черта, присутствующая на изображении и отсутствующая в отображаемом объекте. Иногда артефакты возникают в результате неверных действий сканера, иногда являются следствием естественных процессов или свойств человеческого тела [42].

В МРТ артефакты могут иметь форму вариаций интенсивности сигналов или их ошибочного позиционирования. В ряде случаев артефакты имитируют патологию для исключения которой приходится заново проводить обследование или применять другие методы диагностики.

Обычно в зависимости от источника возникновения артефакты в МРТ подразделяют на:

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

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

2.9.1. Физиологические артефакты

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

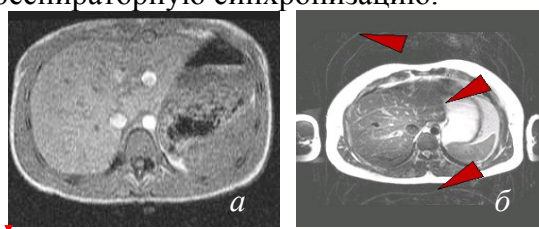
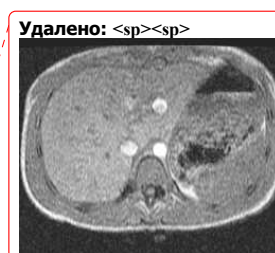


Рис. 35. Артефакт от пульсации аорты (а) и дыхания (б)



Артефакт от пульсации спинномозговой жидкости проявляется в виде появления на изображении темных полос. Для устранения этого артефакта используют компенсацию потока, заключающуюся в подаче дополнитель-

ного градиента для устранения разницы фаз стационарных и движущихся спинов за интервал TE . Если артефакты остаются, дополнительно используют кардио-триггер.

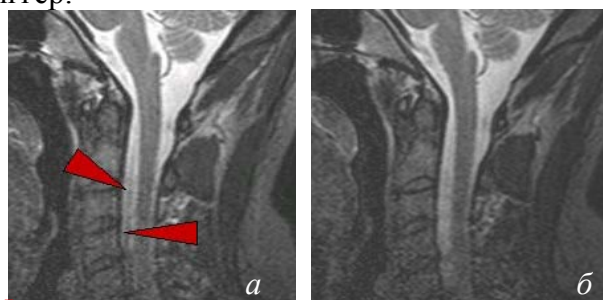


Рис. 36. Изображение с (а) и без (б) артефакта пульсации СМЖ

Часто на изображении возникают артефакты, вызванные движением пациента, которые проявляются в виде пятен и ложных изображений в направлении фазового кодирования вне зависимости от направления движения. Их интенсивность зависит от того, в какой момент заполнения k -пространства возникло движение. Когда движение возникает в последние секунды сканирования при заполнении внешних краев k -пространства, то артефакт не сильно затрагивает изображение. Избежать появления этих артефактов можно используя быстрые методы сканирования.

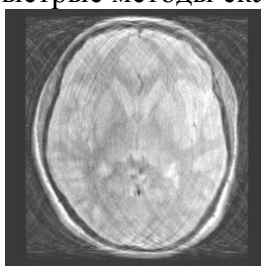


Рис. 37. Артефакт, вызванный движением пациента

2.9.2. Артефакты, вызванные физическими явлениями

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

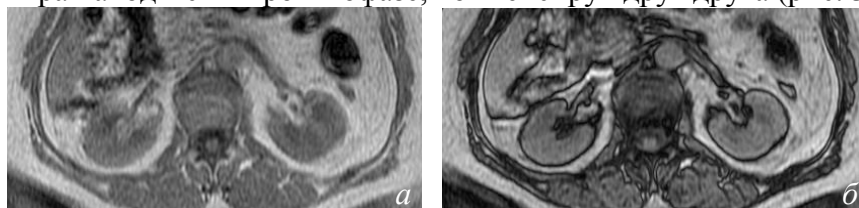
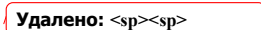
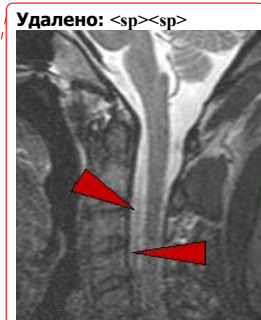


Рис. 38. Один срез GRE ИП в фазе (а) и противофазе (б)



Артефакты химического сдвига (Chemical Shift Artifact) вызваны разностью химических сдвигов между тканями. МР томографы используют частоту сигнала для отображения пространственного положения. При кодировании частоты сигнала, протоны жира прецессируют медленнее протонов воды. Сигнал протонов жира неправильно кодируется, в результате вода и жир одного вокселя отображаются в разных вокселях и сдвинуты по оси частот относительно истинного положения. Эта неверная регистрация сдвига даст выделение границ вода/жир по оси частот. Протоны молекул воды и жира разделены химическим сдвигом около 3,5 ppm. Истинный сдвиг частот в герцах зависит от силы магнитного поля. Артефакт сильнее в сильных полях и слабее при больших градиентных силах. Для 0,3 Тл (на 12,8 МГц) сдвиг будет 44,8 Гц по сравнению со сдвигом 223,6 Гц для 1,5 Тл МРТ (на 63,9 МГц).

Для уменьшения артефакта можно увеличить полосу пропускания, увеличить матрицу, TE в фазе или SE методы. Если по оси считывания имеется неверная регистрация, можно повторить сканирование с осью, параллельной взаимодействию жир/вода. Наилучший способ устранить артефакт – использовать методы подавления жира.

Изображение на рис. 39а получено с максимальным сдвигом вода/жир; артефакт на нём проявляется в виде темной/яркой границы на стыке кости, жира и мышц. Затем тот же самый срез получен с минимальным сдвигом вода/жир (рис. 39б). На рис. 39в артефакт виден справа и слева от почки в направлении частоты, а на рис. 39г – спереди от кости в виде яркой линии.

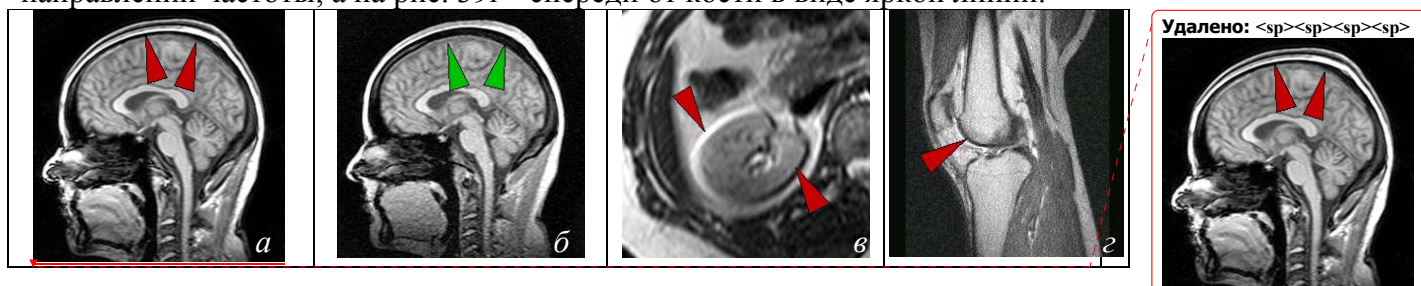


Рис. 39. Артефакт химического сдвига

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

длинным TE и при использовании GRE ИП.

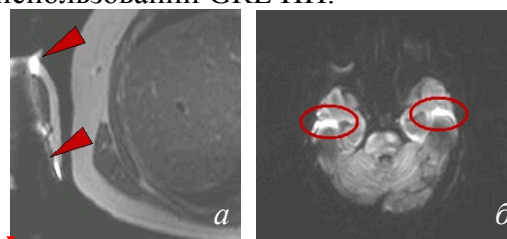


Рис. 40. Артефакт восприимчивости (а) от металла, (б) на границе тканей

Артефакт неоднородности поля (Field Inhomogeneity) проявляется при нарушении однородности поля из-за магнитных материалов (внутри или снаружи пациента), технических проблемах, сканировании по краю поля. Когда изображения получают двигаясь от центра к краю катушки, однородность поля в отображаемом объеме меняется с увеличением расстояния от центра. Та же проблема возникает при сканировании на расстоянии от изоцентра [38].

Есть разные виды некачественных изображений: шумные, искаженные или с частичным подавлением сигнала жира. Например, в IR ИП время T_1 релаксации тканей изменяется внутри отображаемого объема и выбранное T_1 в центре отображаемого объема соответствует подавлению жира, а на краю катушки оно же соответствует подавлению воды.

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

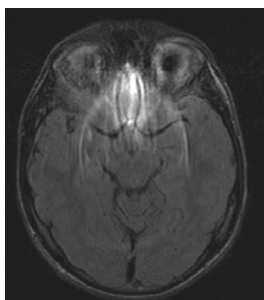


Рис. 41. Артефакт от металла

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

Снизить артефакт можно используя SE последовательности, которые менее чувствительны к неоднородностям магнитного поля, или используя методы коррекции [44].

Муар появляется на изображениях из-за не идеальной однородности главного магнитного поля в сечении тела, приводящей к наложению сигналов с разными фазами (разное время TE), переменного складываемых и вычитаемых (рис. 42). Артефакт проявляется в виде полос на изображении, расстояние между которыми обратно пропорционально разнице TE . Этот артефакт чувствителен к шиммированию или градиентам восприимчивости, поэтому для его устранения можно использовать SE последовательности или поверхностные катушки.

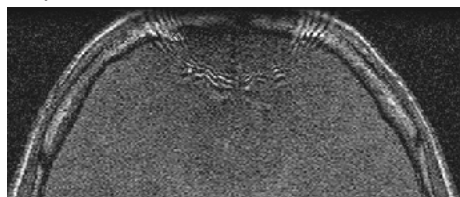


Рис. 42. Муар

2.9.3. Артефакты, вызванные неисправностью оборудования

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

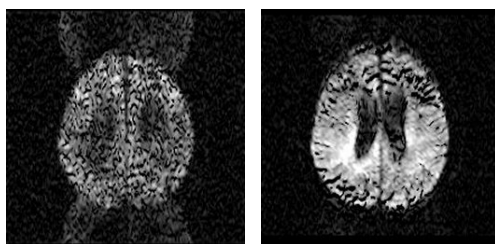


Рис. 43. Артефакт, вызванный наличием вихревых токов

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

1. модуляция МР-сигнала в аудио диапазоне - на изображении появляются призраки, слабые копии изображения, распространяющиеся в направлении фазы, число и интенсивность которых зависит от отношения между периодом аудио модуляции и временем TR .

2. компоненты аудио сигнала на входе АЦП - проявляется в виде линий или пятен в направлении кодирования частоты, что вызвано отсутствием корреляции между аудио периодом и TR .

В обоих случаях артефакт снижают использованием АС-синхронизации

(линейный триггер).

Артефакты, вызванные неполадками градиентной системы, иногда похожи на описанные для неоднородности B_0 . Градиент, непостоянный по направлению, исказит изображение. Обычно возникает при повреждении градиентной катушки или из-за неверных токов, протекающих по градиентным катушкам (рис. 44) и проявляется в виде появления ложных изображений, полос и шума.

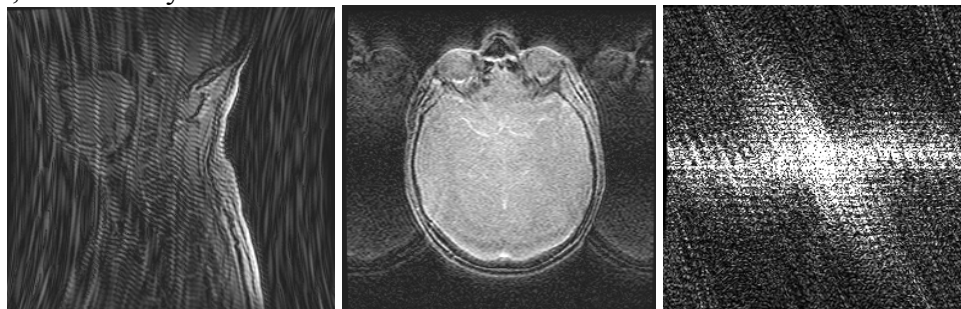


Рис. 44. Неполадки градиентной системы

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

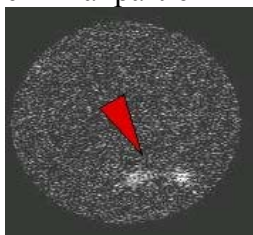


Рис. 45. Артефакт, вызванный РЧ шумом

При наличии проблем в схеме регистрации РЧ сигнала и неверными действиями над двумя каналами квадратурного детектора на изображении появляется РЧ-квадратурный артефакт. Например, если один усилитель имеет смещение DC на выходе, преобразование Фурье данных даст яркое пятно в центре изображения. Если один канал детектора имеет больший коэффициент усиления, чем другой, то диагонально на изображении появятся призраки объекта.

Артефакты подвыборки (Sample Imperfection) появляются в виде сдвигов сигнала в направлении кодирования фазы и вызваны искажением траектории k -пространства (дефект шиммирования) или узкой полосой пропускания в направлении кодирования фазы. При сканировании с узкой полосой пропускания даже малое смещение частоты может дать значительные сдвиги сигнала в фазокодирующем направлении. При существенном различии

амплитуды и фазы сигнала, сегментация может вызвать появление изображений-«призраков». Уменьшить артефакт может выбор иных схем сбора данных и/или последующая коррекция.



Рис. 46. Проявление артефакта подвыборки

2.9.4. Неправильные действия оператора

Возникает в случае, если выбранная оператором область сканирования (FOV) меньше, чем отображаемая часть тела возникает артефакт наложения (aliasing). Тогда часть тела, лежащая вне FOV проецируется на противоположную сторону изображения в направлении фазового кодирования. Это вызвано тем, что градиенты кодирования фазы масштабируются только для области сканирования, поэтому ткани вне FOV не кодируются по фазе в соответствии с их положением и дублируют фазы внутри FOV, появляясь с противоположной стороны изображения. Для устранения артефакта требуется увеличить область сканирования, использовать импульсы преднасыщения для нежелательной ткани, увеличить число шагов кодирования фазы.



Рис. 47. Артефакт наложения

Звона Гиббса проявляется в виде серий ярких или темных линий параллельных и прилегающих к границам резкого изменения сигнала. Появление артефакта вызвано низкой выборкой на высоких частотах, связанной с конечным числом шагов кодирования, используемым преобразованием Фурье для реконструкции изображения. Это приводит к неполной оцифровке эхосигнала. При прямоугольной матрице изображения артефакт более заметен в направлении с меньшим числом шагов кодирования (например, при мат-

рице изображения 512×256 , артефакт распространяется в направлении фазы). Увеличение числа шагов фазового кодирования позволяет уменьшить интенсивность и сузить артефакты.

