

**МИНИСТЕРСТВО ВЫСШЕГО И СРЕДНЕГО СПЕЦИАЛЬНОГО
ОБРАЗОВАНИЯ РЕСПУБЛИКИ УЗБЕКИСТАН**

**ТАШКЕНТСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ ТЕХНИЧЕСКИЙ
УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ АБУ РАЙХАНА БЕРУНИ**

На правах рукописи

МАГИСТЕРСКАЯ ДИССЕРТАЦИЯ

на получение степени магистра

Асадов Файзулла Хайрулла угли

*“Разработка методов и алгоритмов анализа повышения
надежностных характеристик, средств визуализации медицинских
изображений ”*

по специальности 5А52512 – Медицинские приборы и измерительные
системы.

Руководитель

Ахунов Файзулла Ибадуллаевич

Ташкент 2012 г.

Содержание:

Введение	6
ГЛАВА1. Теория цифровых изображений	10
1.1 Математические модели изображений	11
1.2 Представление изображения в цифровой форме	15
1.3 Дискретизация изображения.....	15
1.4 Квантование изображений.....	19
1.5 Интерполяции изображения.....	20
ГЛАВА 2. Современные аппараты для снятия медицинских изображений	23
2.1 Магнитно-резонансная томограф.....	23
2.2 Физические основы МРТ.....	27
2.3 Основные блоки МР-томографа.....	31
2.4 Классификация МР томографов.....	36
2.5 Построение изображения.....	40
2.6 Компьютерная томография. История возникновения и развитие.....	41
2.7 Конфигурация компьютерного томографа.....	44
2.8 Реконструкция изображений в компьютерной томографии.....	49
2.9 Режимы сканирования	53
2.10 Качество КТ изображения	59
ГЛАВА 3. Методы обработки и повышения качества изображения ..	60
3.1 Улучшение качество изображений.....	60
3.2 Яркостные преобразования изображений.....	62
3.3 Выделение диапазона яркостей.....	65
3.4 Преобразование изображения в негатив.....	65
3.5 Степенные преобразования.....	66
3.6 Преобразование гистограмм.....	68
3.7 Основы фильтрации изображений.....	70
3.8 Медианный фильтр.....	72
3.9 Линейная пространственная фильтрация.....	77
3.10 Артефакты.....	80

3.11 Физиологические артефакты.....	81
3.12 Артефакты, вызванные физическими явлениями.....	83
3.13 Артефакты, вызванные неисправностью оборудования	88

Глава 4. Разработка алгоритма и программного обеспечения для исследований медицинских изображений с помощью MATLAB image processing.

4.1 MATLAB пакет прикладных программ для решения задач технических вычислений.	89
4.2 Рабочий стол MATLAB.....	90
4.3 Создание М-файлов в редакторе MATLAB.....	93
4.4 Создание программную реализацию. MATLAB GUIDE	93
4.5 Программный код.....	94
4.6 Интерфейс программы.....	99
Выводы	100
Список литературы	102

Введение.

В новой книге Президента Ислама Каримова - «Узбекистан на пороге достижения независимости» говорится о событиях 1989-1991 г.г.

Известные историки и философы, политологи, представители литературы и искусства, журналисты уже высказали свои первые мнения и впечатления о важности этой книги. Кто уже успел ознакомиться с этой книгой, несомненно, единодушны в одном: данная работа очень важна для глубокого понимания значения нынешней свободной жизни, возможностей, предоставленных независимостью, воспитания чувств любви и преданности Родине.

Необходимо подчеркнуть, что содержащиеся в книге тексты привлекают внимание своим аналитическим и прагматическим духом, абсолютным отсутствием присущей тому времени коммунистической риторики, высокопарности и пустословия. В ней также детально излагаются важные стратегические взгляды на ближнюю и дальнюю перспективу, концептуальные подходы и выводы.

Самое важное значение книги в том, что в ней автор раскрывает перед читателями картину суровых испытаний и события нашей новейшей истории, опираясь на правду и еще раз на правду. Книга свидетельствует о пронизательности, стратегическом мышлении, безграничной любви и преданности Президента своему народу и стране.

Данная книга востребована как самый достоверный документ того тревожного времени, отражающий все устремления и сложную борьбу нашего народа на пути обретения независимости.

Книга Президента Ислама Каримова «Узбекистан на пороге достижения независимости», обогатившая политическую мысль нашего народа, призывает всех нас и особенно молодежь в нынешнее очень беспокойное и тревожное время быть бдительными и внимательными, учит глубокому осмыслению новой истории нашей Родины, извлечению из этого необходимых уроков и выводов, обязывает быть достойными славы своих

великих предков, героической истории нашей страны и укреплять ее мощь и потенциал, авторитет на мировой арене.

В настоящее время диагностика на основе визуального анализа медицинских изображений получила широкое распространение во врачебной практике. При этом, как известно, ранняя диагностика различных патологий и, в том числе, рака, значительно увеличивает шансы пациентов на выздоровление. Однако объекты интереса исследователя на медицинских изображениях, применяющихся в ранней диагностике, чаще всего бывают небольшими и малоконтрастными по сравнению с окружающим фоном.

При визуальном обнаружении этих объектов, - выполнении первого шага на пути диагностики по медицинскому изображению, могут возникнуть проблемы. С одной стороны они обусловлены особенностями самих изображений, с другой - ограниченностью характеристик зрительной системы исследователя и искажениями, возникающими в изображениях при получении и отображении. Поэтому решение задач, связанных с повышением эффективности обнаружения исследователем небольших малоконтрастных объектов интереса на медицинских изображениях, представляется актуальным.

С развитием информационных и компьютерных технологий в медицине появились новые возможности для повышения эффективности обнаружения объектов интереса на изображениях. Специализированные системы для анализа и обработки медицинских изображений позволяют производить преобразования изображений в различных целях. Однако применение подобных систем требует от пользователя высокой квалификации в области анализа и обработки изображений и связано с рядом трудностей. С одной стороны, при выборе метода обработки изображения пользователь руководствуется лишь своими знаниями и опытом, и, следовательно, этот выбор может быть неоптимальным для достижения поставленной цели преобразования. С другой - перебор всех имеющихся в системе методов (или комбинаций методов) может потребовать слишком много времени.

Для проведения оптимальной (в смысле достижения поставленной цели) и быстрой (по сравнению с перебором всех имеющихся в системе методов) обработки изображения следует обеспечить автоматизированный выбор подходящего метода обработки изображения. Поскольку именно исследователю, в конечном итоге, предназначено медицинское изображение, то чтобы достичь повышения эффективности обнаружения им объектов интереса, обработка должна быть направлена на улучшение восприятия этого изображения зрительной системой исследователя.

Развитие новых технологий и цифровой техники за последнее десятилетие привело к появлению большого количества новых методов диагностики и визуализации. У врача-диагноста появились новые возможности целенаправленно воздействовать на процесс визуализации медицинского изображения для качественной диагностики.

Врачу, в зависимости от вида обследования, стало необходимо самостоятельно определять алгоритм обработки изображений, для этого ему необходимо предоставить инструментарий, позволяющий проводить такую обработку в минимально сжатые сроки.

На данном этапе наиболее информативным методом исследования внутренней структуры объектов является томография, на полноту и достоверность результатов которой влияет целый ряд факторов, зависящих, в первую очередь, от принципов реализации метода [74, 83].

Наиболее широко распространена компьютерная томография (КТ), позволяющая по ряду снимков путём математической обработки реконструировать плотность исследуемого вещества в ряде сечений. Популярность КТ связана с относительно низкими эксплуатационными затратами и короткой продолжительностью исследования. Это наиболее универсальный метод, позволяющий исследовать внутреннюю структуру как биологических, так и промышленных объектов, содержащих элементы из пластика, керамики, стекла и пр. Современные компьютерные томографы позволяют проводить измерения плотности вещества в диапазоне от -1024 до

+3071 HU (плотность большинства биологических тканей от -150 до +100 HU). Возможности современных КТ-сканеров определяются не столько аппаратной частью, сколько математическим и программным обеспечением, обеспечивающим реконструкцию изображения.

Качество изображения зависит от многих факторов: системы коллимации (параллельности лучей и толщины среза), алгоритма реконструкции, физических процессов, участвующих в сборе данных и т.д. При этом интенсивность пиксела реконструированного изображения не всегда соответствует истинным значениям коэффициентов ослабления рентгеновских лучей исследуемым объектом. В этом случае на изображениях появляются различные артефакты и искажения изображений. Другим фактором, влияющим на достоверность получаемых данных, является температура окружающей среды, перепады которой приводят к повышению уровня шума на изображения и снижению точности измерений.

Актуальность темы. В последние годы стремительными темпами развиваются технические устройства, позволяющие проводить исследования внутренней структуры объектов. Зачастую одни и те же изменения можно проводить с помощью устройств, основанные на различных принципах действия, при этом достоверность полученных данных будет сопоставима. В подобных условиях на первое место выходит информационная составляющая исследований.

Целью диссертационной работы является экспериментальное исследование средств визуализации медицинского изображения. Обработка цифровых изображений и повышение информативности, надежности их работы;

Оптимизация методов обработки цифровых изображений и сравнительная анализ;

Систематизация методов удаления артефактов при диагностирование пациента;

Создать инструментальную программу для исследование медицинских изображений с помощью MATLAB пакета Image processing.

Методы исследования базируется на методах математического моделирования, анализа и синтеза биотехнических систем, методах теории статистических решений, методах анализа и обработки изображений.

Практическую ценность работы составляют:

1. Метод автоматизированного анализа и обработки медицинских изображений, позволяющего повысить эффективность обнаружения исследователем небольших малоконтрастных объектов интереса на них.
2. Программно-алгоритмическое обеспечение системы анализа и обработки медицинских изображений, реализующей разработанный метод.
3. Результаты экспериментальных исследований, подтверждающие обоснованность предложенных критерия, метода и системы.
4. Рекомендации по проведению анализа и обработки медицинских изображений, содержащих небольшие малоконтрастные объекты интереса, для повышения эффективности их обнаружения исследователем.

Научная новизна: Разработан метод автоматизированного анализа и обработки медицинских изображений, позволяющий повысить эффективность обнаружения исследователем небольших малоконтрастных объектов на них за счет изменения пространственных и энергетических характеристик изображения, размера и контраста объектов интереса, согласованного с частотно-контрастной чувствительностью зрительной системы исследователя. Методы обработки изображений, обеспечивающие это изменение, определяются разработанным критерием.