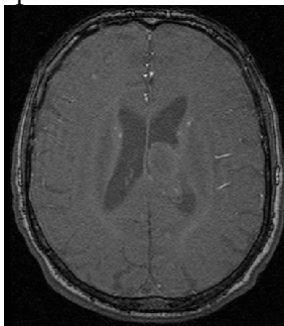


Рис. 48. Звон Гиббса

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

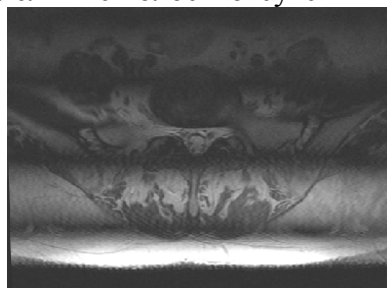


Рис. 49. Артефакт перекрытия срезов

Артефакт «магического угла» часто виден на изображениях связок и сухожилий, ориентированных под углом 55° к полю. Сигнал от молекул воды в волокнах сухожилий обычно не виден из-за дипольных взаимодействий, дающих очень короткое время T_2 . Под углом около 55° к основному магнитному полю дипольные взаимодействия обнуляются, давая рост времени T_2 . При других углах ориентации артефакт не появляется.



Рис. 50. Артефакт «магического угла»

2.10. ЯМР спектроскопия

Совершенствование ЯМР-томографов и создание высокопольных систем (1,5-2 Тл) позволило в клинических условиях производить магнитно-резонансную спектроскопию (МРС), позволяющую с высокой точностью измерять спектры различных химических элементов [9]. Благодаря этому, МРС даёт возможность проследить за регионарными метаболическими изменениями. ЯМР спектры имеют следующие основные черты:

- ядра в различных химических группах имеют разные константы экранирования и условие резонанса выполняется на разных частотах;
- число сигналов на спектре показывает число видов протонов;
- площадь пика поглощения пропорциональна числу ядер;
- расщепление сигнала позволяет рассчитать спин-спиновое сдвигание между ядрами с не нулевыми спинами.

Измерения химического сдвига (δ) проводятся относительно положения спектральной линии эталонного ядра, не имеющего никакого окружения. Т.к. это невыполнимый стандарт, сдвиги обычно указываются относительно протонов некоторого стандартного вещества. Для ^1H МРС это - тетраметилсилан $\text{Si}(\text{CH}_3)_4$ (TMS), который расщепляется на эквивалентные протоны, для ^{31}P МРС - фосфорная кислота, хотя на практике как вторичные эталоны используются вода и РСг, соответственно. Эталонный состав может находиться в капсуле вне объекта или внутри; внутренние эталоны предпочтительны, т.к. на внешние эталоны могут влиять разные условия.

Значения δ положительны, если образец поглощает энергию на более высокой частоте, чем частота эталона в постоянном поле:

$$\delta = 10^6 (\nu_{\text{образца}} - \nu_{\text{TMS}}) / \nu_{\text{TMS}} \quad (30)$$

где $\nu_{\text{образца}}$ - частота сигнала от исследуемого образца, ν_{TMS} - частота сигнала от тетраметилсилана.

Множитель 10^6 просто масштабирует численное значение δ в более удобный размер: значения δ указаны в миллионных долях или ppm.

Диапазоны химических сдвигов различны для каждого типа ядер. Для ^1H спектров он составляет от 0 до 10 ppm, а для ^{13}C спектров диапазон сдвигов уже от 0 до примерно 250 ppm. Ядра ^{14}N , ^{15}N , ^{17}O , ^{19}F имеют большие диапазоны химического сдвига. Так ^{17}O ядра показывают диапазон экранирования более 2000 ppm. Переходные ядра металлов показывают еще большие диапазоны экранирования. Так ядро ^{57}Fe дает диапазон более 8000 ppm, который делает его чрезвычайно чувствительным для электронных и структурных исследований.

На спектрах мы можем заметить расщепление резонансных линий, которые имеют различные интенсивности. Расщепление резонансов на отдельные линии возникает, потому что каждое ядро может влиять на локальное

поле, испытываемое другими ядрами и т.о. изменять их резонансные частоты. Сила взаимодействия выражается в единицах скалярной константы сдвигания J , измеряемой в герцах. Константы сдвигания спинов не зависят от силы приложенного поля и способности последнего создавать локальные поля

Это прямое спин-спиновое взаимодействие используется в ЯМР спектрах твердых тел для измерения межатомных расстояний. Когда рассматриваются жидкости или газообразные образцы, прямой механизм спинового сцепления не применяется, потому что случайные молекулярные движения внутри образца непрерывно изменяют ориентацию молекул в приложенном поле и среднее сцепление стремится к нулю.

2.11. Безопасность при проведении МРТ

Процесс получение ЯМР сигнала состоит из нескольких шагов, первый из которых - обеспечение безопасности людей. Хотя в МРТ не используется ионизирующее излучение, существуют важные положения о безопасности, которые необходимо знать. К ним относятся использования сильных магнитных полей, РЧ излучения, переменных магнитных полей, криогенных жидкостей и градиентов магнитного поля [22].

В принципе не каждый человек может подвергаться МРТ исследованию. Поскольку магнитное поле может отрицательно повлиять на здоровье человека, необходимо соблюдать ряд требований [23]. Нельзя допускать нахождение людей с кардиостимуляторами, ферромагнитными или электронными имплантатами в магнитном поле, превышающем 5 Гс. Этот предел в 10 раз выше, чем среднее магнитное поле Земли, но ниже чем магнитное поле в электроустройствах (например, на поверхности приемника телефона поле составляет 35 Гс, в аудио наушниках 100 Гс, в метро – 7 Гс). Магнитное поле, действующее на человека с кардиостимулятором, может индуцировать токи в цепях кардиостимулятора, которые, в свою очередь, могут вызвать его отказ и смерть пациента. Металлические имплантаты могут сместиться под действием поля и привести к тяжелой травме пациента [24].

В комнату с магнитом не должны попадать никакие ферромагнитные объекты (кислородные баллоны, аппараты искусственной вентиляции и т.д.) [15]. Магнитные поля сильных магнитов могут буквально поднимать и притягивать большие ферромагнитные предметы в отверстие магнита. Присутствие ферромагнитных предметов вблизи магнита недопустимо по двум причинам. Во-первых, они могут ранить или убить человека, находящегося внутри отверстия магнита. Во-вторых, они могут серьезно повредить магнит и концентрические криогенные сосуды Дьюара внутри него, а также охлаждающие РЧ катушки.

Нельзя допускать попадания магнитных носителей в магнитные поля, т.к поля, превышающие 50 Гс, затирают хранящуюся на них информацию.

Положения о безопасности United States Food and Drug Administration (USFDA) утверждают, что поля, сила которых не превышает 2 Тл, могут использоваться в обычном порядке при клинических исследованиях [19]. Для научных исследований ограничения силы магнитных полей установлены на уровне 4 Тл для головы и тела, и 5 Тл для конечностей.

На не ферромагнитные объекты (алюминий, бериллий, медь, свинец, магний, никель, золото, серебро, титан) магнитные силы действовать не будут, но эти объекты могут вызвать искажения изображений и незначительно нагреться во время исследования. Кроме того, в зоне расположения металлических имплантатов будут возникать наведенные электрические токи.

Невозможно проведение МРТ при клаустрофобии или других подобных заболеваний, которыми страдает 20% людей. Сильный акустический шум, создаваемый взаимодействиями магнитного поля, создаваемого импульсами тока в градиентной катушке, с главным магнитным полем, и подчас превышающий 99 дБ также может сделать невозможным проведение ЯМР исследования. Поскольку уровень шума МР-системы растет с увеличением силы поля, при использовании эхо-планарного отображения и быстрых трехмерных алгоритмов, в высокопольных МРТ используются системы компенсации акустического шума, снижающие его до допустимых значений.

Влияние используемых полей на пациента описывается поглощенной дозой, скорость изменения поля, коэффициентом поглощенного излучения.

Поглощенная доза (absorbed dose) показывает РЧ мощность, поглощенную единицей массы объекта, и измеряется в ваттах на килограмм (Вт/кг). Поскольку РЧ импульсы, используемые в МРТ, поглощаются тканями, при определенных условиях может привести к их нагреву, степень которого зависит от силы поля, РЧ мощности, типа передающей катушки, используемой импульсной последовательности.

Скорость изменения магнитного поля dB/dt (Тл/с) вычисляется как отношение количественного изменения амплитуды магнитного поля (dB) ко времени, необходимому для этого изменения (dt). Быстроменяющиеся градиентные поля могут вызвать дискомфорт и стимуляцию периферических нервов (60 Тл/с), ощущение покалывания [13]. Обычно в современных МР-томографах скорость изменения магнитного поля при клинических исследованиях не превышает 45 Тл/с.

Коэффициент поглощенного излучения (Specific Absorption Rate, SAR) - РЧ мощность, поглощенная единицей массы объекта (Вт/кг); описывает потенциальный нагрев тканей пациента под действием РЧ энергии, необходимой для получения МР-сигнала. SAR растет с силой поля, РЧ мощностью и цикличностью, типом передающей катушки и размером тела. В сильных полях, некоторые ИП могут давать более высокий SAR, чем рекомендовано. Но обычно угрожающее повышение температуры не достигается: даже в сильных полях и местный нагрев тканей не превышает $(1-2,1)^{\circ}\text{C}$.

2.12. Перспективы развития МРТ

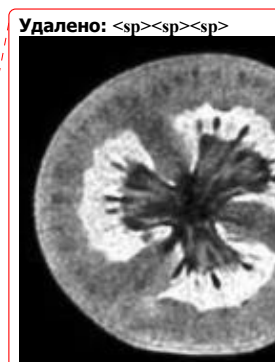
Перспективы развития МР-томографии связаны с совершенствованием как аппаратуры, так и алгоритмов обработки и анализа данных. Создание сильных магнитных полей позволяет повысить чувствительность метода, а использование мощных градиентов позволяет сократить время ТЕ и снизить потери сигнала вызванные расфазированием спинов.

В области материаловедения МРС твердых тел можно использовать для исследования новых материалов большой технологической важности - стекол, керамики, полимеров, синтетических мембран, сверхпроводников, а также для исследования реакций в каталитических поверхностях.

В пищевой химии МРТ может использоваться для проверки старения вина и его подлинности, для идентификации масел. Она может внести вклад в неразрушающее исследование механизмов, ответственных за разложение пищи. ЯМР методы высокого разрешения применяются в анализе сложных смесей различных экстрактов натуральных продуктов.



Рис. 51. Томограммы продуктов: помидор (а), лимон (б), яйцо (в)



В области клинических исследований развитие МРТ связано с созданием алгоритмов быстрого сбора данных, совершенствованием методов обработки данных. МРС может применяться в локализации и характеристике метаболитов в биологических жидкостях, в диагностике заболеваний и как неразрушающая процедура для идентификации тканей [16].

Для химиков, физиков и биологов МР-микроскопия возможно самый мощный инструмент изучения веществ на молекулярном уровне, т.к. регистрируемые сигналы изменяются согласно ядерной плотности и свойствам ядерного окружения. Поэтому можно локализовать в 3D объеме магнитные ядра, позволяющие получать изображения и наблюдать объекты с разрешением, достигающим 10^{-6} м. ЯМР микроскопия применяется для обнаружения микродефектов в пластмассовых трубах, алмазной локализации (чтобы избежать нарушений при процедурах, следующих за раскопками), даёт информацию о созревании плодов, лучших условиях обработки и температурах приготовления продуктов.

ГЛАВА 3. ПОЗИТРОННО-ЭМИССИОННАЯ ТОМОГРАФИЯ

В медицинской диагностике проходит много времени, прежде чем новая технология визуализации становится пригодной для клинической практики. Для правильной интерпретации изображения необходимо немало дополнительных исследований. На этом этапе сейчас находится позитронно-эмиссионная томография (ПЭТ).

В клинической практике ПЭТ используется с начала 1990-ых и в отличие от классических методов (таких как компьютерная и магнитно-резонансная томография), позволяющих получать только изображения анатомических структур и изменений в них, ПЭТ позволяет проводить количественный анализ биохимических или физиологических функций [17]. Эта информация часто позволяет выявить функциональные изменения, вызванные заболеванием, задолго до появления каких-либо морфологических изменений. В частности ПЭТ - единственный аппарат, позволяющий диагностировать опухоль на "нулевой" стадии.

3.1. Историческая справка

Методика ПЭТ отображения является комбинацией двух изобретений, представленных к Нобелевской премии - радиоактивного индикатора и принципов томографии.

В период с середины 40-х до начала 1950-х интерес к радиоактивным индикаторам был небольшим. Возможно, причиной стало открытие в 1940 Каменом и Рубеном ^{14}C , более универсального и эффективного атома, чем ^{11}C .

История ПЭТ началась в 1950-ых, когда появилась возможность отображения позитрона, испускающего нуклиды: фотоны с высокой энергией, произведенные при уничтожении позитрона, можно использовать для описания физиологического 3D распределения химического состава. В середине 1950-ых, Терпогосян выдвинул идею, что, несмотря на короткое время полураспада этих радионуклидов, они пригодны для изучения регионального метаболизма.

Первый прототип ПЭТ сканера появился в 1952 году Массачусетском госпитале после 6 месяцев разработки конструкции. Он имел всего лишь два детектора на основе йодистого натрия расположенных друг напротив друга и позволял получать изображения, основанные как на обнаружении совпадения событий, так и на дисбалансе. Дисбаланс одноканальных детекторов использовался для создания изображения на основе регистрации любого дисбаланса между каналами детекторов. Разрешение было низким, но чувствительность устройства все же позволяла обнаружить опухоль и ее пространственное положение относительно срединной линии мозга [2].

С середины 1950-ых до начала 1970-ых радионуклиды использовались

мало. С начала 1970-ых испускающие позитрон радионуклиды стали популярны и интерес к ПЭТ исследованиям возрос. Были созданы сложные алгоритмы реконструкции и усовершенствованы датчики.

В 1980х ПЭТ стал использоваться для динамических исследований метаболизма человека.

На развитие технологии ПЭТ повлияли три фактора:

1) большинство метаболических процессов в теле происходят достаточно быстро, чтобы следить за ними с помощью короткоживущих радионуклидов;

2) несмотря на короткое время жизни изотопов, стала возможна быстрая радиоактивная маркировка сложных молекул;

3) проникающее излучение, возникающее при уничтожении позитронов, показало, что можно локализовать этих позитроны.

Первые ПЭТ сканеры с множеством детекторов были созданы в начале 1960-ых в нескольких исследовательских центрах и представляли собой системы с кольцом из 32 датчиков и разрешением более 2 см, позволяющие получать единичные срезы. Это позволило повысить чувствительность метода и получить двумерное изображение.

В следующем поколении ПЭТ сканеров, появившемся в 1968 году был уменьшен размер датчика и добавлены дополнительные кольца, позволяющие одновременно получать несколько срезов с разрешением менее 1 см. Такие сканеры позволяли получать двумерные изображения срезов головного мозга; третья координата обнаруженных опухолей определялась по положению соответствующего среза.

В 1970 году для обработки полученных данных было предложено использовать алгоритм обратного проецирования. В конце 1970-ых ПЭТ сканеры стали использоваться для проведения коммерческих исследований.

Разрабатывались новые сканеры с большим числом датчиков для увеличения чувствительности и разрешения. После многих лет исследований, в Университете штата Пенсильвания было создано устройство, названное PENN-ПЭТ. Оно состояло из множества позитронных датчиков, расположенных вокруг отверстия для пациента в виде шестиугольника диаметром 50 см. PENN-ПЭТ давал высокую чувствительность и разрешение 5,5 мм и был менее сложен и дорог, чем системы с кольцом детекторов.

Дальнейшее усовершенствование ПЭТ-сканеров состоит в повышении пространственного разрешения, чувствительности детекторов, увеличении числа одновременно получаемых срезов, коррекции аттенюации и разработке новых алгоритмов реконструкции изображений.