ГЛАВА 1. ТЕОРИЯ ЦИФРОВЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

1.1 Математические модели изображений

Компьютерная обработка изображений возможна после преобразования сигнала изображения из непрерывной формы в цифровую форму. Эффективность обработки зависит от адекватности модели, описывающей изображение, необходимой для разработки алгоритмов обработки. При этом необходимо учитывать влияние передающей и приемной систем и канала связи на сигнал изображения.[1] Модель изображения представляет систему функций, описывающих существенные характеристики изображения: функцию яркости, отражающую изменение яркости в плоскости изображения, пространственные спектры и спектральные интенсивности изображений, функции автокорреляции. Канал изображения содержит оптическую систему, оптико – электрический преобразователь, устройство аналого - цифрового преобразования (АЦП) и цифровой обработки сигналов изображения.[4] В общем случае непрерывное изображение может быть представлено функцией пяти аргументов: трех пространственных координат, времени и длины волны электромагнитного излучения. Упрощения модели пространственно - временных сигналов в некотором диапазоне волн $f(x, y, z, t, \lambda)$ приводят к моделям пространственно - временного сигнала $f(x, y, z, t)$, пространственного сигнала $f(x, y, z)$, временного сигнала $f(t)$. Здесь x, y, z - пространственные координаты, t - время, λ - длина волны электромагнитного излучения.

При обработке изображений широко используется анализ спектров изображений. Спектр изображения получают прямым двумерным преобразованием Фурье функции, описывающей изображение:

$$F(\omega_x, \omega_y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \exp(-i(\omega_x x + \omega_y y)) dx dy, \quad (1)$$

где ω_x, ω_y - пространственные частоты; $i = -1$, мнимая единица.[13]

Функция $\exp(-i(\omega_x x + \omega_y y))$ при фиксированных значениях пространственных частот описывает плоскую волну в плоскости изображения (x, y) (в соответствии с рисунком 1).

Формула (1) связывает вещественную функцию, описывающую яркость изображения $f(x, y)$ с комплексной функцией частоты – спектром изображения $F(\omega_x, \omega_y)$:

$$F(\omega_x, \omega_y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \cos(\omega_x x + \omega_y y) dx dy + i \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} (-f(x, y)) \sin(\omega_x x + \omega_y y) dx dy = Re(\omega_x, \omega_y) + i Im(\omega_x, \omega_y) \quad (2)$$

где $Re(\omega_x, \omega_y)$ - реальная часть спектра; $Im(\omega_x, \omega_y)$ - мнимая часть спектра.

Амплитуда и фаза спектра определяются по формулам (3) и (4) соответственно:

$$F(\omega_x, \omega_y) = \sqrt{Re(\omega_x, \omega_y)^2 + Im(\omega_x, \omega_y)^2},$$

$$\varphi(\omega_x, \omega_y) = \arctg(Im(\omega_x, \omega_y) / Re(\omega_x, \omega_y)).$$

Из (2.3)

$$F(\omega_x, \omega_y) = F(\omega_x, \omega_y) \exp(i\varphi(\omega_x, \omega_y)). \quad (3) \text{ и } (4)$$

Обратное преобразование Фурье позволяет восстановить изображение по его спектру:

$$f(x, y) = (1/4\pi^2) \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} F(\omega_x, \omega_y) \exp(i(\omega_x x + \omega_y y)) d\omega_x d\omega_y. \quad (5)$$

Спектральная интенсивность изображения характеризует распределение энергии по пространственным частотам. Она определяется как квадрат модуля спектра изображения:

$$S(\omega_x, \omega_y) = Re(\omega_x, \omega_y)^2 + Im(\omega_x, \omega_y)^2 = |F(\omega_x, \omega_y)|^2. \quad (6)$$

Для ее названия используются термины спектральная плотность и энергетический спектр.

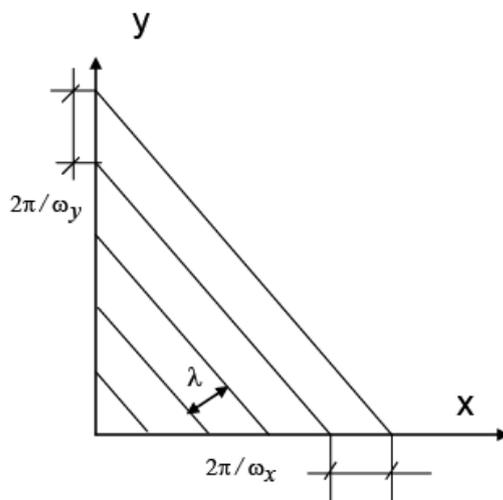


Рис.1.

Определение пространственных частот изображения.

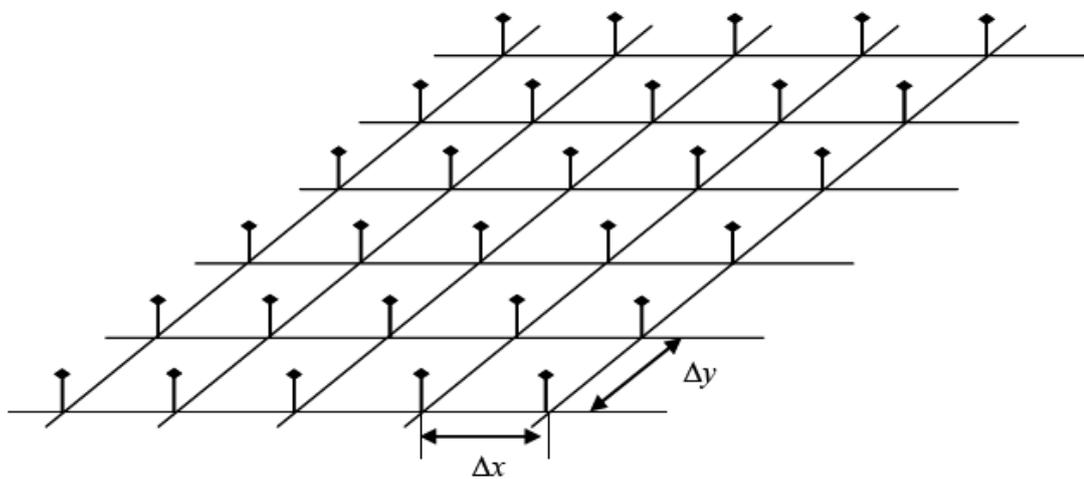


Рисунок 2.

Функция пространственной дискретизации изображения.

Энергия изображения определяется как интеграл энергетического спектра по пространственным частотам. В соответствии с теоремой Парсеваля энергия изображения может быть вычислена в соответствии с (7):

$$\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f^2(x,y) dx dy = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} |F(\omega_x, \omega_y)|^2 d\omega_x d\omega_y. \quad (7)$$

Вероятностные модели изображений широко используются для описания изображений. Изображение в этом случае рассматривается как случайная функция пространственных координат (x,y) и времени t . Случайный процесс называется стационарным в широком смысле, если он имеет постоянные значения математического ожидания и дисперсии, а его автокорреляционная функция зависит не от координат, а от их разностей (сдвига).[13]

Случайный процесс называется стационарным в узком смысле, если его n -мерная плотность распределения вероятностей инвариантна к сдвигу. В этом случае не зависят от времени и моменты более высокого порядка, в частности, асимметрия и эксцесс. Случайный процесс описывается плотностью вероятности распределения яркости в изображении по пространственным координатам для некоторого фиксированного момента времени t $p(x, y)$. В соответствии с определением математическое ожидание (среднее значение) стационарного процесса в широком смысле

$$Mf = \xi = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x,y) p(x,y) dx dy = \text{const}. \quad (8)$$

Дисперсия

$$Df = \sigma^2 = E(f(x,y) - \xi)^2 = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} (f(x,y) - \xi)^2 p(x,y) dx dy = \text{const} \quad (9)$$

Функция автокорреляции вычисляется в соответствии с (10):

$$R(\tau_x, \tau_y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x,y) f(x - \tau_x, y - \tau_y) dx dy, \quad (10)$$

где τ_x, τ_y задают сдвиги изображения по соответствующим осям координат.

Для действительной функции f автокорреляционная функция является действительной и четной.

Спектр двумерной автокорреляционной функции изображения (прямое преобразование Фурье автокорреляционной функции) равен энергетическому спектру изображения (спектральной плотности мощности) по определению:

$$S(\omega_x, \omega_y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} R(\tau_x, \tau_y) \exp(-i(\omega_x \tau_x + \omega_y \tau_y)) d\tau_x d\tau_y. \quad (11)$$

Стационарный случайный процесс называется *эргодическим*, если любая его вероятностная характеристика может быть получена из одной реализации путем усреднения по времени. При этом среднее по времени равно среднему по ансамблю реализаций. Свойство эргодичности используется при оценке вероятностных характеристик изображений.[4]

Качество изображения может определяться статистическими, спектральными, яркостными характеристиками изображения. В большинстве практических применений качество рассматривается как мера близости двух изображений: реального и идеального или

преобразованного и исходного. При таком подходе можно оценивать как субъективную степень похожести изображений, так и получать объективные оценки параметров сигналов изображения: моменты первого и второго порядка разностного сигнала сравниваемых изображений, такие параметры преобразования как отношение С/Ш, коэффициенты сжатия информации и другие.[4,7]

Субъективные критерии - это критерии визуального восприятия, оцениваемые в процессе экспертизы некоторой группой наблюдателей (экспертов). Наибольшее распространение получил метод оценок, при котором наблюдатель оценивает качество изображения в баллах по определенной шкале, считая, что идеальное изображение имеет максимальный балл. Этот метод позволяет оценить такие характеристики изображения как правильность цветопередачи, координатные искажения, чистоту переходов и др.

Для интерпретации полученных экспертных оценок разработаны методы их представления, например построение кумулятивных кривых распределения оценок как функции от искажений. [22]

1.2 ПРЕДСТАВЛЕНИЕ ИЗОБРАЖЕНИЯ В ЦИФРОВОЙ ФОРМЕ.

Для осуществления цифровой обработки изображений необходимо выполнить преобразование непрерывного (аналогового) сигнала изображений в цифровой массив. Такое преобразование включает выполнение двух преобразований. Первое преобразование представляет замену реального непрерывного изображения набором отсчетов в дискретные моменты времени, такое преобразование называется дискретизацией. Второе - это преобразование непрерывного множества значений сигнала изображения в множество квантованных значений, такое преобразование называется квантованием.[14]

1.3 ДИСКРЕТИЗАЦИЯ ИЗОБРАЖЕНИЯ.

Пространственная дискретизация изображения предполагает формирование непрерывной функции в дискретных отсчетах пространственных координат. Пусть функция $fI(x, y)$ описывает исходное непрерывное изображение бесконечных размеров. В идеальной системе дискретизации изображения пространственные отсчеты исходного изображения получаются путем перемножения этой функции с пространственно дискретизирующей функцией, состоящей из бесконечного числа δ -функций Дирака, заданных в узлах решетки с шагом $(\Delta x, \Delta y)$:

$$s(x,y) = \sum_{m=-\infty}^{\infty} \sum_{n=-\infty}^{\infty} \delta(x - n\Delta x, y - m\Delta y), \quad (12)$$

где $m, n \in \mathbb{Z}$, \mathbb{Z} - множество целых чисел.

Спектр дискретизованного изображения получается путем бесконечного повторения спектра исходного изображения со сдвигом на величины, кратные $(2\pi / \Delta x, 2\pi / \Delta y)$. Повторение спектра для сечения по строке показано

на рисунке 3. Следует отметить, что при выборе Δx и Δy слишком большими, соседние спектры будут перекрываться друг с другом.[13]

На рис. 2 представлен набор бесконечного числа дельта-функций в пространственной области (плоскости XU -координат) с шагом выборки Δx , Δy .

Значения дельта-функций Дирака $\delta(x, y)$ не равны нулю только при значениях аргументов, равных нулю: $(x - n\Delta x) = 0$ и $(y - m\Delta y) = 0$.

Произведения непрерывной функции и дельта функции имеют значения, равные:

$$f_I(x, y) \delta(x - n\Delta x, y - m\Delta y) = f_I(n\Delta x, m\Delta y) \delta(x - n\Delta x, y - m\Delta y). \quad (13)$$

а интеграл от этого произведения в бесконечных пределах равен значению функции в отсчете:

$$\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f_I(n\Delta x, m\Delta y) \delta(x - n\Delta x, y - m\Delta y) dx dy = f_I(n\Delta x, m\Delta y).$$

Умножим непрерывное изображение на функцию пространственной дискретизации:

$$f(x, y) = f_I(x, y) s(x, y). \quad (14)$$

В соответствии с (4.2.)

$$f(x, y) = \sum_{m=-\infty}^{\infty} \sum_{n=-\infty}^{\infty} f_I(n\Delta x, m\Delta y) \delta(x - n\Delta x, y - m\Delta y). \quad (15)$$

Обратная операция, позволяющая из цифрового массива получить непрерывное изображение, называется восстановлением непрерывных изображений. Из отсчетов функции $f(x, y)$ можно получить непрерывное изображение путем линейной пространственной интерполяции или с помощью линейной пространственной фильтрации дискретизованного изображения. Пусть $r(x, y)$ есть импульсный отклик интерполирующего фильтра, а $R(\omega x, \omega y)$ - его частотная характеристика. Восстановленное изображение получается как свертка последовательности отсчетов с

импульсным откликом восстанавливающего фильтра. Таким образом, восстановленное непрерывное изображение описывается соотношением

$$f_R(x, y) = f(x, y) * r(\hat{x}, \hat{y}). \quad (16)$$

Из этого видно, что спектры не должны перекрываться, а восстанавливающий фильтр $R(\omega_x, \omega_y)$ должен пропускать без искажений основной спектр при $n=0$ и $m=0$ и полностью подавлять все побочные спектры при $n, m \neq 0$, чтобы спектр восстановленного непрерывного изображения совпадал со спектром исходного изображения. Только в этом случае исходное и восстановленное изображения будут одинаковыми. Для изображений с ограниченной шириной спектра первое условие выполняется, если интервал дискретизации выбран так, что прямоугольная область, ограниченная верхними граничными частотами спектра изображения $(\omega_{xs}, \omega_{ys})$ лежит внутри прямоугольной области, определяемой половинами частот дискретизации $\omega_{xc} / 2, \omega_{yc} / 2$ (в соответствии с рисунком 4). Следовательно, должны выполняться неравенства:

$$\omega_{xc} \leq \frac{\omega_{xs}}{2}, \quad \omega_{yc} \leq \frac{\omega_{ys}}{2} \quad \text{или} \quad \Delta x \leq \frac{\pi}{\omega_{xc}}, \quad \Delta y \leq \frac{\pi}{\omega_{yc}}. \quad (17)$$

Это означает, что шаг дискретизации не должен превышать половины периода пространственной гармоники, соответствующей самым мелким деталям изображения. Если

$$\omega_{xc} = \frac{\omega_{xs}}{2} \quad \text{и} \quad \omega_{yc} = \frac{\omega_{ys}}{2},$$

то выборка осуществляется с частотой Котельникова, вдвое превышающей наивысшую частоту спектра исходного изображения.

При использовании этого фильтра изображение восстанавливается с помощью бесконечной суммы функций вида $\text{sinc}(x)$.

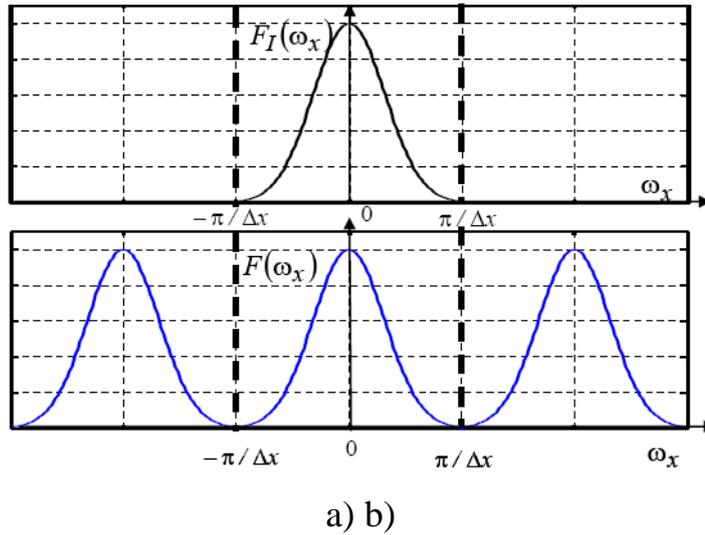


Рис. 3 а) Изменение спектра по строке для а) непрерывного сигнала, б) дискретизованного сигнала.

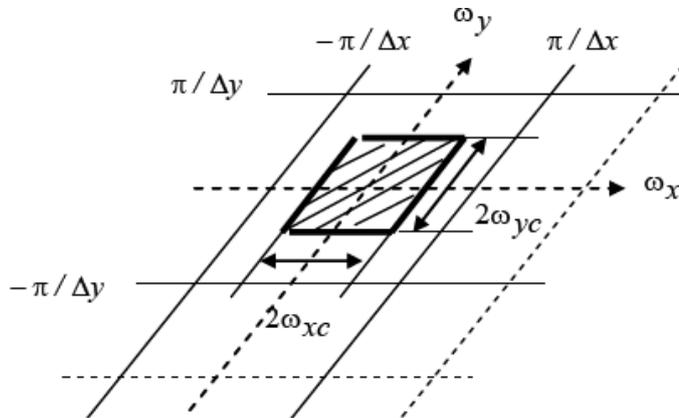


Рис. 4. Выбор частоты дискретизации в соответствии с теоремой отсчетов.

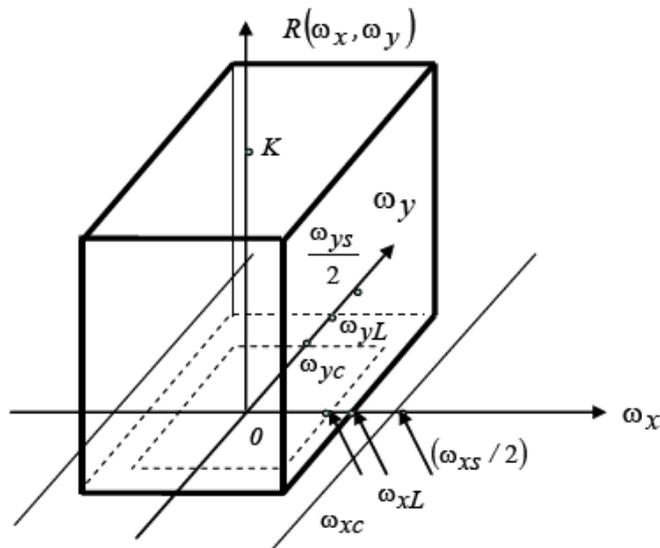


Рис. 5. Частотная характеристика идеального восстанавливающего прямоугольного фильтра.

1.4 КВАНТОВАНИЕ ИЗОБРАЖЕНИЙ.

Для получения цифрового сигнала из непрерывного сигнала необходимо кроме дискретизации по времени произвести квантование по амплитуде. Квантование состоит в том, что непрерывному по амплитуде сигналу ставится в соответствие конечное множество целочисленных значений сигнала, пропорциональных непрерывному значению. Для этого динамический диапазон сигнала $f=[f_{min}, f_{max}]$ разбивается на конечное число интервалов - интервалов квантования. Каждому интервалу ставится в соответствие одно значение, называемое уровнем квантования, кодируемое двоичным кодом. Все значения сигнала, попадающие в некоторый интервал, обозначаются одним числом, определенным для данного интервала. Пусть f_q - амплитуда сигнала в дискретном представлении, f - значение сигнала, принадлежащее q -му интервалу квантования. При использовании L -разрядного кода число уровней квантования равно 2^L . Ошибка квантования (шум квантования) может характеризоваться

величиной: $\varepsilon = f - f_q$.

Дисперсия ошибки $2q$

σ отлучия f от его квантованного представления f_q :

$$\sigma_q^2 = \int_{f_q}^{f_{q+1}} \varepsilon^2 p(f) df, \quad (18)$$

где f_q, f_{q+1} - границы q -го интервала квантования, $p(f)$ - плотность вероятности распределения входного сигнала.

Оптимальным квантованием будем считать такой выбор интервалов квантования и значений их представителей, при котором $2q \sigma$ минимальна.[7]

1.5 ИНТЕРПОЛЯЦИИ ИЗОБРАЖЕНИЯ.

Интерполяция предназначена для восстановления непрерывных значений амплитуды сигнала изображения по ее дискретным значениям. При масштабировании изображения необходимо заменить двумерный массив амплитуд сигнала, заданный на сетке отсчетов, некоторым другим массивом, положения отсчетов которого определяются коэффициентами масштабирования. Эта задача решается методами интерполяции. Широко применяется разделение интерполяционного преобразования на два независимых - сначала производится интерполяция по строкам, а затем по столбцам. Поэтому рассмотрим интерполяцию изображения по строкам, интерполяция по столбцам производится по аналогичным формулам в направлении столбцов изображения.