Хотя в последние 20 лет ПЭТ использовалась преимущественно для научных исследований, ее роль как метода диагностики находится на стадии становления. В настоящее время основными областями клинического применения ПЭТ являются онкология, кардиология, неврология.

3.2. Этапы исследования и основные блоки сканера

Любое ПЭТ исследование состоит из нескольких основных этапов:

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

Система производства радиоизотопов состоит из трех основных частей:

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

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

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

Удалено: <sp>

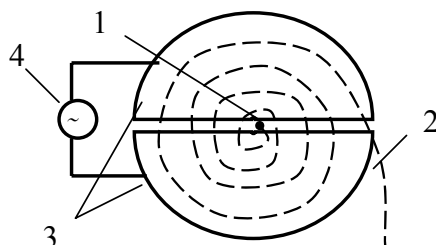


Рис 52. Схема движения частиц в циклотроне. 1 – источник тяжелых заряженных частиц (протонов, ионов); 2 – орбита ускоряемой частицы; 3 – ускоряющие электроды (дуанты); 4 – генератор ускоряющего поля. Магнитное поле направлено перпендикулярно плоскости рисунка

При попадании отрицательных ионов в вакуумную камеру они приобретают энергию благодаря высокочастотному переменному электрическому полю, индуцированному на дуантах. Ионы подвергаются воздействию элект-

трического поля и сильного магнитного поля, генерируемого электромагнитом. Когда отрицательные ионы долетают до края дуанта и влетают в зазор, РЧ-осциллятор меняет полярность на дуантах и ионы отталкиваются по мере входа в ранее положительно, а теперь отрицательно заряженный дуант. С каждым проходом зазора, энергия и радиус орбиты частиц возрастают и частицы двигаются по спирали. При достижении максимальных значений на последнем витке спирали включается отклоняющее электрическое поле, выводящее пучок наружу.

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

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

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

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

При распаде радиоактивного вещества происходит выброс (эмиссия) положительных частиц (позитронов), стабилизирующая ядро за счет устранения положительного заряда путем превращения протона в нейтрон. Позитрон проходит короткое расстояние (зависящее от его энергии) перед столкновением с электроном окружающей среды (рис. 53). Происходит объ-

единение позитрона с электроном среды (аннигиляция), частицы "уничтожают" друг друга, и их масса преобразуется в энергию, приводя к эмиссии двух противоположно направленных ($180^\circ \pm 0,25^\circ$) гамма-лучей (фотонов высокой энергии) с энергией 511 кэВ каждый.

Удалено: <sr>

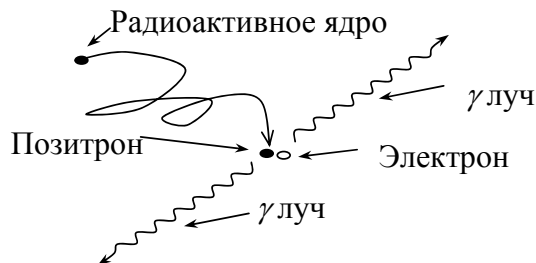


Рис. 53. Эмиссия гамма лучей

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

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

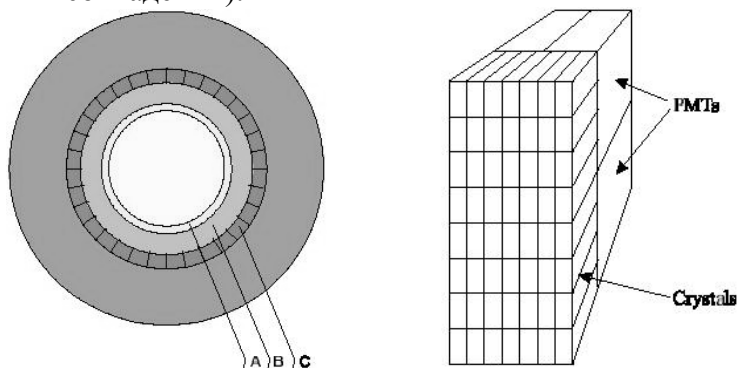


Рис. 54. Гентри ПЭТ сканера. А- цилиндрический источник для коррекции аттенюации, В- септа, С-детекторные блоки

Основным блоком ПЭТ сканера является гентри, внутри которого расположены детекторы (рис. 54) [21]. Множество детекторов образует кольцо диаметром 80-100 см и шириной 10-20 см. Для снижения влияния внешнего излучения, наружная поверхность кольца детекторов имеет свинцовый экран. Большинство сканеров может работать как в посрезовом режиме, когда

аксиальная коллимация создается тонкими вольфрамовыми кольцами называемыми септами, так и в трехмерном режиме, когда септа втягивается и совпадение регистрируется между всеми возможными парами детекторов.

Детекторы являются самыми важными компонентами ПЭТ сканера. В ряде случаев они похожи на используемые в однофотонном отображении: большие кристаллы йодистого натрия соединенные с фотоумножителями. В коммерческих томографах детекторы конструктивно представляют собой прямоугольную группу кристаллов (блок), т.к. более плотное расположение детекторов позволяет снизить потери пространственного разрешения и регистрации фотонов. Использование множества регистрирующих кристаллов предотвращает оптическую дисперсию света между отдельными элементами блока.

Сцинтилляционные детекторы (рис. 55), используемые в ПЭТ, состоят из сцинтиллятора, фотоэлектронного умножителя и электронной системы.

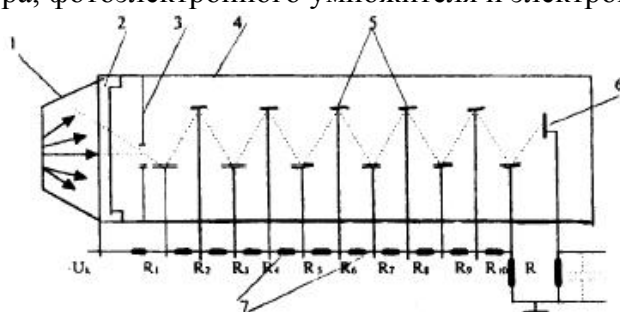


Рис. 55. Схема сцинтилляционного детектора: 1 - сцинтиллятор; 2 - фотокатод; 3 - диафрагма; 4 - корпус фотоумножителя; 5 - диноды; 6 - анод; 7 – делитель напряжения

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

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

Процесс люминесценции может осуществляться двумя путями. Если переходы из возбужденных энергетических состояний в основное разрешены, испускание света происходит в соответствии со средним временем жизни возбужденного состояния по обычным статистическим законам и называется флуоресценцией. Если переход из возбужденного состояния в основное запрещен, то возникает метастабильное состояние, среднее время жизни ко-

торого может быть значительно больше времени жизни обычного возбужденного состояния. В этом случае для испускания кванта света система должна перейти в более высокое энергетическое состояние, переход из которого в основное разрешен. Такой процесс называют фосфоресценцией.

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

Конверсионная эффективность – это отношение энергии световой вспышки, к энергии, потерянной заряженной частицей в сцинтилляторе, зависящее от типа и качества сцинтиллятора. Количество света, испускаемое сцинтиллятором, характеризуется световым выходом – отношением энергии среднего числа фотонов люминесценции к энергии, потерянной ионизирующей частицей в сцинтилляторе.

Т.к. световая вспышка сцинтиллятора регистрируется при помощи фотоэлектронного умножителя, область спектральной чувствительности которого лежит в диапазоне длин волн видимого света, то спектр частот, излучаемых сцинтиллятором, должен укладываться в чувствительной области ФЭУ. В большинстве случаев интенсивность вспышки I с течением времени t спадает по экспоненциальному закону:

$$I(t) = I_0 e^{-t/\tau} \quad (31)$$

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

Основные свойства сцинтилляторов определяются механизмом возбуждения и высвечивания. С этой точки зрения удобно разделить все известные сцинтиллирующие вещества на три группы: кристаллофосфоры или неорганические кристаллы (например, ZnS , NaI), органические кристаллы (например, антрацен, стильбен), инертные газы [11]. В медицине чаще всего используются сцинтилляторы в виде таллиевого кристалла, активированного йодидом натрия.

В решетке такого кристалла при взаимодействии атомов и ионов происходит возмущение энергетических уровней внешних электронов, что приводит к образованию чередующихся разрешенных и запрещенных областей (рис. 56). В обычных условиях нижние энергетические зоны кристалла заняты полностью (валентная зона), а более высокие - целиком не заполнены и электроны в них могут свободно перемещаться (зона проводимости), не получая дополнительной энергии. Самая верхняя валентная зона отделена от наиболее низкой зоны проводимости интервалом в несколько эВ. При возбуждении электроны переходят из валентной зоны в зону проводимости, образуя в валентной зоне электронную вакансию - дырку. При обратном переходе электронов из зоны проводимости в валентную зону возникает излучение с характерным для данного кристалла спектром – собственное излучение.

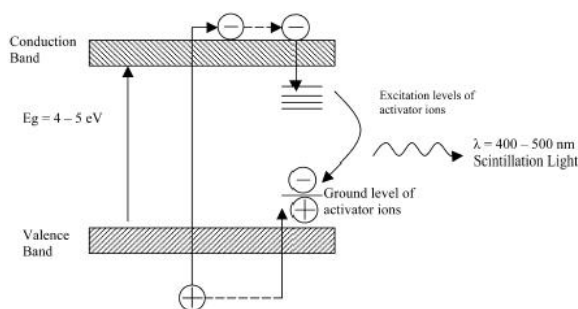


Рис. 56. Схема энергетических зон в неорганическом кристалле

При наличии в кристалле примесей, в запрещенной зоне могут возникать локальные энергетические уровни, лежащие вблизи валентной зоны. Если эти уровни не заняты, то на них могут попасть электроны, движущиеся в зоне проводимости. Если переход с этих уровней в валентную зону разрешен (люминесцентные центры), то возникает излучение, длина волны которого больше, чем в спектре поглощения. Таким образом, примеси сдвигают спектр излучения в сторону увеличения длин волн и к увеличению интенсивности свечения. Вместе с этим примеси создают дефекты в кристаллической решетке, и создают дополнительные метастабильные уровни, прямой переход с которых в валентную зону запрещен. Электроны с этих уровней могут перейти в зону проводимости при поглощении ими тепловой энергии колебаний решетки, а затем попасть в люминесцентные центры. Это приводит к замедленному испусканию фотонов (фосфоресценции).

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

В фотоумножителях часто применяется сурьмяно-цезиевый фотокатод, активированный кислородом. Фотокатод нанесен в виде тонкого полупрозрачного слоя на внутреннюю сторону торцевой стенки стеклянного баллона ФЭУ, диаметром 15 мм. Эмиттеры и анод изготовлены из металла. Для увеличения коэффициента вторичной эмиссии σ (среднего числа вторичных электронов, выбиваемых одним первичным электроном) эмиттеры покрыты пленкой вещества с малой работой выхода электронов. В ФЭУ электроны ускоряются и фокусируются с помощью электростатического поля, определяемого конфигурацией электродов и распределением потенциалов в них. Для подачи напряжения на электроды используется делитель, состоящий из омических сопротивлений. К концам делителя приложено напряжение U_k (800-1500 В) от источника высокого напряжения.

Световые кванты, падающие на фотокатод, вызывают фотоэффект. Возникшие при этом фотоэлектроны попадают в электрическое поле, ускоряются и фокусируются на первом эмиттере (диноде). При ударах электронов

о первый эмиттер происходит вторичная эмиссия. Выбитые электроны ускоряются в следующем межэлектродном промежутке и, попадая на второй эмиттер, вызывают в свою очередь вторичную эмиссию со второго и т.д. Таким образом, число электронов от эмиттера к эмиттеру лавинообразно нарастает. Электроны с последнего эмиттера собираются на аноде фотоумножителя. Если σ - коэффициент вторичной эмиссии на каждом эмиттере, то коэффициент усиления умножителя

$$k = q\sigma^n, \quad (32)$$

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

Величина коэффициента вторичной эмиссии σ прямопропорционально зависит от напряжения питания ФЭУ и в области больших ускоряющих напряжений имеет вид

$$\sigma = AUe^{-U/U_0} \quad (33)$$

где U – ускоряющее напряжение, приложенное между соседними динодами и пропорциональное напряжению на делителе U_k , A и U_0 – постоянные, определяемые свойствами материала поверхности эмиттера.

Коэффициент усиления умножителя имеет вид:

$$k = qA^n U^n e^{-nU/U_0} \quad (34)$$

Поскольку коэффициент вторичной эмиссии не зависит от числа падающих электронов, то ФЭУ представляет собой линейный прибор, т.е. заряд, приносимый лавиной на анод, пропорционален числу первичных фотоэлектронов, собираемых с фотокатода, и, следовательно, пропорционален интенсивности световой вспышки, попавшей на катод. Если импульсы тока на выходе достаточно велики, линейность может нарушаться за счет искажения поля пространственным зарядом в области анода и последних эмиттеров, а также за счет изменения потенциалов последних эмиттеров и анода. Оба фактора вызывают дефокусировку и тем самым нарушают линейность, которую полностью устранить нельзя. Расширению области линейности в данном случае способствует только увеличение разности потенциалов между последними эмиттерами и особенно между анодом и предыдущим динодом. Если к ФЭУ предъявляется требование линейности в широком диапазоне интенсивности световых вспышек, то это накладывает ограничение на величину коэффициента усиления. Другой причиной ограничения коэффициента усиления может явиться резкое возрастание шумов ФЭУ.

В сцинтилляционном детекторе свечение сцинтиллятора приводит к эмиссии с фотокатода сотен фотоэлектронов и полезные сигналы по величине в несколько раз превышают шумы. Чаще в сканерах используют германат висмута, который создает около 2500 фотонов света на 511 кэВ фотон и имеет время затухания 300 нс. Один блок содержит матрицу 7×8 кристаллов и четыре фотоумножителя. Каждый кристалл имеет сечение 3.3×6.25 мм

и глубину 30 мм.

Электронная система регистрирует импульсы электрического тока, в которые преобразуется световая вспышка.

Сцинтилляционные детекторы позволяют регистрировать все виды радиоактивного излучения, причем в отличие от газоразрядных счетчиков эффективность регистрации высокоэнергетичных γ -квантов может быть в сцинтилляционных детекторах очень большой (50 или даже 100%). Высокая временная разрешающая способность позволяет использовать сцинтилляционные детекторы при высоких скоростях счета и проводить измерения коротких интервалов вплоть до десятых долей секунды. При выборе детекторов производители томографов учитывают такие их свойства как длина аттенюации, эффективность обнаружения, плотность, яркость, время восстановления, коэффициент преломления, цена.