Функция рассеяния точки, или импульсный отклик, данного восстанавливающего фильтра определяется обратным преобразованием Фурье частотной характеристики фильтра. На рисунке 6 представлен график функции рассеяния точки вдоль оси абсцисс (координаты x) для нулевого отсчета изображения. По оси абсцисс отложены номера отсчетов изображения i , соответствующие значениям $i\Delta x$ относительно нулевого отсчета. Значение амплитуды сигнала изображения, вычисляется по формуле:

$$f(x) = \sum_{i=-\infty}^{\infty} f[i\Delta x] j_x(x - i\Delta x) = \sum_{i=-\infty}^{\infty} f[i\Delta x] \frac{\sin(\pi(x - i\Delta x) / \Delta x)}{\pi(x - i\Delta x) / \Delta x}. \quad (19)$$

При использовании этого фильтра изображение восстанавливается с помощью бесконечной суммы произведений функции вида $\text{sinc}(x)$ на соответствующие отсчеты сигнала изображения. Поскольку в каждом отсчете значения произведений равны нулю для всех отсчетов сигнала изображения, кроме отсчета с номером i , для которого $x - i\Delta x = 0$, а $\text{sinc}(0)=1$, то в положении отсчетов значения сигнала точно равны значениям сигнала исходного изображения. На интервале между отсчетами значение сигнала равно сумме взвешенных и сдвинутых $\text{sinc}(x)$. [13]

Функция $\text{sinc}(x)$ сдвигается в каждое положение отсчета и масштабируется в соответствии со значением амплитуды сигнала изображения в этом отсчете.

Применение идеального восстанавливающего фильтра требует задания сигнала изображения на интервале от $-\infty$ до ∞ . Используется ограничение импульсной характеристики фильтра несколькими интервалами Δx (до ± 10). [14] В графических приложениях используется оконный метод, при котором значение функции $\text{sinc}(x)$ умножается на некоторую оконную функцию. Главная задача при разработке такого фильтра - получить частотную характеристику фильтра наиболее близкую к частотной характеристике идеального НЧ фильтра. То есть фильтр должен пропускать сигнал с максимальным коэффициентом в полосе низких частот и максимально подавлять сигнал боковых полос с тем, чтобы уменьшить артефакты, вызванные наложением спектров. [7]

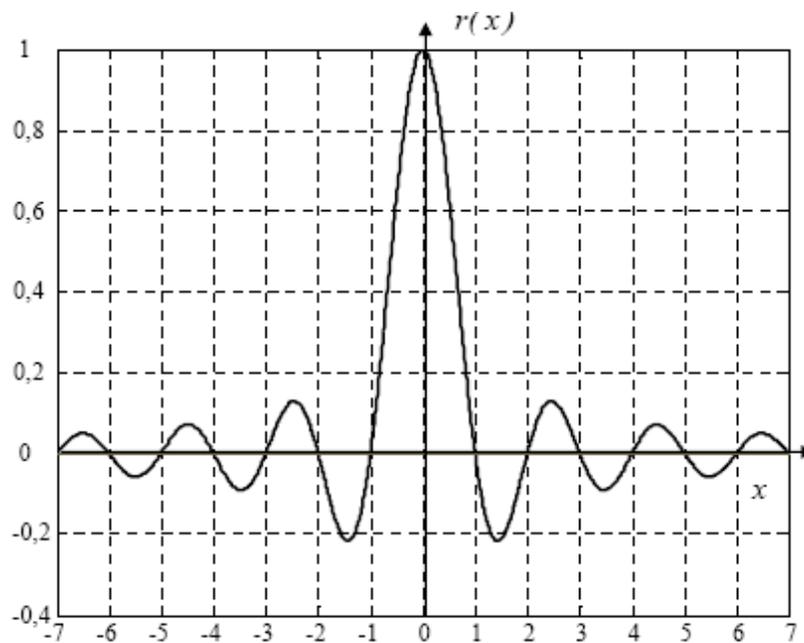


Рис. 6. Импульсная характеристика идеального восстанавливающего фильтра по x -координате.

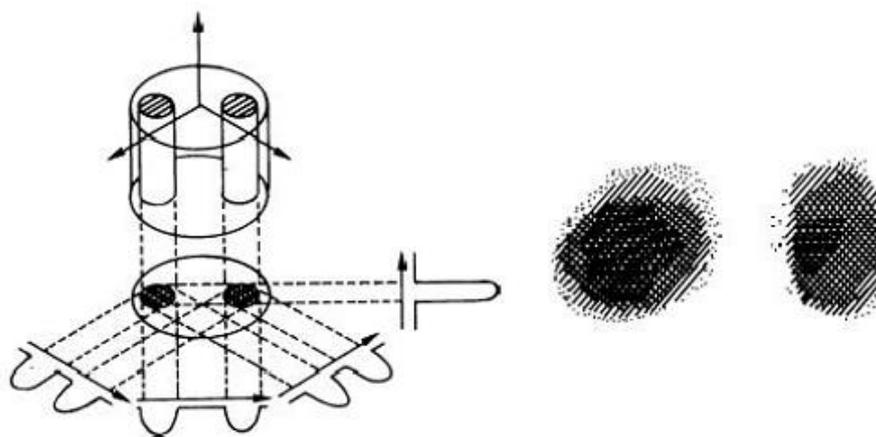


Рис. 7. Первое ЯМР-изображение

ГЛАВА 2. Современные аппараты для снятия медицинских изображений

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 *γραφος* - 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 одина: 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.

2.1 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.

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 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 объему 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 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. В 1972 г. химик Пол К. Лаутербур (Государственный университет НьюЙорка, 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. 7). Лаутербур предсказал потенциальное использование этого метода для отображения мягкотканых структур и злокачественных опухолей.

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.

2.2 Физические основы МРТ

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

В ЯМР томографии регистрация сигнала происходит от резонирующих дер, имеющих как спин, так и магнитный момент. Такими ядрами являются водород 1H , 2H , углерод 13C , азот 14N , фтор 19F , натрий 23Na , фосфор 31P . аще 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:

$$I \gamma = \mu \quad (20)$$

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 1

Н ЯМР при комнатной температуре в магнитном поле 0,25Тл разность спинов, направленных вдоль и против магнитного поля - один протон на миллион.

Разность энергий $E \Delta$ между этими двумя состояниями определяется следующим уравнением:

$$\Delta E = \hbar \omega_0 = \gamma \hbar B_0 \quad (21)$$

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

$$P = \hbar \sqrt{I(I+1)}; \quad (22)$$

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:

$$\bar{P}_z = m_I \hbar; \quad (23)$$

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 $I=1/2$, есть два значения $m_I (+1/2; -1/2)$. Т.о., если эти ядра погружены во внешнее магнитное поле, их можно расценить как фактически выстроенные в линию по полю ($m_I = +1/2$), если против поля ($m_I = -1/2$). 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. 8). 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.9).

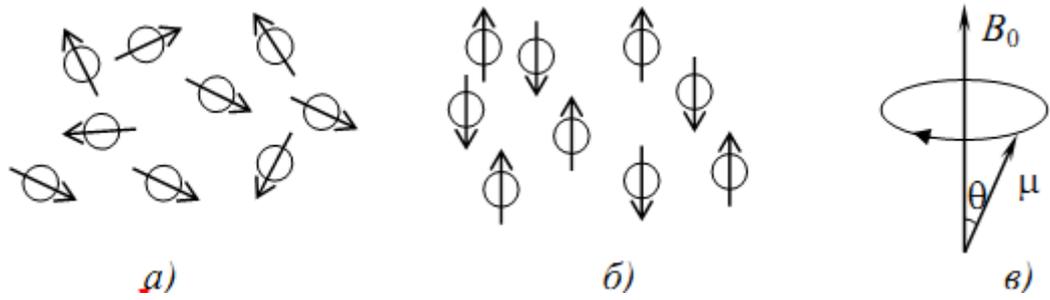


Рис 8. Распределение ядер при отсутствии (а) и наличии (б) внешнего магнитного поля и прецессия магнитного момента (в)

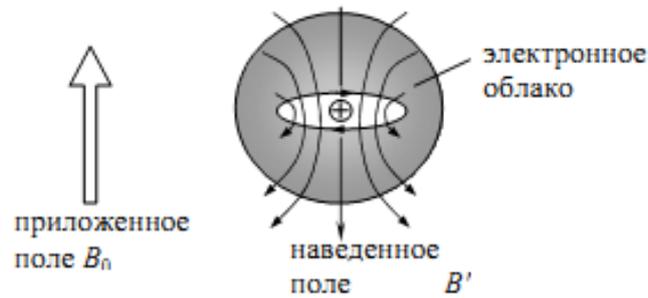


Рис 9. Создание дополнительного поля циркуляцией электронов

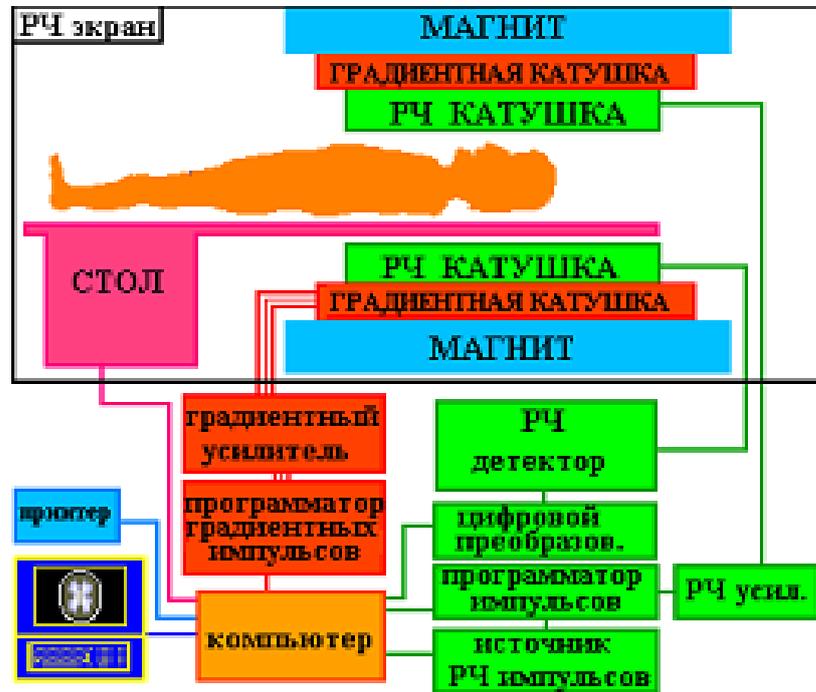


Рисунок 10. Схема основных систем МР томографа

2.3 Основные блоки МР-томографа

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

Магнит является самой дорогой частью МР томографа, создающей сильное устойчивое магнитное поле. Большинство современных магнитов, Магнит является самой дорогой частью МР томографа, создающей сильное устойчивое магнитное поле. Большинство современных магнитов, выпускаемых различными производителями, являются сверхпроводящими.

Внутри магнита расположены градиентные катушки, предназначенные для создания контролируемых изменений главного магнитного поля 0 В 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.

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

1. катушка в форме «8»;
2. катушка Голя, 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 .

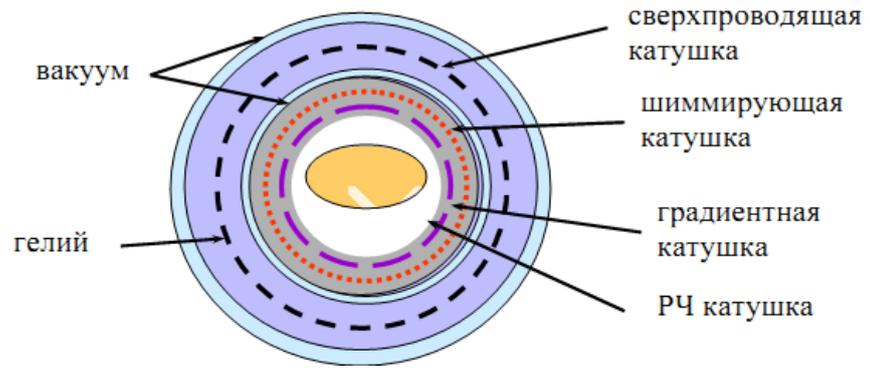


Рисунок 10. Схема сверхпроводящего МРТ

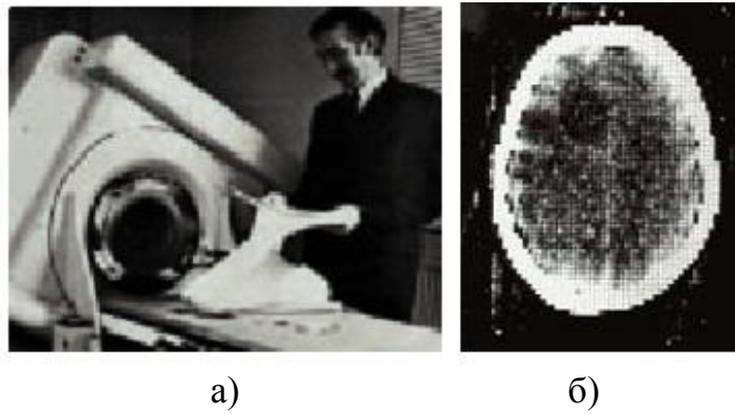


Рисунок 12 (а) Первый КТ сканер (б) первая томограмма головного мозга

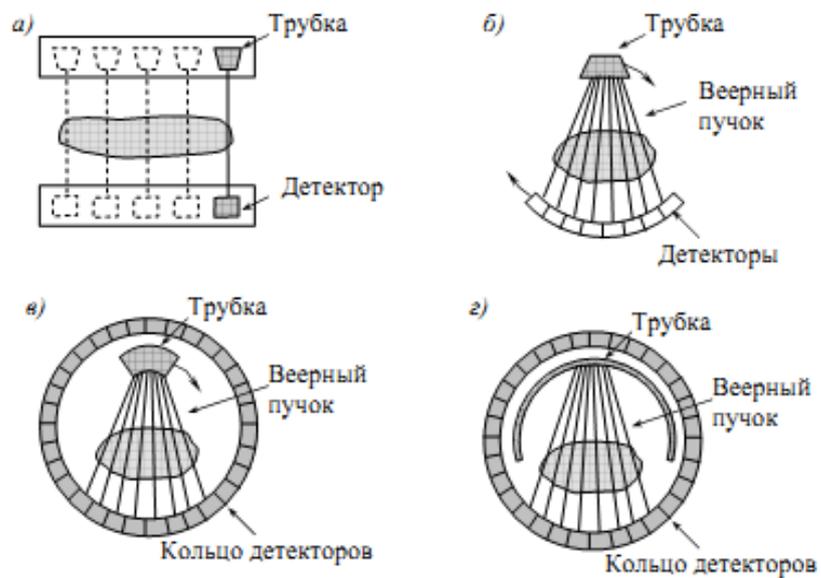


Рис. 13. Схематическое изображение рентгеновских томографов

Для пространственного возбуждения выбранного объема используются три совмещенные ортогональные катушки, создающие требуемые градиентные поля, добавляемые к главному полю (0 В). 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 присутствия вакуум гелий сверхпроводящая катушка шиммирующая катушка градиентная катушка РЧ катушка

Удалено: $\langle \text{sp} \rangle$ 50ем внешних ферромагнитных объектов.

РЧ катушка представляет собой одну или несколько петель проводника, создающих магнитное поле 1 В , 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 1 В и приемниками РЧ энергии от отображаемого объекта. Только передающая катушка используется для создания поля 1 В ; 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 объёма, 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. (рис10)

Наиболее часто в МР томографии используется катушка «птичья клетка», которая является приемо-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.о. 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 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:

$$SNR \sim \frac{1}{\left(1 + \left(\frac{x}{r}\right)^2\right)^{3/2}} \quad (24)$$

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

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

используется встроенная объёмная катушка. 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.

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 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 имеют 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 дискам, разделенными большой опорой. Продвинутое открытое МРТ объединяют 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 x и 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.

2.6 Компьютерная томография.

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 (рис12.) [4].

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

Томографы 2 поколения (например, СТ-1010, ЕМІ, 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 электроннолучевой 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 неустойчивости трубки	большого эффекта нет	круговые артефакты на изображении

2.7 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 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 13).

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.

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.

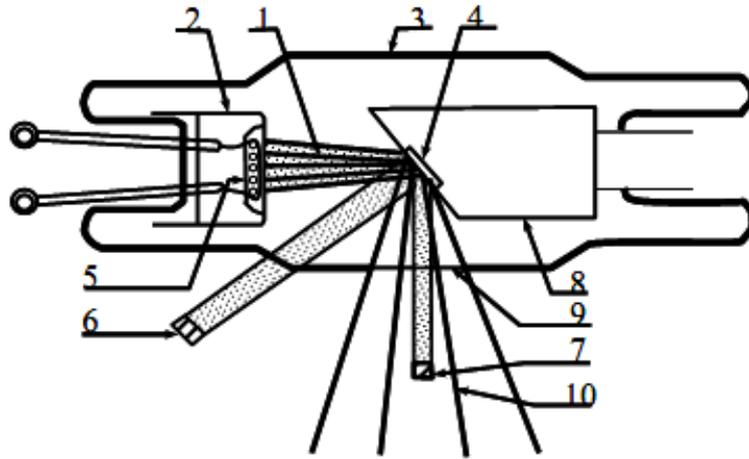


Рисунок 14. Схема рентгеновской трубки: 1 – пучок электронов; 2 – катод с фокусирующим электродом; 3 – стеклянный корпус; 4 – вольфрамовая мишень (антикатод); 5 – нить накала катода; 6 – реально облучаемая площадь; 7 – эффективное фокальное пятно; 8 – медный анод; 9 – окно; 10 – рассеянное рентгеновское излучение.

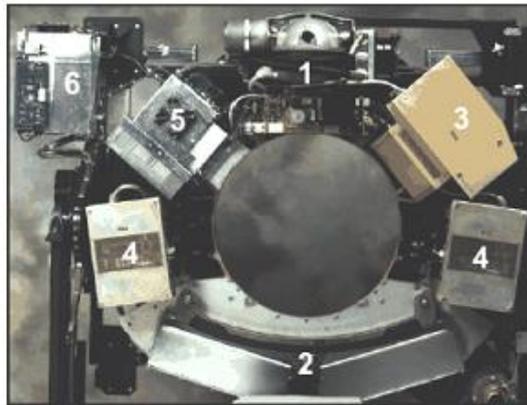


Рисунок 13. Гентри КТ-сканера: 1 - трубка и коллиматоры, 2 - детекторы, 3- контроллер трубки, 4 - ВЧ генератор, 5 - встроенный микрокомпьютер, 6 - стационарный компьютер

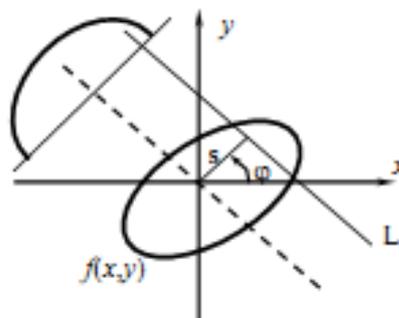


Рисунок 15.

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 10 мА 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 аналогово-цифровой преобразователь. Цифровой сигнал хранится в течение сканирования что позволяет после его окончания реконструировать изображение в заданной плоскости.

2.8 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. 15). Всякая прямая может быть описана уравнением

$$x \cos \varphi + y \sin \varphi = s \quad (25)$$

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

Согласно (1) произвольная прямая однозначно задается параметрами s и

$$R(s, \varphi) = \int_{(\varphi, s)} f(x, y) dL = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \delta(x \cos \varphi + y \sin \varphi - s) dx dy \quad (26)$$

где δ - дельта-функция Дирака.

Подобное интегрирование можно рассматривать как некоторое преобразование, которое для функции $f(x,y)$ на плоскости $\{f,x\}$ 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 (26) 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].

В компьютерной томографии рентгеновская трубка и система коллимирования создают узкий веерообразный пучок лучей, рассеиваемых всеми вокселями (volume element) отображаемого слоя (рис.16). Суммарный коэффициент рассеивания при прохождении излучение через ряд вокселей равен:

$$N \mu_1 + \dots + \mu + \mu = \mu \Sigma \quad ; \quad (27)$$

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

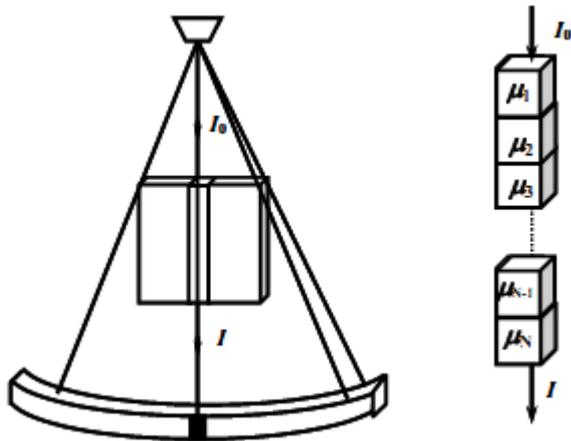


Рисунок 16. Прохождение рентгеновских лучей через тонкий срез

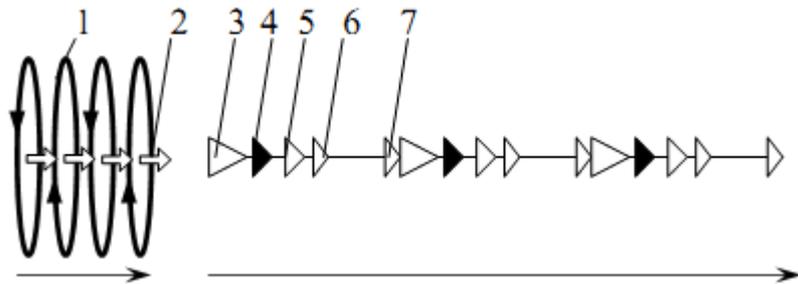


Рисунок 17 Схема обследования при пошаговом сканировании: 1 – сбор данных, 2 – движение стола, 3 – команда задержки дыхания, 4 – сбор данных, 5 – команда нормального дыхания, 6 – движение стола, 7 – реконструкция изображения.