3.3. Реконструкция изображений

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

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

Удалено: <sp>

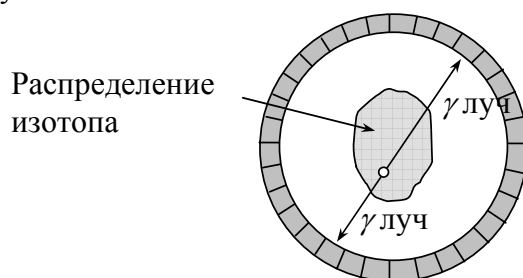


Рис. 57. Совпадающие детекторы в ПЭТ камере

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

топа. Подобно КТ и МРТ, отображение в ПЭТ косвенное и производится с помощью компьютерной реконструкции изображений [8]. Для реконструкции изображения необходимо получить распределение изотопа $g(x_1, x_2)$ внутри отображаемого объекта. Если обозначить коэффициент аттенюации тела как $f(x_1, x_2)$, то интенсивность излучения I , регистрируемая детекторами вдоль прямой линии L , определяется с помощью выражения

$$I = \int_L e^{-\int_{L(x)} f ds} g d\tau \quad (35)$$

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

Поскольку в ПЭТ источник испускает две противоположно направленные частицы и излучение в обоих направлениях измеряется одновременно, выражение (35) можно переписать как

$$I = \int_L e^{-\int_{L_+(x)} f ds - \int_{L_-(x)} f ds} g d\tau \quad (36)$$

где L_+ , L_- – отрезки линии L , разделенной на участки точкой x . Поскольку $L_+ + L_- = L$, то выражение (36) приобретает вид

$$I = e^{-\int_L f d\tau} \int_L g d\tau \quad (37)$$

Поскольку значения I и $f(x_1, x_2)$ известны из измерений, основной математической задачей ПЭТ является определение функции $g(x_1, x_2)$ по ее известным линейным интегралам. Эта математическая задача идентична задаче компьютерной томографии, рассмотренной выше.

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

3.4. Аппаратное обеспечение и контроль качества

Использование ПЭТ в клинике накладывает требования на характеристики и производительность аппаратного и программного обеспечения цифровой обработки, отличающегося от систем, используемых в исследовательской деятельности. Разрешающая способность ПЭТ должна быть сбалансирована приемлемым уровнем шума изображений и высокой пропускной способностью системы. Для большинства ПЭТ систем приемлемым является внутреннее разрешение 6 мм по всем пространственным направлениям, позволяющее реконструировать изображения с разрешением в 8-10 мм. Такие системы имеют показатель расстояния дискретизации равный 3 мм по всем пространственным направлениям. Относительно однородное разрешение и дискретизация делает их пригодными к 3D визуализации.

Пропускная способность - один из важных показателей системы. Часто требуется быстро подготовить томограф к следующему исследованию, получить, реконструировать и обработать данные, напечатать и заархивировать данные. Система должна позволять проводить исследования в нескольких режимах, включая статические, динамические, синхронизированные и прямолинейные исследования.

Поле обзора ПЭТ сканеров должно позволять проводить как исследования отдельных органов, так и всего тела. Поле обзора таких систем равно 60 см. Аксиальное поле обзора большинства современных томографов ограничивается приблизительно 10 см, что накладывает некоторые ограничения на исследования. Для используемых в клинике систем желательно расширить аксиальное поле обзора до 15 - 20 см, что позволит повысить эффективность исследований. Однако, из-за того, что детекторы вносят существенный вклад в стоимость томографа, возникает вопрос о предельной приемлемой стоимости ПЭТ сканера.

Современные ПЭТ сканеры имеют до 16 плоскостей колец, что обеспечивает суммарно 31 поперечную плоскость. Разрешение составляет приблизительно 5 мм по всем направлениям. С дискретизацией 3 мм можно проводить исследования без изменений положений детекторов.

Клинический ПЭТ сканер должен поддерживать широкий диапазон скоростей счета без существенных потерь в разрешающей способности и линейности. В большинстве исследований, вводимая активность не требует предельных скоростей счета. Но в кардиоисследованиях вводимая активность может требовать высоких скоростей счета, что приводит к существенным простоям аппаратуры. Большинство систем имеют встроенную систему коррекции простоя, обеспечивая линейную реакцию на вводимую активность. Однако, при таких высоких скоростях счета могут происходить потери в разрешении из-за наложения событий.

Важным аспектом клинической ПЭТ является необходимость быстрого и

эффективном программном и аппаратном обеспечении, отвечающим за цифровую обработку. После завершения сбора информации, программное обеспечение должно позволять формировать предварительные изображения до ухода пациента. Конечные изображения при стандартных исследованиях должны быть готовы в течение одного часа после окончания исследования, что требует максимальной автоматизации процесса. Для обработки данных всех проведенных исследований необходима дополнительная мощность, реализуемая путем установки дополнительных рабочих станций и наличие единой сети для обмена информацией между станциями.

3.5. Артефакты изображений в ПЭТ

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

3.5.1. Аппаратные артефакты

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

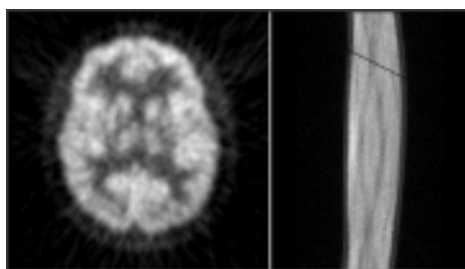


Рис. 58. Отказ детектора

В ПЭТ с модельными детекторными системами (в которых группы сцинтилляторов связаны с общей группой фотоумножителей), отказ одного фотоумножителя затронет большее число каналов детекторов и рябь на изображении будет более выражена, чем при отказе одного детектора. На синнограмме этот отказ отобразится в виде широкой наклонной полосы. В отличие от отказа одного детектора, отказ детекторного модуля приведет к появлению артефактов на нескольких отображаемых плоскостях.

Детекторы в ПЭТ обычно группируются в корзины или кассеты. Поток данных от детекторов корзины обычно управляет корзинный контрол-

лер. Отказ контроллера затронет большое число детекторов, что также отразится на синограмме в виде широкой полосы. На изображениях данный артефакт иногда менее выражен, чем в случае с выпадением одного модуля, что вызвано наложением нескольких волнообразных веерных искажений друг на друга.

После регистрации события совпадения сканером, событие сортируется и считается в гистограммной памяти. Ошибки здесь возникают когда одна или более ячейки памяти не обнуляются правильным образом и заполнены ошибочным числом событий. На синограмме артефакт ошибки памяти отображается в виде одного или множества горячих пятен. После реконструкции данных эти горячие пятна преобразуются одиночные полосы на изображении. Этот артефакт можно убрать вручную путем удаления горячих пятен из синограммы и повторной реконструкции данных. Один из лучших способов проверки функциональности ПЭТ - пробный сбор данных с вращающимся в плоскости источником. Визуальная проверка полученных синограмм обычно позволяет обнаружить любой тип аппаратной неисправности. Этот тест является частью ежедневной проверки качества.

Артефакт аппаратного обеспечения цифровой обработки напоминает кольцевые артефакты, присутствующие в КТ-системах с вращающимися детекторными модулями, где один или более детекторов неисправны. Однако в ПЭТ-системе любой отказ детектора дает веерообразный артефакт. Если происходят сбои в сортировке аппаратных средств, на синограммах будут видны вертикальные полосы.

3.5.2. Артефакты сбора данных

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

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

Артефакты, вызванные самим гентри, отражаются на изображениях в виде ряда полос, которые похожи на веерообразные артефакты, вызванные отказом детектора (рис. 59). Однако, синограмма говорит не о повреждении детектора, а о присутствии в поле обзора области с очень высокой интен-

сивностью. Это может быть вызвано тем, что в катетере инъекции остался радиофармпрепарат. Если изменить масштаб изображения, то можно заметить, что полосы исходят из области высокой интенсивности.

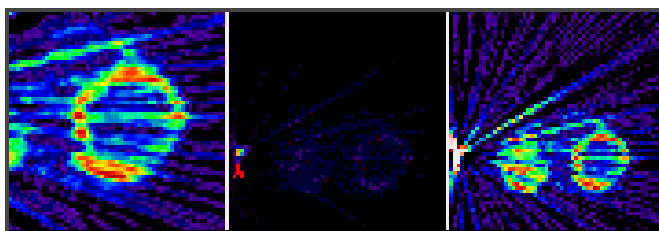


Рис. 59. Артефакты, вызванные гентри

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

3.5.3. Артефакты обработки данных

Эти артефакты обычно появляются при использовании введении неправильных параметров обработки данных (неослабленная коррекция, ошибочный фильтр реконструкции и т.д.). Так как чаще обработка требует минимального взаимодействия системы с оператором, эти артефакты встречаются менее часто (рис. 60).

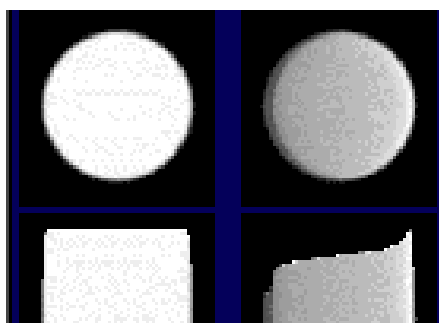


Рис. 60. Моделируемый цилиндр с профилем в виде эллипса, полученного из-за неточного выравнивания и смещения на 1 см (справа)

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

Другим возможным артефактом алгоритма определение эллипса является диаметр эллипса. Данный артефакт оставляет однородность на достаточно хорошем уровне, но отмечаются нарушения в коррекции границ.

Если выбран неправильный коэффициент ослабления для области выбранного эллипса, то можно увидеть небольшую недооценку или переоценку распределения активности.

3.6. Радионуклиды, используемые в ПЭТ

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

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

Таблица 5. Радиоизотопы, используемые в ПЭТ

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

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

Изотопы ^{15}O , ^{13}N и ^{11}C имеют короткий период полураспада что накладывает ограничения на их использование в клинических исследованиях и требует близкого расположения ПЭТ сканера и циклотрона.

Раньше короткое время жизни было серьезной проблемой для проведения исследований. Для создания изотопов центр должен иметь ускоритель частиц и штат ядерных физиков. Если возможности синтеза изотопов нет, они транспортируются к месту проведения исследования. В последние годы ПЭТ быстро развивалась главным образом из-за множества новых радиоактивных индикаторов, доступных для исследований человека.

3.7. Достоинства и недостатки ПЭТ

Системы ПЭТ универсальны, они используют все типы позитронных излучателей. Их отличает 100% достоверность диагностических результатов, которая достигается использованием поправок на нормализацию, мертвое время счетчика, затухание, рассеяние и распад, а также качественной и количественной обработкой информации. Они просты в использовании, имеют стандартные протоколы и автоматизированный контроль качества. ПЭТ сканеры позволяют параллельно собирать и обрабатывать данные, реконструировать изображения, анализировать результаты, что существенно повышает пропускную способность.

Поскольку период полураспада радиоизотопов мал, лучевое облучение чрезвычайно мало и не затрагивает нормальные процессы тела. Это позволяет при необходимости проводить повторные исследования.

Изображения, получаемые в ПЭТ, чаще всего представлены в соответствии с цветной шкалой, что делает результаты исследования более наглядными для диагностики. Например, здоровая ткань использует глюкозу для пополнения энергии и накапливает часть радиоактивной глюкозы. Злокачественная ткань потребляет больше глюкозы, чем здоровая и на ПЭТ изображении будет более яркой, чем нормальная ткань.

Конструкция современных ПЭТ сканеров позволяет проводить исследования не только головного мозга, но и внутренних органов, что важно для раннего обнаружения злокачественных изменений.

Одним из условий получения правильной картины распределения изотопа является отсутствие его перераспределения при проведении сканирования. В ряде случаев ПЭТ может дать ложные результаты, если химический баланс пациента нарушен. Например, у диабетиков причиной этого может послужить высокое содержание сахара или инсулина в крови.

Возможности использования ПЭТ ограничиваются дороговизной томографов и необходимостью размещения их вблизи циклотрона. Создание новых радиофармпрепаратов, имеющих период полураспада несколько часов, позволяет частично решить ее. Кроме того, радиоизотоп рубидия-82 (период полураспада 76 с) можно получить не используя циклотрон. Этот изотоп создается с помощью разработанного в институте ядерных исследований им. Курчатова (Москва) генератора рубидия-82 и позволяет проводить исследования перфузии миокарда с высокой чувствительностью.

Ценность ПЭТ растет при совместном проведении с другими исследованиями (КТ, МРТ).

3.8. ПЭТ/КТ сканеры

Сравнительно недавно появились новые диагностические устройства - ПЭТ/КТ сканеры. Они позволяют в одном исследовании получать функциональную (ПЭТ) и структурную (КТ) информацию, что достигается совмещением ПЭТ и КТ изображений. Кроме того, данные КТ могут использоваться для коррекции аттенюации ПЭТ изображений, что сокращает время исследования на 30%-40%. Эти преимущества делают ПЭТ/КТ более предпочтительным методом, чем обычное ПЭТ исследование. Недостатком метода является возникновение артефактов и количественных ошибок на ПЭТ изображениях при коррекции аттенюации на основе данных КТ [29]. Например, использование контрастирующих веществ и наличие металлических имплантов может привести к переоценки активности препарата в исследуемой области. Дыхание пациента приводит к несоответствию данных КТ и ПЭТ исследований (разные поля сбора данных) и артефактам

Конструктивно ПЭТ/КТ сканер представляет собой позитронно-эмиссионный и компьютерный томографы, размещенные в одном гентри (обычно КТ блок расположен перед ПЭТ блоком). Современные ПЭТ/КТ сканеры имеют апертуру гентри 70 см и ширину 100 см. Оба сканера могут использоваться как вместе, так и независимо друг от друга. КТ сканер может быть многосрезовым с пошаговым или спиральным режимами сбора данных и различными скоростями вращения трубки; ПЭТ сканер может работать в двух или трехмерном режимах.

Первым этапом сбора данных является получения базового изображения, служащего для задания границ области ПЭТ/КТ исследования. КТ изображения получают при напряжении 100-140 кВ и различных силах тока (в зависимости от цели исследования). Затем пациент автоматически перемещается в ПЭТ сканер и позиционируется в то же анатомическое положение. Сбор данных на этом этапе занимает 3-5 минут, затем ПЭТ изображения реконструируются с учетом коррекции на аттенюацию по КТ изображениям. Полученные КТ изображения имеют матрицу 512x512, а ПЭТ изображения - матрицу 128x128.

Одновременное получение функциональной и анатомической информации позволяет повысить качество исследования за счёт улучшения качества изображения и повышения точности определения пространственной локализации образований до 98%. Анализ спроса на медицинскую технику показывает увеличение продаж ПЭТ/КТ сканеров на 65% за последние 3 года, что вызвано прежде всего преимуществами данного метода.

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

3.9. Области применения ПЭТ в медицине

ПЭТ используется в различных областях медицины [26].

Около 80% клинических ПЭТ исследований проводится в области онкологии, они позволяют дифференцировать злокачественные и доброкачественные образования, определять степень распространения опухолей с чувствительностью, близкой к 100%. Исследования всего тела, занимающие 60-70 минут, позволяют определить метастазы любой локализации. ПЭТ не имеет альтернативы при ранней (через 1-2 недели) оценке результатов химиотерапии.

В кардиологии ПЭТ позволяет получать информацию о кровоснабжении миокарда, скорости метаболических процессов, оценить признаки болезни коронарной артерии, контролировать эффективность лечения. Для таких исследований используются ультракороткоживущие изотопы (^{13}N , ^{18}F , ^{11}C). Данные ПЭТ важны при планировании аортокоронарного шунтирования.

В неврологии ПЭТ используется для обнаружения неврологических болезней, включая эпилепсию, опухоли, дифференциации психических заболеваний. ПЭТ дает сведения о кровообращении мозга, скорости усваивания кислорода и глюкозы, отображает другие физиологические процессы.