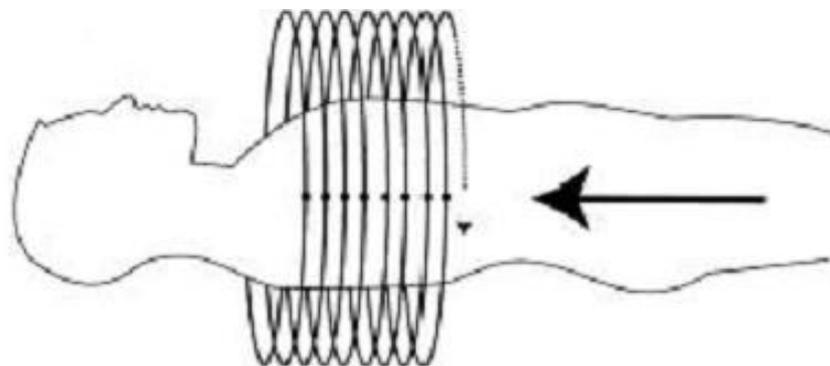


Рисунок 18 Схема спирального сканирования

2.9 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. (рис 17).

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. 18). 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].

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. (рис 18)

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 плоскостирамы, 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 больше той, чем установленная в процессе сканирования, но не наоборот.

Существует несколько конструкций 4-срезовых 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-срезовое сканирование с общей шириной 32 мм.

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.(рис 21)

В многослойной спиральной КТ для уменьшения избыточных измерений и улучшения эффективности z-выборки полного набора данных важно правильно выбрать шаг, 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.е. 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 $2/s$ или $D/p)2/(\cdot$. 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.

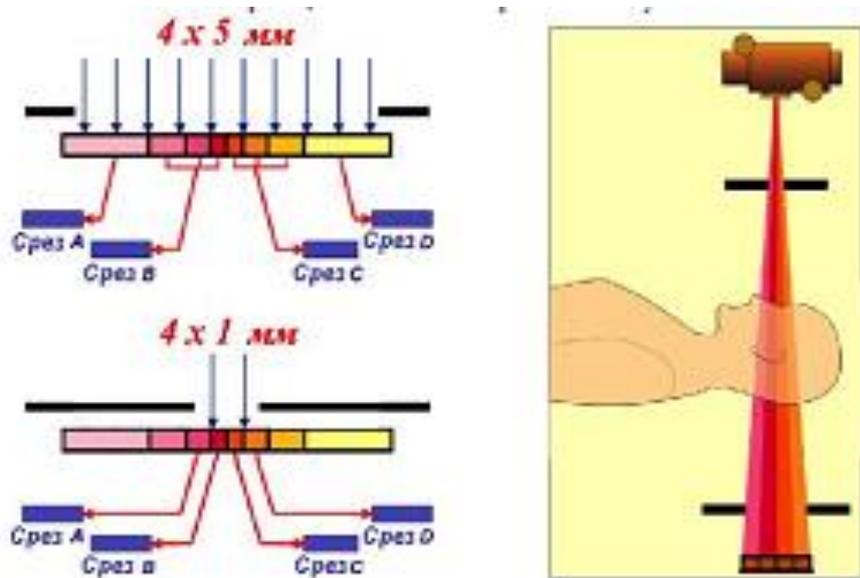


Рисунок 20. Многосрезовое сканирование

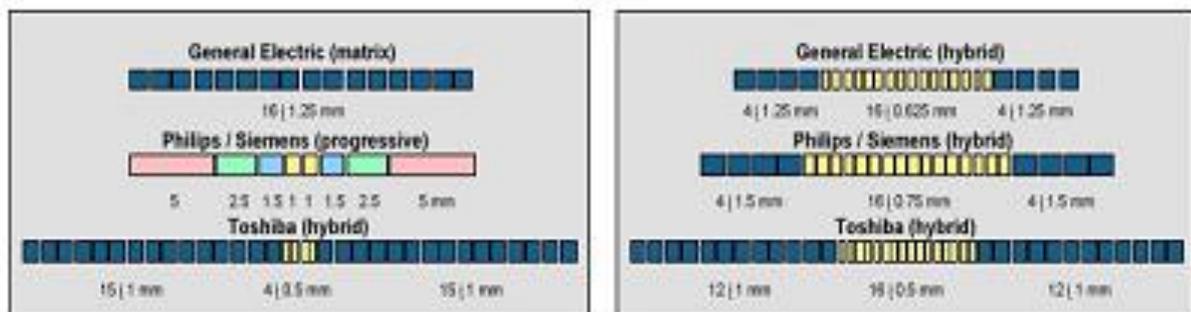


Рис. 21. Расположение детекторов в 4-срезовом (а) и 16-срезовом (б) КТ

При многослойном спиральном сканировании для каждого ряда детекторов 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.

2.10 Качество КТ 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.

ГЛАВА 3. МЕТОДЫ ОБРАБОТКИ И ПОВЫШЕНИЯ КАЧЕСТВА ИЗОБРАЖЕНИЯ

3.1 Улучшение качество изображений

В компьютерных системах исходные изображения и результаты обработки данных в виде изображения отображаются на экране, при этом получателем информации является наблюдатель. Процедуру, обеспечивающую такое представление, называют визуализацией. Желательно при помощи обработки придать выводимому изображению такие качества, благодаря которым его восприятие человеком было бы по возможности комфортным [37]. Часто бывает полезным подчеркнуть, усилить какие-то свойства наблюдаемой картины с целью улучшения ее субъективного восприятия. Последнее - субъективность восприятия -

сильно усложняет применение формализованного подхода при достижении данных целей. Поэтому при обработке изображений для визуализации получили распространение методы, в которых часто отсутствуют строгие математические критерии оптимальности. Их заменяют качественные представления о целесообразности той или иной обработки, опирающиеся на субъективные оценки результатов. Подавляющее большинство процедур обработки для получения результата в каждой точке кадра использует входные данные из некоторого множества точек исходного изображения, окружающих обрабатываемую точку. Однако имеется группа процедур, в которых осуществляется так называемая поэлементная обработка. В этом случае результат обработки в любой точке кадра зависит только от значения входного изображения в этой же точке. Очевидным достоинством таких процедур является их предельная простота. Вместе с тем, многие из них приводят к очевидному субъективному улучшению визуального качества.

Этим определяется внимание, которое уделяется поэлементным процедурам. Поэлементная обработка применяется как предварительная обработка, а также и как заключительный этап при анализе изображений. Сущность поэлементной обработки изображений сводится к следующему. Пусть $f(n,m)$ и $g(n,m)$ - значения яркости исходного и получаемого после обработки изображений соответственно в точке кадра, имеющей декартовы координаты n (номер столбца) и m (номер строки). Поэлементная обработка означает, что существует однозначная функциональная зависимость между этими яркостями

$$g(n,m) = \varphi(f(n,m)); \quad (29)$$

позволяющая по значению исходного сигнала определить значение выходного сигнала. То есть она характеризуется тем, что каждый элемент входного изображения математически преобразуется в новое значение элемента выходного изображения, независимо от значений других элементов входного изображения.

3.2 ЯРКОСТНЫЕ ПРЕОБРАЗОВАНИЯ ИЗОБРАЖЕНИЙ

Слабый контраст - наиболее распространенное свойство ТВ и ИК изображений, обусловленное условиями наблюдения, ограничением диапазона воспроизводимых яркостей и др. Задача контрастирования связана также и с улучшением согласования динамического диапазона изображения и экрана, на котором выполняется визуализация. Если для цифрового представления каждого отсчета изображения отводится 1 байт (8 бит) запоминающего устройства, то входной или выходной сигналы могут принимать одно из 256 значений. В качестве рабочего будем использовать диапазон значений сигнала $[0,255]$; при этом значение 0 соответствует при визуализации уровню черного, а значение 255 - уровню белого. Предположим, что минимальная и максимальная яркости исходного изображения равны f_{\min} и f_{\max} соответственно. Если эти параметры или один из них существенно отличаются от граничных значений яркостного диапазона, то визуализированная картина выглядит либо как темная, либо как ненасыщенная, неудобная, утомляющая при наблюдении. Пример такого неудачного представления приведен на рисунке (7).