ПЭТ используется для измерения метаболизма глюкозы (единственного источника энергии клеток). Примерно через 40 минут после внутривенного введения радиоактивной глюкозы (чаще это изотоп ^{18}F ДГ), радиоизотоп поступает в клетки и достигает равновесия. Затем его распределение измеряется в различных срезах.

Подобные исследования проводятся при исследованиях болезней почек. Почки отличаются высоким уровнем метаболизма и поток крови, из-за чего регистрируемое изображение имеет высокое соотношение сигнал/шум.

Также ПЭТ используется при изучении механизмов мозга, лежащих в основе человеческого сознания: для исследования мозговой организации внимания, эмоций, мышления, творчества, общего интеллекта, способности ориентироваться, т.е. всех аспектов деятельности мозга, которые делают его настолько неповторимым и сложным объектом. Исследования проводятся путём измерения распределения потока крови в мозге. Предполагается, что увеличение потока крови связано с увеличенной функциональной деятельностью. Чтобы достигнуть активации радиоизотопа (^{15}O) требуется примерно 3-5 минут, после чего можно измерить его распределение. Затем с помощью кодируемых цветом изображений можно видеть, где мозг активизирован во время некоторых действий. Например, когда человек говорит или читает, правое полушарие мозга "светится".

В ряде научных центров с помощью ПЭТ проводят исследования лекарств, их распределение и действие на организм.

ГЛАВА 4. ЦИФРОВЫЕ ТЕХНОЛОГИИ И ОБМЕН ИНФОРМАЦИЕЙ

Необходимость повышения качества исследований вызвала развитие информационных технологий (ИТ) и отказ крупнейших производителей медицинской техники от ряда традиционных технологий в пользу разработки и развития высокоинформативных диагностических средств. Современные аппараты дают изображения в цифровом виде, что позволяет выполнять достаточно сложную компьютерную обработку (например, наложение изображений разных диагностических устройств), интегрировать устройства в клиническую сеть, производить электронный обмен данными между учреждениями. Однако сложность реализации электронной передачи данных и интеграции устройств в единую сеть связана с возможной несовместимостью аппаратных и программных средств у различных производителей [46]. Не всегда удается совместить устройства одной фирмы-изготовителя, поскольку с течением времени менялись модели встраиваемых компьютеров, версии системного и прикладного программного обеспечения, форматы хранения и передачи медицинских данных.

Развитие компьютерных технологий в медицине вызвало необходимость создания единых международных стандартов обмена медицинскими данными. В разных странах этот вопрос решается по-разному поэтому существует множество различных медицинских стандартов: ASTM, ASC X12, IEEE/MEDIX, NCPDP, HL7, DICOM и т.п. Как правило, стандарты носят названия групп/комитетов и прочих некоммерческих организаций их разрабатывающих.

Каждая группа по разработке стандартов имеет некоторую специализацию, так ASC X12N занимается внешними стандартами обмена электронными документами, ASTM E31.11 - стандартами обмена данными лабораторных тестов, IEEE P1157 - стандартами обмена медицинскими данными ("MEDIX"), ACR/NEMA DICOM - стандартами, связанными с обменом изображениями и т.д.

Наиболее серьезные и интенсивно развивающиеся стандарты находят программно-аппаратную поддержку у крупных производителей медицинской техники. В ряде стран, вопросы стандартизации обмена медицинскими данными решаются достаточно глобально. Например, в США, в 1996 году Американским национальным институтом стандартов (ANSI) был утвержден национальный стандарт обмена медицинскими данными в электронном виде HL7 (Health Level 7). Его первая версия была разработана в 1987 году, а сейчас широко распространена версия 2.2. Основная цель HL7 состоит в стандартизации обмена данными между медицинскими компьютерными приложениями, исключаящей или значительно снижающей необходимость разработки и реализации специализированных интерфейсов, тре-

бующихся при отсутствии единого стандарта. Также целью HL7 является электронный обмен информацией при использовании широкого спектра коммуникационных сред, включая менее полные по сравнению с OSI. Так как HL7 стандартизирует обмен данными, а не прикладные системы, занимающиеся этим обменом, то методы применения HL7 в различных учреждениях могут существенно отличаться.

Сейчас дистанционная передача графических изображений по линиям связи возможна благодаря поддерживаемому большинством производителей протоколу связи DICOM 3.0, выполняющему функцию стандартизации разнообразной медицинской графической информации и переводящему аналоговое изображение в цифровое.

Другим интенсивно развивающимся медицинским стандартом является DICOM, описывающий "паспортные" данные пациента, условия проведения исследования и т.п., для последующей медицинской интерпретации данного изображения. DICOM в настоящее время является основным медицинским коммуникационным стандартом для передачи изображений. Более того, другие стандарты, например HL7, используют формат стандарта DICOM для передачи изображений.

4.1. История разработки стандарта DICOM

Разработка стандарта DICOM началась в начале 80-х годов, когда проблема интеграции сложных цифровых устройств лучевой диагностики стояла уже достаточно остро. В 1983 году Американским Колледжем Радиологии (American College of Radiology, ACR) и Национальной ассоциацией производителей электронного оборудования (NEMA) США был создан объединенный комитет, в задачи которого входила разработка стандарта, обеспечивающего передачу цифровых медицинских изображений, не зависящую от производителей диагностического оборудования, и способствующую:

1. развитию систем архивирования и передачи изображений (PACS),
2. обеспечению их взаимодействия с автоматизированными больничными информационными системами,
3. созданию баз данных, содержащих диагностическую информацию, получаемую с помощью большого числа удаленных друг от друга устройств различных типов.

DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine, Цифровые изображения и обмен ими в медицине) - индустриальный стандарт для передачи радиологических изображений и другой медицинской информации между компьютерами, опирающийся на стандарт Open System Interconnection (OSI), разработанный Международной Организацией по Стандартизации (International Standards Organization).

Первая версия стандарта (DICOM 1.0) появилась в 1985г. и вторая (DICOM 2.0) – в 1988г. Для поддержки развития и демонстрации DICOM 3.0

Комитет по электронным коммуникациям Радиологического общества Северной Америки (Radiological Society of North America, Inc., RSNA) в 1992 году начал работу с секцией MedPacs ACR-NEMA. Этот комитет, возглавляемый Робертом Хайнделем (Robert Hindel, PhD), представил концепцию "Центрального тестового узла" (central test node, CTN), центральной точки обмена необходимой информацией о передаче данных между медицинским оборудованием различных производителей.

При поддержке RSNA, Лаборатория Электронной Радиологии (Electronic Radiology Laboratory, ERL) Института Радиологии Маллинкродта (Mallinckrodt Institute of Radiology, MIR) разработала программное обеспечение, которое первое в своем роде включало поддержку спецификации DICOM 3.0. Данное программное обеспечение было установлено в CTN для демонстрации применения стандарта в локальной компьютерной сети секции infoRAD на ассамблее RSNA '92. Позднее ERL выпустила более развитое ПО. В январе 1994 года в целях помощи разработчикам в понимании сущности стандарта, рабочая версия, исходные коды и документация этого программного обеспечения были опубликованы на ftp-серверах RSNA и MIR для бесплатного доступа.

В разработке стандарта DICOM участвовали следующие организации:

Американский Радиологический Колледж (ACR);

- Институт Радиологии Маллинкродта (Mallinckrodt Institute of Radiology, MIR);
- Национальная ассоциация производителей электронного оборудования (NEMA);
- Радиологическое общество Северной Америки (Radiological Society of North America, RSNA).

Третья версия стандарта (DICOM 3.0) была выпущена в 1991 году и перерабатывалась до 1993 года. Она явилась существенным шагом вперед, поскольку ее можно было использовать в сетевых средах с использованием стандартных протоколов, например TCP/IP; в ней были описаны уровни совместимости со стандартом, семантика программных команд и ассоциированных с ними данных; структура стандарта была приведена в соответствие с директивами ISO (1989), что существенно отличает DICOM от HL7. Стандарт DICOM версии 3.0 предназначен для передачи медицинских изображений, получаемых с помощью 29 методов диагностики и широко распространен в США, Японии, Германии и других странах. Крупнейшие производители диагностического оборудования начали планировать в составе своих систем возможность обмена изображениями в стандарте DICOM 3.0.

Стандарт имеет технологию для уникальной идентификации любого информационного объекта при сетевом взаимодействии, применяет сжатие изображений по стандарту JPEG. В качестве файловой системы использует FAT (совместимую с DOS версии 4.0 и выше) и поддерживает различные

форматы физических носителей: дискеты 1.44М, МОД, CD. Появившись как корпоративный, DICOM стал стандартом де-факто и встраивается в оборудование крупнейших производителей радиологического оборудования и большинство систем PACS. Он поддерживается национальными организациями по стандартам - CEN TC251 в Европе и JIRA в Японии.

Трудности передачи медицинского изображения связаны с необходимостью иметь кроме самого снимка достаточно подробные сведения об условиях, в которых он был сделан, а также сведения о состоянии и положении пациента в момент получения изображения, т.к. часто приходится сравнивать изображения одного объекта, полученные в разное время и в разных условиях. Формализация подобных данных представляет собой сложную задачу, постановка которой зависит от целей дальнейшего использования указанных сведений. Именно формализация описания условий получения и хранения изображений, а также сведений о состоянии пациента, является основной целью разработки стандартов электронной передачи медицинских изображений. Стандарт DICOM определяет термин "сложное изображение", которое представляет собой элемент серии изображений, полученной при исследовании одного и того же пациента. Кроме элементарного изображения, компонентами сложного изображения могут быть несколько кривых (например, задающих область интереса на обзорном снимке), наложений (растровых текстов с параметрами исследования, фамилией врача и т.д.), несколько таблиц преобразования пикселей изображения при его визуализации.

Стандарт DICOM состоит из 13 частей, из которых в версии DICOM 3.0 представлены первые 9:

1. Введение. Описываются история разработки стандарта, его назначение и структура.

2. Соответствие стандарту. Указываются структура сертификата соответствия стандарту и критерии, совместимости диагностического оборудования со стандартом DICOM.

3. Определение информационных объектов. Предлагается информационная модель "реального мира", описывающая взаимоотношения между нормализованными объектами (пациент, устройство) и составными (исследования, изображения и др., наследующими некоторые атрибуты нормализованных объектов).

4. Спецификации классов операций. Специфицируются классы действий или операций, которые могут выполняться над информационными объектами. Вводится понятие операция-объект SOP (service-object pair). Разработчики стандарта исходили из того, что применение операции к объекту может быть ограничено его свойствами, поэтому есть нужда в отдельном описании классов SOP. Например, для класса операций Хранение выделяются отдельные стандартные классы операций-объектов Хранение изображений

цифровой радиографии, Хранение ультразвуковых изображений, Хранение наложений, Хранение таблицы преобразования пикселей и т.д. Аналогичные пары выделяются для операции Запрос/извлечение и пр.

5. Структура и семантика данных. Описываются типы данных и правила кодирования, используемые при передаче данных из одной системы в другую. Специфицируются форматы передачи изображений. Стандарт допускает передачу исходных и уплотненных изображений; особо описывается синтаксис передачи при использовании неискажающих и искажающих алгоритмов уплотнения JPEG. Допускаются другие, не специфицируемые в стандарте алгоритмы уплотнения.

6. Словарь данных. Приводится полный список элементов данных, описанных в стандарте DICOM. Каждый элемент данных идентифицируется парой целых чисел, например пара (0018,5100) идентифицирует описание положения пациента по отношению к устройству в момент проведения исследования. Кроме идентификатора, приводятся имя элемента, характеристика его значения (строка символов, число и т.д.) и допустимое число повторений элемента в сообщении.

7. Обмен сообщениями. Описывается структура команд и протокола обмена сообщениями. Изложение этой части существенно опирается на соответствующие стандарты Модели взаимодействия открытых систем OSI (ISO 8222 и ISO 8649).

8. Обеспечение обмена сообщениями в сетевых средах. Определяются необходимые компоненты системы обмена сообщениями в сетевых средах, использующих протокол TCP/IP.

9. Обеспечение обмена сообщениями при прямой связи абонентов (point-to-point). Приводится подробное описание прямого взаимодействия двух устройств, в т.ч. назначение каждой ножки 50-контактного разъема, уровня передаваемых сигналов, их временные характеристики и т.д.

На стадии разработки и утверждения находятся еще 4 части стандарта:

10. Носители данных и форматы файлов. Описываются теоретические основы хранения медицинских изображений на внешних носителях данных.

11. Прикладные характеристики хранения данных на внешних носителях. Описываются требования к данным, которые должны храниться на внешних носителях, описания имеют клиническую направленность.

12. Форматы носителей и физическая среда хранения данных. Специфицируются различные носители данных, которые могут использоваться для хранения медицинских изображений (например, дискеты 3.5", компакт-диски CD ROM, магнитооптические диски и т.д.).

13. Управление выводом на печатающие устройства при прямом соединении. Описываются протоколы и операции, необходимые для вывода изображения на печатающее устройство. Вывод осуществляется системой-исполнителем, напрямую соединенной с системой-инициатором вывода.

4.2. Структура DICOM файла

Во многих медицинских задачах принципиальное значение имеет формат обрабатываемых изображений. Если планируется использование данных широким кругом получателей и последующая обработка результатов исследования, по следует пользоваться форматом передачи данных, описанным в международном стандарте DICOM [7].

Файл, хранящий одно изображение в стандарте DICOM является сложной структурой данных, включающей в себя не только непосредственно изображений, но и сопутствующую информацию, такую как: данные об оборудовании, на котором проводилось исследование; описание проведенного исследования; параметры и описание серии; системы координат связанной с изображением; атрибуты, определяющие само изображение; текстово-графические элементы, графики и комментарии, выполняемые медицинским персоналом и атрибуты, описывающие преобразования над полученными данными и т.д. Подробное описание структуры любого DICOM-файла приведено в части 10 стандарта.

Отдельный DICOM файл содержит как заголовок (который хранит информацию об имени пациента, типе исследования, размере изображения и т.д), так и все данные изображения (которые могут содержать информацию в трех измерениях). Это его отличие от популярного формата Analyze, который хранит данные изображения в одном файле (*.img) и данных заголовка в другом файле (*.hdr). Другое различие между DICOM и Analyze в том, что данные DICOM изображения могут быть сжаты для уменьшения размера изображения. Файлы могут быть сжаты, используя методы с потерей данных или без потерь в формате JPEG, так же как формат без потерь Run-Length Encoding (который является идентичным сжатию битов, используемому в изображениях формата TIFF).

Первые 794 байта DICOM файла используются для DICOM заголовка, который описывает размерность изображения и сохраняет другую текстовую информацию об исследовании. Размер заголовка изменяется в зависимости от количества сохраненной в заголовке информации. Данные изображения следуют за информацией заголовка.

Заметим, что DICOM первые 128 байт в файле не используются (заполнены нолями), за ними следуют символы 'D', 'I', 'C', 'M'. Далее следует определенным образом сгруппированная информация заголовка, занимающая 794 байта. В заголовке содержатся данные о модальности устройства и его производителе, фотометрическая информация, версия программного обеспечения, условия исследований, параметры сканирования, количество элементов изображения, синтаксис передачи данных, введенная информация о пациенте и др.

Любой DICOM-файл имеет идентификационный номер (File ID), записанный в заголовке. Идентификационный номер имеет до восьми компо-

нент, каждая из которых может содержать до восьми символов. Это позволяет работать с данными в режиме иерархической структуры.