При линейном контрастировании используется линейное поэлементное преобразование вида:

$$g(n, m) = af(n, m) + b. \quad (30)$$

Параметры преобразования a и b определяются желаемыми значениями минимальной g_{\min} и максимальной g_{\max} выходной яркости. Решив систему уравнений:

$$\begin{cases} g_{\min} = af_{\min} + b \\ g_{\max} = af_{\max} + b \end{cases} \quad (31)$$

относительно параметров преобразования a и b , получим

$$\Rightarrow \begin{cases} a = (g_{\max} - g_{\min}) / (f_{\max} - f_{\min}) \\ b = (g_{\min} f_{\max} - g_{\max} f_{\min}) / (f_{\max} - f_{\min}) \end{cases} \quad (32)$$

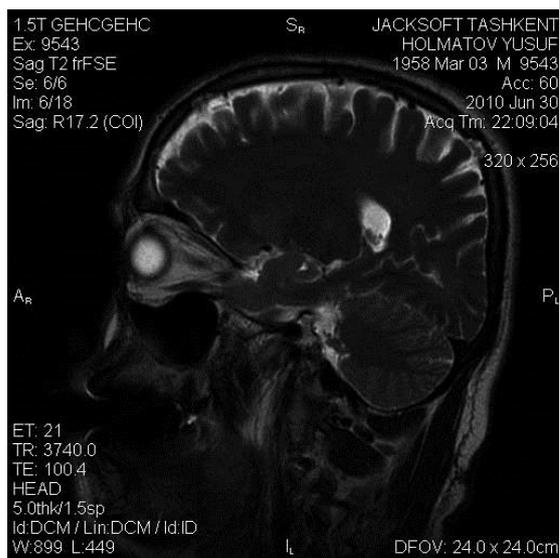
Можно привести (7) к виду:

$$g = \frac{f - f_{\min}}{f_{\max} - f_{\min}} (g_{\max} - g_{\min}) + g_{\min} \quad (33)$$

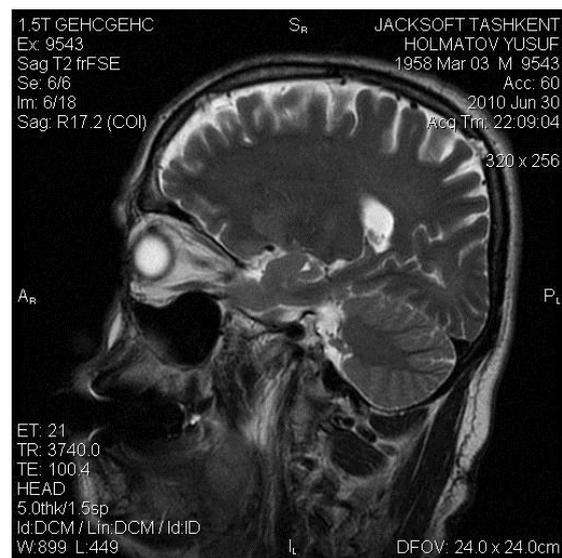
(при 0,005 квантилях слева и справа).

линейное контрастирование исходного изображения, результат которого представлен на рисунке 7, выполнено при $g_{\min}=0$ и $g_{\max}=255$.

Сравнение двух изображений свидетельствует о значительно лучшем визуальном качестве обработанного изображения. Улучшение связано с представлением изображения после контрастирования в полном динамическом диапазоне сигнала.



a)



b)

Рисунок 22 а) Исходное изображение; б) автоматическое контрастирование

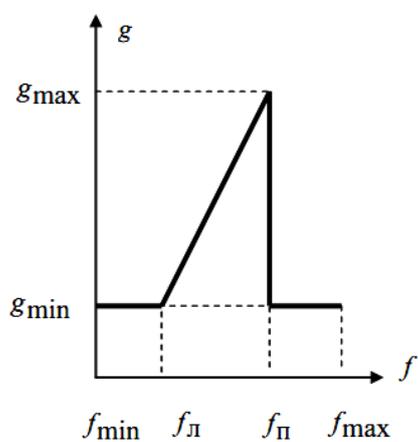


Рисунок 23. Амплитудная передаточная характеристика преобразования при выделении диапазона значений сигнала изображения.

3.3 ВЫДЕЛЕНИЕ ДИАПАЗОНА ЯРКОСТЕЙ

Выделение диапазона яркостей производится преобразованием, амплитудная передаточная характеристика которого имеет вид, представленный на рисунке 8.

Преобразование, выполняемое в соответствии с характеристикой, представленной на рисунке 8, позволяет выделить те участки изображения, яркость которых соответствует заданному интервалу значений $[f_{l..f_{h}}]$. При этом остальные участки оказываются

представленными некоторым «серым» фоном (имеют яркость, соответствующую уровню g_{\min}). Такое преобразование позволяет повысить детальность наблюдаемой картины в выбранном диапазоне яркостей. Выходное изображение может использовать полный диапазон представления сигнала.

3.4 ПРЕОБРАЗОВАНИЕ ИЗОБРАЖЕНИЯ В НЕГАТИВ.

Поэлементное преобразование изображения, позволяющее сформировать негатив исходного изображения, выполняется в соответствии с уравнением:

$$g(n,m)=(2^L-1)-f(m,n). \quad (34)$$

Такое преобразование позволяет повысить различимость белых и серых деталей на темном фоне. Эта процедура может быть также связана, например, с синтезом цветных текстурных изображений для формирования сигнала насыщенности при известном сигнале яркости. Такое применение основано на том, что чем выше яркость сигнала, тем меньше

насыщенность вследствие более широкого диапазона спектра отраженного излучения. Иллюстрацией такого соответствия служит рисунок 9, на котором представлены изображения негатива яркости и насыщенности, соответствующие одному и тому же изображению, полученному при натурной съемке.

3.5 Степенные преобразования

К степенным преобразованиям яркости относятся преобразования вида:

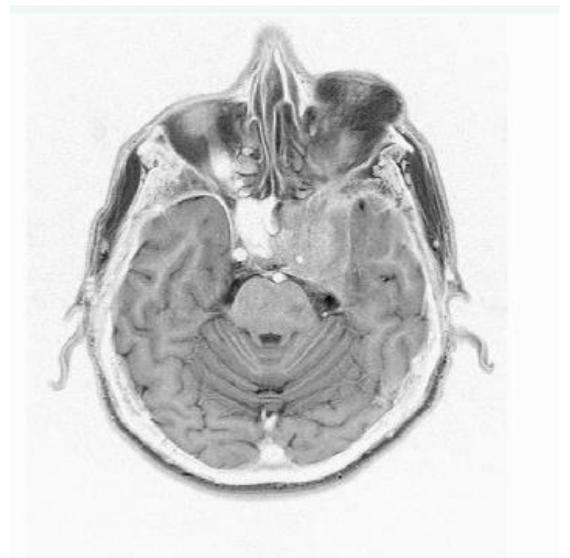
$$g(n, m) = c(f(n, m) + f_0)^\gamma, \quad (35)$$

где c, f_0, γ - неотрицательные константы.

Одним из наиболее часто применяемых в обработке изображений является преобразование, называемое гамма-коррекцией. Пример применения гамма-коррекции со значениями параметров преобразования $c=1, f=1, \gamma = 0,5$



б)



а)

Рисунок 23. а) исходная изображение ;
б) преобразования в негатив.

9	8	7	6	7	8	9
8	5	4	3	4	5	8
7	4	2	1	2	4	7
6	3	1	0	1	3	6
7	4	2	1	2	4	7
8	5	4	3	4	5	8
9	8	7	6	7	8	9

На рисунке 24. представлена иерархия окрестностей отсчета, обозначенного «0».

3.6 Логарифмическое преобразование

В ряде случаев оказывается полезным нелинейное преобразование яркости. Одним из таких преобразований является логарифмическое преобразование яркости. Диапазон значений яркости автоматически вписывается в диапазон $[0 \dots 2^L - 1]$. Строится гистограмма изображения и оценивается математическое ожидание - mean, минимальное, максимальное значения сигнала. Вычисляются: положительный диапазон

$$\text{PositiveRange} = \max(2, f_{\max} - \text{mean});$$

отрицательный диапазон

$$\text{NegativeRange} = \max(2, \text{mean} - f_{\min});$$

и два коэффициента преобразования:

$$\text{PositiveAlpha} = 2^L - 1 / \ln(\text{PositiveRange});$$

$$\text{NegativeAlpha} = 2^L - 1 / \ln(\text{NegativeRange}).$$

Для всех отсчетов изображения вычисляется разность яркости и среднего значения сигнала:

$$\text{Bufer} = f(n, m) - \text{mean}.$$

На основании этого значения формируется выходное изображение:

$$g(n, m) = \begin{cases} \text{mean} + \text{round}(\text{PositiveAlpha} * \ln(\text{Bufer}), & \text{Bufer} \geq 1 \\ \text{mean} - \text{round}(\text{NegativeAlpha} * \ln(\text{abs}(\text{Bufer})), & \text{Bufer} \leq -1. \\ \text{mean}, & \text{иначе} \end{cases}$$

3.7 ПРЕОБРАЗОВАНИЕ ГИСТОГРАММ

При всех поэлементных преобразованиях происходит изменение закона распределения вероятностей, описывающего изображение. При линейном контрастировании сохраняется вид плотности вероятности, однако в общем случае, т.е. при произвольных значениях параметров линейного преобразования, изменяются параметры плотности вероятности преобразованного изображения.

Определение вероятностных характеристик изображений, прошедших нелинейную обработку, является прямой задачей анализа. При решении практических задач обработки изображений может быть поставлена обратная задача: по известному виду плотности вероятности $P_{f_{\max}(f)}$ и

желаемому виду $p_g(g)$ определить требуемое преобразование $g=\varphi(f)$, которому следует подвергнуть исходное изображение. В практике цифровой обработки изображений часто к полезному результату приводит преобразование изображения к равновероятному распределению. В этом случае

$$p_g(g) = \begin{cases} 1/(g_{\max} - g_{\min}), & g_{\min} \leq g \leq g_{\max} \\ 0, & \text{иначе} \end{cases}, \quad (36)$$

где g_{\min} и g_{\max} - минимальное и максимальное значения яркости преобразованного изображения. Определим характеристику преобразователя, решающего данную задачу. Пусть f и g связаны функцией (5.1), $P_f(f)$ и $P_g(g)$ - интегральные законы распределения входной и выходной яркостей. Учитывая (5.5), находим:

$$P_g(g) = \int_{g_{\min}}^g p_g(g) dg = \frac{g - g_{\min}}{g_{\max} - g_{\min}}. \quad (37)$$

Подставляя это выражение в условие вероятностной эквивалентности

$$P_f(f) \text{ и } P_g(g)$$

после простых преобразований получаем соотношение

$$g = (g_{\max} - g_{\min}) \cdot P_f(f) + g_{\min}, \quad (38)$$

представляющее собой характеристику (5.1) в решаемой задаче. Согласно (5.6) исходное изображение проходит нелинейное преобразование, характеристика которого $P_f(f)$ определяется интегральным законом распределения исходного изображения. После этого результат приводится к заданному динамическому диапазону при помощи операции линейного контрастирования.

3.8 ОСНОВЫ ФИЛЬТРАЦИИ ИЗОБРАЖЕНИЙ

Изображения, полученные на выходе оптико-электронных преобразователей, искажены помехами. Это затрудняет как визуальный анализ изображений человеком - оператором, так и их автоматическую компьютерную обработку. При обработке изображений помехами являются и некоторые области самого изображения. Например, при анализе объектов на сложном фоне, фон тоже представляет собой помеху. При цифровой обработке изображений необходимо устранять геометрические искажения изображений, подавлять шумы различной природы, производить апертурную коррекцию. Ослабление действия помех достигается фильтрацией. Фильтрация изображений производится в пространственной и частотной областях. При пространственной фильтрации изображений преобразование выполняется непосредственно над значениями отсчетов изображения. Результатом фильтрации является оценка полезного сигнала изображения. Изображение представляет собой двумерную функцию пространственных координат, изменяющуюся медленнее, чем двумерная функция, описывающая помеху. Поэтому при оценке полезного сигнала в каждой точке кадра рассматривают окрестность этой точки (некоторое множество соседних с ней точек), используя общие характеристики сигнала в этой окрестности. В других случаях признаком полезного сигнала являются резкие перепады яркости. Однако, как правило, частота этих перепадов относительно невелика, так что на значительных промежутках между ними сигнал либо постоянен, либо изменяется медленно. И в этом случае свойства сигнала проявляются при наблюдении его не только в отдельной точке, но и при анализе ее окрестности. Заметим, что понятие окрестности является достаточно условным.