Отсутствие необходимых элементов заголовка изображения является нарушением DICOM стандарта, поскольку это может привести к неверной диагностической интерпретации данных. Большинство просмотревых программ DICOM формата не проверяет наличие большинства этих элементов, извлекая только информацию заголовка, которая описывает размер изображения.

Стандарт NEMA предшествовал DICOM, его структура очень похожа и много тех же самых элементов. Главное различие - формат NEMA не имеет 128-байтового буфера данных или префикса 'DICM'.

Важен элемент, определяющий синтаксис передачи. Он говорит о структуре данных изображения, показывая, были ли данные сжаты. Многие DICOM-программы могут работать только с несжатыми данными. DICOM изображения могут быть сжаты как обычной JPEG схемой сжатия с потерями (где теряется часть высокочастотной информации) так и JPEG схемой без потерь, которая редко применяется вне медицинского отображения (это оригинал и редкий Huffman JPEG без потерь, а не более поздний и эффективный алгоритм JPEG-LS). Эти коды описаны в части 5 DICOM стандарта.

Синтаксис передачи UID также говорит о порядке байта в наборе данных. Различные компьютеры хранят целые числа по-разному. Поэтому, для некоторых данных возможно требуется изменить порядок данных в соответствии используемому компьютером.

Для большинства MPT и КТ используемая фотометрическая интерпретация монохромна (например, обычно изображенная пикселями в серой шкале). В DICOM этим монохромным изображениям сопоставляют фотометрическую интерпретацию 'MONOCHROME1' (малые значения темные, большие значения dim) или 'MONOCHROME2' (низкие значения темные, большие значения яркие). Однако, целый ряд медицинских изображений (УЗИ, позитронно-эмиссионные томограммы и др.) содержат цвет, поэтому они описываются различными фотометрическими интерпретациями (например, палитра, RGB, CMYK, YBR, и т.д.). Некоторые цветные изображения (например, RGB) хранят 3 цвета в каждом пикселе (красный, зеленый и синий), в то время как монохромные и палитровые изображения обычно хранят только один образец на изображение. Каждое изображение хранит 8 бит (256 уровней) или 16 битов (65 535 уровней), хотя некоторые сканеры сохраняют данные в 12 или 32 битном разрешении. Так что RGB изображение, хранящее 3 образца в пикселе в 8 битах может потенциально описать 16 миллионов цветов (256^3).

4.3. Центр окна и ширина окна (яркость и контраст)

В медицинском отображении обычно говорят о центре окна (window level, L) и ширине окна (window width, W) изображения.

Уровнем окна называют некоторое центральное значение интенсивностей пикселей изображения. Как правило, по умолчанию задается некоторое среднее значение интенсивности для всего обрабатываемого набора данных изображения.

Ширина окна позволяет задавать диапазон интенсивностей пикселей изображения относительно выбранного уровня окна. Всем пикселям, интенсивность которых меньше нижней границы выбранного окна присваивается нулевое значение (черные на изображении), а всем пикселям, интенсивность которых больше верхней границы – присваивается максимальная интенсивность (яркие на изображении). Выбор ширины окна позволяет растянуть тона изображения на полный диапазон яркостей.

Изменение ширины окна меняет контрастность изображения, и изменение уровня окна – его яркость. Эти значения особенно важны для рентгена, компьютерных или позитронно-эмиссионных томографов, которые создают последовательно калиброванные интенсивности, что позволяет использовать определенную пару L/W для каждого изображения. Например в компьютерной томографии при исследованиях легких используют окно с уровнем -500 HU и шириной 1500 HU, при исследовании костной системы задают окно с уровнем 500 HU и шириной 2500 HU, в то время как для просмотра изображений печени наиболее оптимальным является окно с уровнем 50 HU и шириной 150 HU.

В магнитно-резонансной томографии контраст изображений относителен и зависит от конкретного исследуемого объекта и вида изображения. Поэтому выбранный уровень и ширина окна, наилучшие для одного протокола, вероятно, не подойдут для другого протокола исследования или другого аппарата.

Информационные технологии активно внедряются в различные направления медицины, становясь мощным инструментом в руках врачей. Роль ИТ в медицине сегодня столь же разнопланова, насколько разнообразна сама медицина, и уже можно с уверенностью сказать: ИТ не просто дополняют медицину, они выводят ее на новый качественный уровень.

4.4. Подходы к интеграции диагностического оборудования

Информационные технологии имеют ряд преимуществ по сравнению с традиционными методами ведения карт пациентов и использованием пленок при работе с изображениями:

- мультимодальное 2D и 3D совмещение изображений и их обработка;
- информация о пациенте доступна различным специалистам, в т.ч. и вне клиники;
- цифровая форма изображений обеспечивает экономию материалов, времени, а также площадей отводимых под архив.

Интеграция устройств медицинской визуализации в российские информационные системы оказывается затруднительной, т.к. большая их часть произведена за пределами нашей страны и программное обеспечение таких устройств не русифицировано. Облегчить задачу интеграции может использование стандарта DICOM при создании изображений.

Структура сообщений стандарта DICOM позволяет вычлени из сообщений само изображение, игнорируя другую информацию. Тем самым разработчик может начать с самой простой задачи - приема и визуализации изображений, передаваемых с устройств вторичного сбора данных, например сканеров рентгеновских снимков, но при этом применять свою программу для обработки сообщений, полученных и другими методами визуализации, пропуская дополнительную информацию. (Этим подходом воспользовались фирмы "Федеральное медицинское агентство" и Optiware). Затем программу анализа сообщений DICOM можно дополнять функциональными модулями, обеспечивающими обработку информации. При этом нужно иметь в виду, что при интерпретации снимков одного пациента, информация об условиях проведения исследований, описанная в стандарте DICOM, вряд ли будет немедленно востребована врачами; поскольку она гораздо важнее для последующей автоматизированной обработки результатов исследований, особенно проводимой с научно-методическими целями.

Существуют разные способы решения задачи интеграции устройств медицинской визуализации [35]. Например, фирма Siemens в дополнение к диагностическим устройствам предлагает систему SIENET, обеспечивающую передачу изображений на специализированные рабочие станции, расположенные в любом месте лечебного учреждения. Для этой передачи используются собственные протоколы обмена, поэтому система SIENET допускает прием и обработку изображений, полученных в основном на устройствах производства фирмы Siemens. Чтобы сделать систему более открытой, ее разработчики включили в нее дополнительную возможность передачи циркулирующих в ней изображений во внешние информационные системы и сети по стандарту DICOM.

Другой подход предлагает российская фирма ТАНА. Она использует

систему перехвата изображений непосредственно на входе видеомониторов компьютеров диагностических устройств. Затем эти изображения могут быть обработаны с помощью предлагаемого этой фирмой программного обеспечения и напечатаны или переданы по компьютерной сети. Этот подход дешевле описанного выше и позволяет относительно легко подключаться к диагностическим устройствам разных фирм-производителей. Однако при этом не обеспечиваются автоматическое получение и дальнейшая передача информации об условиях получения исходных изображений. В своих технических решениях фирма ТАНА ориентируется в основном на компьютеры фирмы Silicon Graphics, но предлагает также решения для компьютеров Pentium.

Третий подход предлагает германская фирма Optiware, разработавшая программный пакет Hiraх, в котором основная ставка делается на получение и передачу медицинских изображений в стандарте DICOM. Ссылки на DICOM делают и другие поставщики аналогичных пакетов, например фирма Line Imaging, предлагающая пакет WinRad и российская фирма "Федеральное медицинское агентство". Для этих пакетов характерны достаточно скромные требования к используемым компьютерам.

4.5. Интеграция систем обработки медицинских изображений и клинических систем

Создание современной медицинской информационной системы, рассчитанной на несколько сотен автоматизированных рабочих мест, представляет собой многоплановую задачу, включающую в себя:

- построение необходимой инфраструктуры передачи данных;
- приобретение и установку средств вычислительной техники и системного программного обеспечения;
- приобретение, модернизацию и разработку прикладного программного обеспечения;
- обучение персонала вычислительных центров;
- обеспечение внедрения медицинской информационной системы;
- обеспечение сопровождения и эксплуатации внедренной системы.

В большинстве случаев клиническая информационная система (КИС) ориентирована на прием, хранение и обработку текстовых медицинских документов. Функции обработки медицинских изображений обычно реализуются отдельными специализированными программно-техническими комплексами, взаимодействующими с КИС.

Медицинские изображения делятся на два основных класса: линейные изображения (например, кардиограммы), типичные для функциональной диагностики, и растровые изображения (например, рентгенограммы), характерные для лучевой диагностики. Линейные изображения нередко передаются из соответствующей специализированной системы в клиническую информационную систему. Передача растровых изображений в клиническую информационную систему чаще всего не практикуется. Для просмотра и обработки таких изображений клиницисты обычно получают возможность непосредственного соединения по компьютерной сети со специализированной системой.

В настоящее время комплексная обработка растровых медицинских изображений осуществляется системами интеграции лучевой диагностики (Computer Integrated Radiology СИЛД), являющимися неотъемлемыми компонентами медицинской информационной системы. Используемый ранее термин - системы архивирования и передачи медицинских изображений PACS (Picture Archiving and Communication System) - относится к технической реализации и представляет собой часть СИЛД.

СИЛД позволяют сводить в единое целое как промежуточные, так и окончательные результаты исследований, позволяющих реконструировать 2D и 3D изображение и совместить изображения, полученные с помощью разных устройств визуализации.

Внедрение СИЛД повышает эффективность проведения исследований, обеспечивает экономию дорогостоящих расходных материалов, улучшение

качества диагностики и улучшение взаимодействия учреждений. При создании СИЛД используются наиболее современные средства вычислительной техники и телекоммуникации, включая:

- высокоскоростные локальные и глобальные вычислительные сети на базе технологий *Fast Ethernet*, *FDDI* и *ATM*;
- широкоформатные сканеры рентгеновских пленок с высоким разрешением и большим диапазоном передачи оптических плотностей;
- библиотеки магнитооптических дисков, магнитооптические карточки пациентов;
- многопроцессорные вычислительные комплексы.

Обычно в основе разработки лежит принцип открытой системы, использующей наиболее распространенные стандарты обмена данными: стандарт обмена текстовыми документами HL7 и изображениями DICOM3.0.

Преимущества предоставления результатов обследования на цифровых носителях:

- возможность записи на один носитель (CD, DVD) полного обследования (нескольких обследований) пациента – всех серий изображений, а не "выборочных кадров";
- возможность просмотра цифровой копии исследования на любом IBM-совместимом персональном компьютере – т.е. возможность полноценных консультаций в других клиниках;
- возможность передачи изображений по электронным сетям;
- возможность полноценной цифровой постобработки результатов обследования на графических станциях;
- длительное время хранения результатов обследования.

Применение СИЛД и ее взаимодействие с КИС при проведении исследований осуществляется на каждом из этапов исследования [36].

1. Направление пациента на исследование. В информационную систему передается электронное направление пациента на проведение исследования.

2. Прибытие пациента в отделение. После регистрации пациента СИЛД создает электронную папку со сведениями о пациенте. В эту папку будут помещены все полученные изображения, которые затем будут переданы в архив изображений, а также оцифрованные рентгеновские снимки, видеоданные или оптическая карточка, принесенные пациентом.

3. Подборка архивных изображений. По завершению регистрации пациента подсистеме PACS посылается запрос на передачу предшествующих результатов исследований данного пациента. Все эти изображения будут находиться в оперативном архиве и могут быть получены за несколько секунд.

4. Проведение исследования. Данные предыдущих исследований могут понадобиться для установки режимов получения новых изображений в ходе исследования. Все вновь полученные изображения включаются в папку пациента и оказываются доступными наряду с архивными изображениями.

5. Постановка диагноза. По завершению исследования вся информация, необходимая для составления описания, заключения и рекомендаций, находится в электронной папке пациента. Она включает в себя:

- изображения, полученные в процессе данного исследования;
- изображения, полученные при предшествующих исследованиях в данном отделении;
- изображения, полученные при предшествующих исследованиях в других отделениях (учреждениях), тексты описаний, заключений и рекомендаций.

При разработке СИЛД большое внимание уделяется форме представления изображений. СИЛД используют так называемые диагностические станции, которые предлагают дополнительные функции просмотра, включая линейную и нелинейную фильтрацию градаций яркости, преобразование шкалы яркости в цветовую шкалу, наложение изображений друг на друга и т.д. Стоимость одной диагностической станции может достигать \$200 тыс. Анализируя изображения на диагностической станции, врач вводит тест описания, заключения и рекомендаций в КИС или в информационную систему отделения.

6. Верификация диагноза. При верификации диагноза врачу-диагносту доступна вся информация, представленная при постановке диагноза, в т.ч. тексты заключений.

7. Завершение исследования. После постановки диагноза и его верификации электронная папка пациента с изображениями и текстами отправляется в архив. Она может быть поднята из архива и изучена на просмотровых станциях, установленных в кабинетах клиники.

8. Запись данных на личные оптические карточки пациентов и другие сменные носители данных.

9. Получение изображений. Включает в себя съем данных с диагностических устройств и сохранение их в цифровом виде. Многие производители оборудования используют собственные форматы хранения изображений (например, SIENET фирмы "Сименс", PMS-Net фирмы "Филипс"), которые при необходимости могут быть преобразованы в стандартный формат, предназначенный для передачи изображений и данных об условиях их получения во внешние информационные системы.

10. Передача изображений. Объем памяти, необходимой для хранения оцифрованного изображения в собственном формате производителя оборудования или в стандартном формате, существенно зависит от вида исследования и может составлять от десятков килобайт до 10 и более мегабайт на одно изображение. Поэтому для передачи изображений обычно используются высокоскоростные каналы передачи данных: ISDN (64, 128 Кб/с, T1, E1), Ethernet (10 и 100 Мб/с), FDDI (100, 155 Мб/с), ATM и его подканалы (до 25 Мб/с).

4.6. PACS-системы

Цифровая форма представления изображений современными диагностическими устройствами позволяет интегрировать их в больничную компьютерную сеть. Несмотря на большие первичные затраты, системы архивации и передачи изображений (Picture archiving and communication system, PACS), появившиеся в 1992 году, быстро внедряются в крупных больницах. Эти системы обеспечивают хранение большого количества информации, быстрый доступ, эффективную обработку информации. С помощью PACS любые графические изображения подвергаются перекодировке и совместимости и становятся пригодными для сохранения в компьютерной среде, тогда как обычно в диагностических кабинетах они воспроизводятся по технологии, свойственной каждому конкретному методу.

Компьютерные системы хранения изображений обладают целым рядом преимуществ по сравнению с пленочными технологиями [32]:

- 1) объединяют все цифровые диагностические устройства, информационные системы и автоматизированные рабочие места врачей в единую информационную сеть, что повышает скорость и качество диагностики;

- 2) обеспечивают доступ различных специалистов к единой базе данных: позволяет проводить обработку и анализ полученных изображений (удаление шума, изменение спектра, создание трехмерных изображений), получать данные и описание исследований, что обеспечивает комплексный анализ данных;

- 3) повышается скорость доступа к изображениям и обеспечивается одновременная работа с ними разных специалистов из разных клиник, повышается пропускная способность медицинских аппаратов, улучшается качество диагностики за счет применения цифровых технологий и обеспечивается сохранность снимков.

Любая система PACS состоит из подсистемы получения изображений, распределенной базы данных (архивного сервера), компьютерной сети для передачи данных и рабочих станций для обработки изображений (рис. 61). В нее входит целый ряд различных устройств (диагностические станции, просмотрные станции, вспомогательные компьютеры для оцифровки изображений, сканеры рентгеновских снимков, устройства вывода данных, шлюзы диагностических устройств), объединенных в скоростную локально-вычислительную сеть (ЛВС) [31].

Диагностические станции используются для составления диагностических заключений и специализированной обработке изображений. Как правило, это высокопроизводительный компьютер с мощным видеоадаптером, обеспечивающим одновременное подключение от 2 до 4 специализированных мониторов. К характеристикам мониторов предъявляются определенные требования (размер экрана, разрешающая способность, контрастность, яркость, частота развертки), которые зависят от вида исследования.

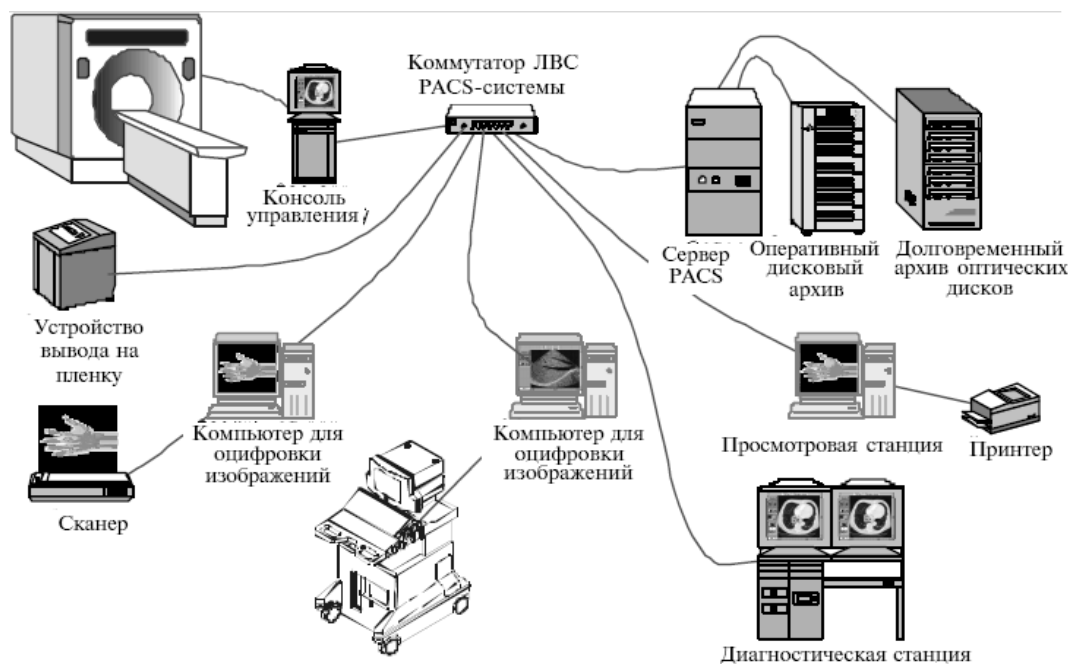


Рис. 61. Компоненты PACS

Просмотровые станции используются при верификации результата исследования консультантом или при назначении лечения врачом-специалистом. Как правило, для них используются компьютеры средней производительности с одним или двумя мониторами [27]. Эти станции позволяют получить доступ к изображениям вместе с уже составленными протоколами заключений. Нередко они используются для оцифровки рентгеновских снимков или видеосигналов, снимаемых с ультразвуковых аппаратов. Программное обеспечение современных просмотровых станций позволяет создавать электронную копию результатов исследований на различных носителях информации (CD, DVD), а также записывать программу для их просмотра на любом персональном компьютере.

Специализированные сканеры предназначены для оцифровки рентгеновских снимков и рассчитаны на большие размеры пленок (350×400 мм и более). Сканеры могут подключаться к компьютеру просмотровой или диагностической станции или непосредственно к ЛВС отделения. Их разрешающая способность сравнительно не высока (10-20 точек/мм), но зато они обеспечивают сканирование изображений с большим диапазоном оптической плотности.

Электронный архив изображений состоит из высокопроизводительного компьютера (сервера архива), оперативной дисковой подсистемы, архивной подсистемы длительного хранения данных и специализированного программного обеспечения. Оперативный архив, как правило, выполняется на базе скоростных винчестеров, имеющих зеркальную архитектуру, и обеспе-

чивает быстрый доступ к изображениям, полученным в течение последних 2-8 недель, и более ранним изображениям, извлеченным из архива для проведения текущих исследований [49]. Ёмкость такой подсистемы колеблется от 50 до 300 Гбайт, а среднее время доступа составляет 5-10 мс.

Архивная дисковая подсистема выполняется на базе роботизированной библиотеки сменных магнито-оптических или оптических дисков или корзины большой емкости. Как правило, такая библиотека имеет объем свыше 2000 Гбайт, но даже самой большой библиотеки хватает лишь на 2-3 года бесплечной работы отделения.

К устройствам вывода относятся как современные офисные лазерные принтеры, позволяющие выводить на бумагу монохромные и цветные изображения, так и лазерные мультимедийные камеры, позволяющие печатать снимки на рентгеновской пленке.

В ряде случаев для передачи изображений во внешнюю сеть требуется использование шлюзов. Это вызвано тем, что ряд диагностических устройств был сконструирован так, чтобы ими можно было пользоваться автономно, вне зависимости от наличия в отделении системы PACS. Для этого в комплект обязательно входила консоль – графическая станция, позволяющая задавать параметры исследования и обрабатывать его результаты. Программное обеспечение и способы хранения данных было специфично для каждой конкретной модели. Шлюзы обеспечивают считывание данных из памяти консоли и их передачу в другую систему (PACS). Сейчас используется два основных подхода к созданию шлюзов: «захват» изображения с монитора консоли и извлечение результатов исследования непосредственно из памяти консоли и его преобразование в стандартную форму. Второй подход более сложен, т.к. требует знания формата хранения данных в памяти консоли.

Локальная вычислительная сеть PACS в значительной степени изолирована от общей сети больницы. Ранее магистральная часть ЛВС выполнялась в виде кольца FDDI со скоростью передачи данных 100 Мбит/с, затем стала использоваться магистраль ATM (155 Мбит/с). Сейчас в новых установках используется магистраль GigaEthernet (1000 Мбит/с), стоимость которой значительно ниже. Это вызвано меньшим запасом надежности, но в сетях с малой протяженностью этот недостаток не заметен.

Архив изображений и диагностические станции могут подсоединяться непосредственно к магистрали ЛВС PACS; просмотрные станции чаще всего подсоединяются к магистрали через промежуточные коммутаторы Fast Ethernet.

4.7. Телемедицина

Разработка единого стандарта передачи изображений способствовала развитию в последние годы телемедицины - нового информационного направления, использующего телекоммуникационные технологии для обеспечения потребителей, находящихся на некотором расстоянии друг от друга, необходимой медицинской информацией.

Потребность в телекоммуникационных технологиях существует во многих областях медицины [41]. Одним из информационных направлений телемедицины является телерадиология, обеспечивающая с помощью стандарта DICOM 3.0 возможность передачи по линиям связи цифрового изображения. Первая подобная удаленная консультация была проведена в 1959, когда из США в Монреаль (Канада) по коаксиальному кабелю было передано изображение флюорограммы легких. Развитие телемедицины осуществляется в трех основных направлениях:

- проведение консультаций с использованием телевизионной связи;
- использование медицинской информации для обучения и совершенствования медицинских работников;
- применение телекоммуникационных линий для управления медицинскими центрами (большинство крупных лечебных учреждений имеет свои программы по телемедицине).

Сегодня практически каждый крупный медицинский центр или больница имеют компьютерную линию, обеспечивающую доступ сотрудников к различным базам данных. В 1994-1995 гг. в Internet была подключена телемедицинская система Visible Human - база данных по анатомии кадапера мужчины и женщины (замороженные среды, КТ и МРТ изображения высокого разрешения). Модель мужчины содержит около 14 млрд. байт информации, модель женщины - 40 млрд. байт. Обе модели служат для обучения, применяются в травматологии, при планировании операций и других медицинских процедур.

Современную телемедицину можно характеризовать типом посылаемой информации (рентгеновские снимки, томограммы, лабораторные анализы и т.п.) и техническими средствами, используемыми для ее передачи.

Существует несколько способов передачи медицинской информации. Телефонные линии недороги и доступны практически любому потребителю, что делает их идеальными для проведения неотложных консультаций и лечения некоторых категорий больных. Факсимильная связь используется для передачи электрокардиограмм и результатов анализов.

Более сложные задачи, например, передача набора томограмм или видеопотока, требуют иных алгоритмов. При передаче набора изображений, исходные файлы могут быть сжаты для уменьшения объема передаваемых

данных. Затем сжатые файлы передаются по каналам связи на компьютер консультанта, где они восстанавливаются и отображаются на дисплее.

Алгоритмы сжатия изображений можно разделить на два основных класса: алгоритмы сжатия без потерь восстановленной информации и алгоритмы сжатия с частичной потерей восстановленной информации. Неискажающие алгоритмы позволяют сжать файл с изображением максимум в 2-3 раза. Алгоритмы сжатия с потерями обеспечивают гораздо большие коэффициенты сжатия за счет сглаживания отдельных деталей и построены таким образом, чтобы визуально исходные и восстановленные изображения были как можно более похожи. В этом случае восстановление первоначального сигнала невозможно, поэтому такой алгоритм обычно используется для видеоряда, когда качество восстановленного изображения должно быть субъективно приемлемо.

В настоящий момент наиболее широко распространенных два алгоритма сжатия изображений с частичной потерей информации: JPEG и JPEG2000. Алгоритм JPEG имеет в своей основе дискретное косинусное преобразование, которое применяется к неперекрывающимся блокам изображения размером 8x8 пикселей. Данный метод сжатия изображений был исследован в большом числе работ [37]. К основным недостаткам данного метода относятся: распад кодируемого изображения на отдельные блоки 8x8 пикселей при больших коэффициентах сжатия; появление ложных контуров; плохое описание нестационарного во времени сигнала коэффициентами Фурье-преобразования. Для преодоления указанных недостатков был разработан новый стандарт сжатия изображений JPEG2000, основу которого составляет вейвлет-преобразование. В этом случае изображение раскладывается по базисным вейвлет-функциям, локализованным как во временной, так и в частотной областях, что позволяет создавать алгоритмы быстрого вейвлет-преобразования и не разбивать изображение на отдельные независимые блоки. Благодаря такому подходу в вейвлет-коэффициентах образуются длинные цепочки подряд идущих нулей, которые эффективно сжимаются энтропийными кодерами.

Видеоизображения могут передаваться в виде файла (при заочных консультациях) или в виде цифрового потока (конференции в режиме реального времени).

Сегодня телерадиология как процесс передачи медицинских изображений получает все большее распространение, поскольку эффективное разделение труда между специалистами разной квалификации позволяет повысить качество диагностики [31].

Одним из направлений телемедицины является создание специализированных информационных систем для крупных медицинских центров. Обработка интенсивного потока информации возможна в них лишь на основе использования современной вычислительной техники. Появление высоко-

производительных персональных компьютеров со скоростными дисковыми накопителями большой емкости, а также высокоскоростных локальных сетей и операционных систем позволяет решать задачи информационной поддержки деятельности медицинских центров на качественно новом уровне.

Следует отметить, что прогресс в области цифровых систем и возросшие скорости передачи объемной графической информации существенно расширили возможности данной компьютеризированной среды в отношении диапазона и количества пересылаемых материалов. Тем не менее, дистанционная передача графических изображений, возможна лишь между учреждениями, где сформировано информационное пространство, в котором DICOM является преобладающим стандартом.

Несомненно, что телемедицине принадлежит большое будущее. Передача информации от пациентов или врачей, доступ к библиотекам и архивам - это мощное средство, повышающее качество диагностики и лечения. Однако, при использовании телемедицины остаются нерешенные проблемы. Одной из основных проблем является выбор разумного компромисса между качеством и ценой передачи данных. Один из таких компромиссов предлагается в отраслевом стандарте ACR, разработка аналогичного стандарта для российских условий финансирования крайне желательна. Другой проблемой является обеспечение адекватной оплаты телемедицинских услуг, например, за счет страховых медицинских компаний. При передаче данных возникают сложные юридические вопросы (ответственность за информацию, степень ее доступности различным потребителям), и вопросы, связанные с необходимостью стандартизации. Технические проблемы также достаточно велики: необходимо наличие диагностических или просмотровых станций, доступ к каналам цифровой связи, обеспечение эксплуатации и технического обслуживания. Кроме того, декларация DICOM-совместимости программного обеспечения станций не гарантирует отображение на мониторе результата DICOM-исследований, полученных от внешнего источника. Совершенствование телекоммуникационных систем состоит в ускорение развития анализирующих систем, обеспечивающих высокую скорость обработки информации, разработка обучающих программ, создание доступной информационной инфраструктуры.

ЛИТЕРАТУРА

1. *Barrett J.F., Keat N.* Artifacts in CT: Recognition and Avoidance. Radio Graphics, 2004, vol.24, pp. 1679-1691.
2. *Brownel G.L.* A history of positron imaging. 1999.
3. *Claesson T.* A medical imaging demonstrator of computed tomography and bone mineral densitometry. Universitetservice US AB, Stockholm, 2001.
4. Computed tomography. Its history and technology. Siemens medical. www.siemensmedical.com
5. *Damadian R.* Tumor detection by nuclear magnetic resonance. // Science, 1971, vol. 171, pp. 1151-1153.
6. *Dawson P., Lees W.R.* Multi-slice technology in computed tomography. // Clinical Radiology, 2001, vol. 56: pp.302-309.
7. *Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM).* – <http://medical.nema.org/dicom>
8. *Fokas A.S., Iserles A., Marinakis V.* Reconstruction algorithms for positron emission tomography and single photon emission computed tomography and their numerical implementation. //
9. *Gerothanassis I., Troganis A. et al.* NMR spectroscopy: basic principles and phenomena, and their applications to chemistry, biology and medicine. // Chemistry education: research and practice in Europe, 2002, vol. 3, pp. 229-252.
10. *Hornak J.P.* The basics of MRI. 2000 – www.cis.rit.edu/htbooks/mri
11. *Humm J., Rosenfeld A., Guerra A.* From PET detectors to PET scanners. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2003, vol. 30, pp. 1574 –1597.
12. *Jovicich J.* Basic principles of magnetic resonance. – http://web.mit.edu/hst.583/www/course2001/lectures/physics_1_notes.pdf
13. *Kangarlu A., Robitaille P.M.* Biological effects and health implications in magnetic resonance imaging. // Concepts in magnetic resonance, 2000, vol. 12, pp. 321-359.
14. *Lauterbur P.G.* Image formation by induced local interactions: examples employing nuclear magnetic resonance. - Nature, 1973, vol. 242, p. 190-191.
15. *Marusina M.Ya., Kaznacheeva A.O.* Decrease in influence of dangerous factor in NMR tomography. 4th International Conference - Instrumentation in Ecology and Human Safety (IEHS) / Edited by prof. Sol'nitsev R.I. SPb: SPbSU ITMO, 2004, p.163-164.
16. *Maudsley A.* Future prospects for in-vivo MR spectroscopy. // Magnetic resonance materials in physics, biology and medicine, 1999, vol. 9, p. 164-166.
17. *Mykkanen J.* Delineation of brain structures from functional positron emission tomography images. Academic dissertation. - <http://acta.uta.fi/pdf/951-44-5724-2.pdf>

18. Nagel H.D. Multislice CT technology. 2004. www.multislice-ct.com
19. Norris D.G. Ordidge R.J. The regulation of MR examinations in Germany: a threat to scientific and technical progress for MR in Europe? // *Magnetic resonance materials in physics, biology and medicine*, 2000, vol. 10 pp. 4–5.
20. Nuclear magnetic resonance imaging technology: a clinical, industrial, and policy analysis. // Steinberg E.P., Cohen A.B.– Washington, DC: U.S. Congress, 1984.
21. Ollinger J.M., Fessler J.A. Positron emission tomography. // *IEEE Signal Processing Magazine*, 1997, vol. 14(1), pp.43-55.
22. Schaefer D.J., Bourland J.D., Nyenhuis J.A. Review of patient safety in time-varying gradient fields // *Journal of magnetic resonance imaging*, 2000, vol. 12, pp. 20-29.
23. Shellock F.G. Magnetic resonance safety update 2002: implants and devices. // *Journal of magnetic resonance imaging*, 2002, vol. 16, pp.485–496.
24. Shellock F.G. Metallic neurosurgical implants: evaluation of magnetic field interactions, heating, and artifacts at 1.5-Tesla // *Journal of magnetic resonance imaging*, 2001, vol. 14, pp. 295-299.
25. Sierocuk T. Newman R.W. Three dimensional nuclear magnetic resonance phantom. // US Patent 4644276. 1987.
26. Spencer S.S., Theodore W.H., Berkovic S.F. Clinical application: MRI, SPECT and PET. // *Magnetic resonance Imaging*, 1995, vol. 13, №8, pp. 1119-1124.
27. Strintzis M.G. A review of compression methods for medical images in PACS. // *International Journal of Medical Informatics*, 1998, vol. 52, pp. 159–165.
28. Strumas N., Antonyshyn O. et. al. Computered tomography artefacts: an experimental investigation of causative factors. // *Can J Plast Surg*, 1998, vol. 6(1), pp. 23-29.
29. Sureshbabu W., Mawlawi O. PET/CT Imaging Artifacts. *Journal of Nuclear Medicine Technology* Vol. 33, № 3, 2005 156-161.
30. Van der Glas M. Principles of computerized tomographic images. 2000. <http://www.ph.tn.tudelft.nl/~marlein/pdf/CT.pdf>
31. Аведьян Э.Д., Емелин И.В. Телерадиология. // *Кремлевская медицина. Клинический вестник* – 2002. – № 2 – С. 87-92.
32. Беликова Т.П. PACS: системы архивирования и передачи медицинских изображений. // *Компьютерные технологии в медицине*. – 1997. – № 2. – С. 27-32.
33. Галайдин П.А., Замятин А.И., Иванов В.А. Основы магниторезонансной томографии. Учебное пособие. - СПб: СПбГИТМО (ТУ), 1998. - 24с.
34. Галайдин П.А., Иванов В.А., Марусина М.Я. Расчет и проектирование электромагнитных систем магниторезонансных томографов: Учебное пособие. - СПб: СПбГУ ИТМО, 2004. - 87с.

35. *Емелин И.В.* Стандарт электронного обмена медицинскими изображениями DICOM // Компьютерные технологии в медицине. – 1996. – № 3. – С. 56–59.
36. *Емелин И.В., Смирнов В.А., Эльчиан Р.А.* Интеграция систем обработки медицинских изображений и клинических систем. // Медицинская визуализация – 1999. – № 4. – С. 26-30.
37. *Зелов С.* Стандарт JPEG-кодирования неподвижных изображений. // Компьютер-пресс. – 1997. – №5. – С. 82-84.
38. *Иванов В.А., Марусина М.Я., Рущенко Н.Г., Сизиков В.С.* Реконструкция МР-изображений с учетом неоднородностей // Научное приборостроение. – 2003. том.13. № 2. – С.17-21.
39. *Иванов В.А., Суворов А.С., Полонский Ю.З., Трофимова Т.Н.* Методы лучевой диагностики и информационные технологии в клинической практике: магнитно-резонансная томография // СПб.: МАПО, 2001. С.39.
40. *Иванов В.А., Суворов А.С., Полонский Ю.З., Трофимова Т.Н.* Методы лучевой диагностики и информационные технологии в клинической практике: компьютерная томография и информационные технологии // СПб.: МАПО, 2001. С.23.
41. *Индейкин Е.Н.* Телемедицина - настоящее и будущее. // Главный врач – 1997. – № 3. – С. 11-15.
42. *Казначеева А.О.* Артефакты ЯМР-изображений - Сборник "Современные технологии" /под. ред. С.А. Козлова. - СПб: СПбГИТМО (ТУ), 2001, с.115-120.
43. *Казначеева А.О. Марусина М.Я.* Влияние параметров сканирования на качество изображения. Вестник II Межвузовской конференции молодых ученых СПбГУ ИТМО. Сборник научных трудов / Под ред. В.Л. Ткалич. Том 2. – СПб: СПбГУ ИТМО, 2005, с. 179-182.
44. *Казначеева А.О.* Устранение искажений МР-изображений. Сборник статей "Современные технологии" /Под. ред. С.А. Козлова. – СПб: СПбГУ ИТМО, 2003, с.140-145.
45. *Магнитный резонанс в медицине.* Основной учебник Европейского форума по магнитному резонансу / Под ред. П.А. Ринка / Пер. Э.И. Федина. – Oxford: Blackwell Scientific Publications, 1995. – 228 p.
46. *Марусина М.Я., Казначеева А.О.* Информационная совместимость данных в томографии: Материалы IX международной конференции «Региональная информатика - 2004». – Санкт-Петербург: 22-24 июня 2004 г. - СПб: с.333-334.
47. *Марусина М.Я., Казначеева А.О.* Устройства для контроля качества изображений в ЯМР-томографии. Вестник конференции молодых ученых СПбГУ ИТМО. Сборник научных трудов / Под ред. В.Л. Ткалич. Том 2. – СПб: СПбГУ ИТМО, 2004, с. 243-246.
48. *Сизиков В.С.* Математические методы обработки результатов измере-

- ний: Учебник для вузов. – СПб: Политехника, 2001. – 240 с.
49. *Суворов А.С.* Сжатие медицинских изображений. // Лучевая диагностика на рубеже столетий. СПб: СПбМАПО, 1999, с. 214-216.
50. *Тихонов А.Н., Арсенин В.Я., Тимонов А.А.* Математические задачи компьютерной томографии. – М.: Наука, 1987. – 160 с.
51. *Троицкий И.Н.* Статистическая теория томографии. – М.: Радио и связь, 1989. – 240 с.

ПРИЛОЖЕНИЕ 1. Акронимы импульсных последовательностей, используемые производителями МР-томографов

Импульсная последовательность	General Electric (США)	Philips	Siemens (Германия)	Picker	Hitachi	Shimadzu
Spin Echo	MEMP, VEMP	Spin Echo	Spin Echo	Spin Echo	Spin Echo	Spin Echo
Fast Spin Echo	FSE	TSE	TSE	FSE	FSE	
Single Shot Technique	SSFSE	Single Shot TSE	HASTE	EXPRESS		
Coherent Gradient Echo	GRASS, GRE, FGR, FMPGR	FFE	FISP, ROAST	FAST	GFEC	SSFP
Incoherent Gradient Echo (RF spoiled)	SPGR, FSPGR	T1 FFE		RF spoiled FAST	GE/GFE	STAGE T1W
Incoherent Gradient Echo (Gradient spoiled)	MPGR		FLASH	T1-FAST, NOSE	GRE	STAGE
Contrast Enhanced Gradient Echo Sequence	SSFP, DE FGR	T2 FFE	PSIF	CE FAST, FADE	GFEC Contrast	STERF
Steady state free precession	FIESTA, SSFP	Balanced-FFE	True FISP		SARGE, BASG	STERF
Ultrafast Gradient Echo	FAST, GRASS, SPGR (IR/DE prep), IR FGR	TFE	Turbo FLASH, 3D MP RAGE	RAM FAST	RS, SPGR, FAST SPGR	SMASH
Gradient and Spin Echo	GRASE	GRASE	GSE	GSE		
Inversion Recovery	MPIR, TIR	IR, IR-TSE, IR-TFE	IR, TIR	IR	IR	IR
Short T1 Inversion Recovery	STIR	STIR	STIR	STIR	STIR	STIR
Parallel Imaging Technique	ASSET	SENSE	IPAT			

ПРИЛОЖЕНИЕ 2. Магнитно-резонансные томографы

Модель	Сила поля, Тл	Магнит	Тип	Экранирование	Сила градиентов мТл/м	Время нарастания до 10мТл/м
Signa Infinity (GE)	1,5	сверхпроводящий	З	А	33	129,7 мс
Excite HD (GE)	1,5	сверхпроводящий	З	А	33	66,7 мс
Open Speed (GE)	0,7	сверхпроводящий	О	П	25	250 мкс
Signa Ovation (GE)	0,35	постоянный	О	П	15	333 мкс
Altaire (Hitachi)	0,75	сверхпроводящий	О	А(град. сист)	22	*
AIRIS II (Hitachi)	0,3	постоянный	О	*	15	*
Intera (Philips)	1,5	сверхпроводящий	З	А	23	
Panorama (Philips)	0,23	резистивный	О	А	19	
OrthOne (ONI)	1,0	сверхпроводящий	О	П	15	
Magnetom Harmony	1,0	сверхпроводящий	З	А	20	80 мс
Magnetom Symphony	1,5	сверхпроводящий	З	А	20	80 мс
Magnetom Concerto	0,2	постоянный	О	П	20	500 мс
Magnetom Allegra	3,0	сверхпроводящий	З	А	40	25 мс
Magnetom Trio	3,0	сверхпроводящий	З	А	40	50 мс
OPART (Toshiba)	0,35	сверхпроводящий	О	П	10	0,5
Exellart XG with Pianissimo (Toshiba)	1.5	сверхпроводящий	З	П	25	80 мс

Условные обозначения: З – закрытый; О – открытый; А- активное экранирование; П – пассивное экранирование

Пространственное разрешение, мм	FOV, см	Мин. толщина среза 2D/3D, мм	Расход/объем криогена	Вес, кг	Габариты, м
0,08/0,02	1–48	0,7/0,1	<0,03л/ч 2000л	3613	1,72×2,08 ×2,16
0,02	1-48	0,7/0,1	<0,03л/ч 2000л	3863	1,72×2,08 ×2,16
0,08/0,02	1-40	0,8/0,1	<0,03л/ч	8267	5,3×1,75×2,5
0,08/0,02	3-40	1,4/0,2	<0,03л/ч /300л	8267	5,3×1,75×2,5
1,0	5–45	2/0,5	–	41000	3,1×3,6
2,0/0,5	42	2/0,5	-	14800	2,0×2,5
5	53	0,1	<0,03л/ч	2900	2,4×1,88 ×1,67
0,8	40	2,2	–	13290	2×1,3×2
0,05	18	2,0/0,01	–	591	1,46×0,69 ×0,84
0,021	50	0,1/0,06	0,075л/ч	3500	
0,021	50	0,1/0,06	0,075л/ч	4050	
0,033	40	1,7/0,05	-	11500	
0,01	36	0,1/0,06	0,075л/ч	8000	
0,01	40	0,1/0,06	0,075л/ч	10000	
*	5-40	2,0/0,5	-	11400	1,6×1,78 ×2,14
0,16 мм	2-	1,0/0,2	0,06 л/ч	6200	2,36×2,19 ×2,0



Кафедра измерительных технологий и компьютерной томографии, в прошлом кафедра часового производства и приборов точной механики была создана одновременно с основанием университета, который ведёт свою историю от образования в 1900 г. ремесленного училища цесаревича Николая. Основателем кафедры является Норберт Болеславович Завадский – первый заведующий механико-оптического отделения этого училища.

В 1920 г. после революции механико-оптическое отделение было реорганизовано в техникум точной механики и оптики, который с 1925 г. начал подготовку инженеров-приборостроителей. Их первый выпуск состоялся в 1931 г. В дальнейшем техникум был преобразован в учебный комбинат, ФЗУ и в 1933 г. стал институтом точной механики и оптики. Всё это время до своей смерти заведовал кафедрой и преподавал дисциплины, связанные с точной механикой, профессор Н.Б. Завадский. В 1930 кафедру возглавил Лаврентий Павлович Шишелов. На кафедре читались дисциплины «Теория часовых механизмов», «Электроизмерительные приборы», «Механические приборы», в которые входило изучение тахометров, таксометров, счётчиков, арифмометров, часовых и гироскопических приборов, электротехники.

В 1935 г. из состава кафедры выделилось направление гироскопических устройств. Была образована отдельная кафедра навигационных приборов. В 1940 г. на кафедре защитил кандидатскую диссертацию Захар Маркович Аксельрод, в последствии доктор технических наук, возглавивший кафедру во время войны. В марте 1942 г. институт был эвакуирован по дороге жизни из осажденного блокадного Ленинграда. Местом размещения института на время стал г. Кисловодск. В конце июля 1942 г. институт был переведен в г. Черепаново Новосибирской области, а в 1944 г. ЛИТМО возвратился в Ленинград.

После войны кафедра приборов точной механики выпускала специалистов по часовому производству и производству точного мерительного инструмента. На кафедре читались курсы «Приборы времени», «Приборы для измерения малых промежутков времени», «Приборы для измерения скоростей и ускорений», «Тахометры», «Основы конструирования приборов точной механики». С 1976 г. кафедру возглавил Борис Александрович Арефьев, известный специалист в области автоматического управления и газовых опор. В это время на кафедре производилась подготовка специалистов по специальности «Приборы точной механики», со специализациями «Приборы времени», «Приборы для измерения длин и углов» и «Приборы контроля

размеров» в числе доцентов кафедры были Марченко Б.М., Белявский В.И., Юницин Ю.Н.

С 1985 года кафедру возглавил основатель магниторезонансного класса изображений профессор Владислав Александрович Иванов. В связи с развитием техники и потребностью в выпуске инженерных кадров по разработке и эксплуатации магнитно-резонансных томографов с 1992 года кафедра начала подготовку инженеров по специализации «Компьютерная томография». В настоящее время кафедра проводит подготовку инженеров, бакалавров и магистров по специальности «Приборостроение» с специализациями: «Компьютерная томография»; «Методы и средства измерения механических величин»; «Измерительно-вычислительные комплексы в механике».

Мария Яковлевна Марусина
Анна Олеговна Казначеева

СОВРЕМЕННЫЕ ВИДЫ ТОМОГРАФИИ

Учебное пособие

В авторской редакции
Дизайн обложки
Редакционно-издательский отдел
Санкт-Петербургского государственного университета
информационных технологий, механики и оптики
Зав. РИО
Лицензия ИД № 00408 от 05.11.99
Подписано к печати .06.06
Отпечатано на ризографе

Л.М. Корпан

Н.Ф. Гусарова

Тираж 100 экз.

Заказ № 961