«1» обозначена окрестность первого порядка, для которой расстояние между элементами равно 1. «2» обозначена окрестность второго порядка, к которой относятся диагональные элементы, расстояние от которых до центрального отсчета «0» равно 2. Окрестность третьего порядка представлена элементами, отстоящими от центрального элемента на расстояние, равное 2, и так далее. В соответствии с рисунком 6.1 формируется иерархия конфигураций окрестности центрального отсчета рассматриваемого фрагмента (окна)кадра по возрастанию расстояний от него до отсчета окрестности. (рис 24)

Окрестность может быть образована лишь ближайшими соседями, но может содержать и достаточно много элементов кадра. При рассмотрении окрестности большого размера, иногда устанавливается различная степень влияния далеких и близких от центра окрестности точек на сигнал, формируемый на выходе фильтра в данной точке кадра. Таким образом, идеология фильтрации основывается на использовании как данных текущей точки, так и ее окрестности. В этом проявляется существенное отличие фильтрации от рассмотренных выше поэлементных процедур:

фильтрация не может быть поэлементной процедурой обработки изображений.

Традиционная фильтрация в частотной области требует выполнения следующей последовательности преобразований [28]:

- двумерное дискретное преобразование изображения из пространственной области в частотную (например, посредством дискретного преобразования Фурье),
- преобразование дискретного спектра сигнала изображения,
- обратное двумерное дискретное преобразование, позволяющее восстановить полезный сигнал изображения в пространственной области.

Задача заключается в том, чтобы найти такую вычислительную процедуру, которая обеспечила бы получение наилучших результатов.

Общепринято при решении этой задачи опираться на использование вероятностных моделей изображения и помехи, а также на применение статистических критериев оптимальности. Причины этого понятны - это случайные законы распределения полезного сигнала и помехи и стремление получить минимальное в среднем отличие результата обработки от результата обработки идеального сигнала. Многообразие методов и алгоритмов связано с большим разнообразием сюжетов, обуславливающих множество различных математических моделей, используемых для описания сигналов. Кроме того, применение различных критериев оптимальности также ведет к разнообразию методов фильтрации. Наконец, даже при совпадении моделей и критериев часто из-за математических трудностей не удается найти оптимальную процедуру.

Сложность нахождения точных решений порождает различные варианты приближенных методов и процедур.

В практике цифровой обработки изображений широко используется масочная фильтрация. Ее линейная разновидность является одним из вариантов двумерной фильтрации с конечной импульсной характеристикой (КИХ) фильтра. В качестве маски используется множество весовых коэффициентов, заданных во всех точках окрестности S , обычно симметрично окружающих текущую точку кадра. Распространенным видом окрестности, часто применяемым на практике, является квадрат 3×3 с текущим элементом в центре. Применяют различные маски, одним из эвристических вариантов является равномерная маска, все девять весовых коэффициентов которой равны $1/9$. Такой выбор коэффициентов отвечает условию сохранения средней яркости, вследствие чего выходной сигнал оказывается вписанным в диапазон входного сигнала. Применение процедур фильтрации приводит к существенному снижению уровня шума в изображении.

3.9 ЛИНЕЙНАЯ ПРОСТРАНСТВЕННАЯ ФИЛЬТРАЦИЯ

Пространственная фильтрация изображения $f(x, y)$, $x \in [0, (N-1)], y \in [0, (M-1)]$ позволяет применять фильтры с КИХ [39]

Поскольку в изображении понятия прошлого и будущего времени становятся условными, мы можем использовать амплитуды отсчетов как в направлении увеличения индексов, так и в направлении уменьшения индексов. Пространственная фильтрация выполняется как операции двумерной свертки импульсной характеристики фильтра $h(s,t)$ с изображением $f(x,y)$, где s – координата характеристики в горизонтальном направлении вдоль оси x , $s \in [-n/2, n/2]$ t – координат характеристики в вертикальном направлении вдоль оси y , $t \in [-m/2, m/2]$:

$$g(x,y) = f(x,y) * h(x,y) = \sum_{t=-m/2}^{m/2} \sum_{s=-n/2}^{n/2} f(s,t)h(x-s,y-t) = \sum_{t=-m/2}^{m/2} \sum_{s=-n/2}^{n/2} f(x-s,y-t)h(s,t). \quad (39)$$

Прямоугольная область размером $m \times n$, на которой задана импульсная характеристика, называется маской или ядром фильтра. Рассмотрим, как соотносятся координаты отображения и импульсной характеристики фильтра на примере.

Пусть $m=3$, $n=3$. Элементы импульсной характеристики фильтра и соответствующей области изображения представлены на рисунке 6.2. Начало координат фильтра устанавливается в центр импульсной характеристики. Отсчеты импульсной характеристики отражаются относительно начала координат (что равносильно повороту маски на 180°), и центр маски смещается в положение (x,z) .

	$s = -1$	$s = 0$	$s = 1$
$t = -1$	$f(-1,-1)$	$f(0,-1)$	$f(1,-1)$
$t = 0$	$f(-1,0)$	$f(0,0)$	$f(1,0)$
$t = 1$	$f(-1,1)$	$f(0,1)$	$f(1,1)$

	$s = -1$	$s = 0$	$s = 1$
	$h(1,1)$	$h(0,1)$	$h(-1,1)$
	$h(1,0)$	$h(0,0)$	$h(-1,0)$
	$h(1,-1)$	$h(0,-1)$	$h(-1,-1)$

Рисунок 25. Положение отсчетов импульсной характеристики при свертке с изображением $f(x,y)$

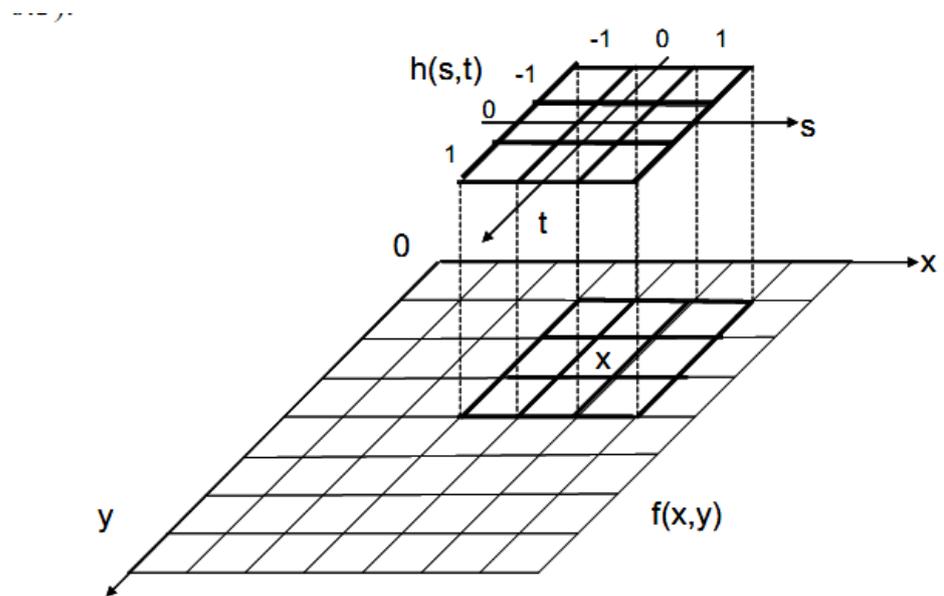
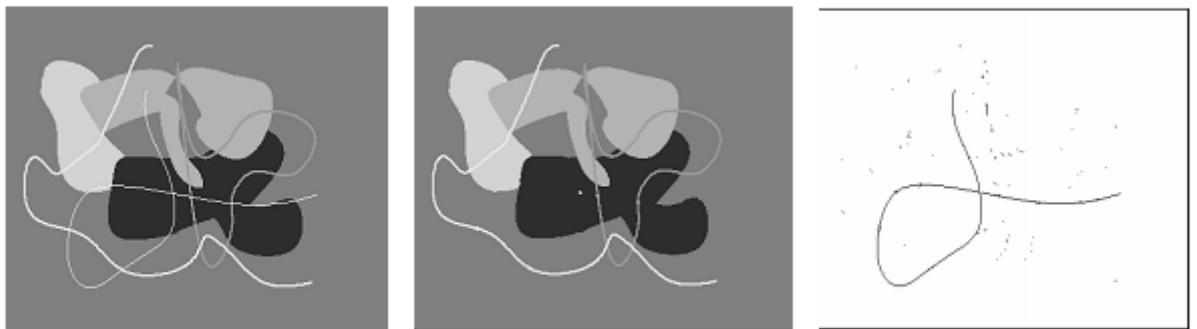


Рисунок 26. Корреляция изображения $f(x,y)$ с маской $h(s,t)$.



а)б)в)

Рисунок 27. Применение медианного фильтра с окном 3×3 элемента. а) исходное изображение; б) выходное изображение; в) изображение разности изображений а) и б).

Эта операция не требует отражения импульсной характеристики, а представляет собой вычисление в скользящей по изображению маске фильтра произведений отсчетов изображения на соответствующие коэффициенты фильтра и их суммирование (в соответствии с рисунком 26).

Для обработки краевых эффектов необходимо увеличить изображение по строкам и столбцам на $n/2$ отсчетов слева и справа и на $m/2$ отсчетов сверху и снизу. При этом расширение может выполняться разными способами: дополнением нулями, повторением граничных элементов, периодическим повторением ($x \bmod N, y \bmod M$) или зеркальным отражением граничных элементов. Размер выходного изображения при этом сохраняется равным размеру входного изображения.

При построении линейных КИХ фильтров часто используют непараметрический подход. Линейные сглаживающие фильтры. Для уменьшения шумов широко применяются НЧ фильтры, поскольку шум представляет собой ВЧ сигнал. В частности, для НЧ фильтрации применяется усреднение сигнала в маске, например, при $n=m=3$:

$$h_1 = \frac{1}{9} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}; h_2 = \frac{1}{10} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 2 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}; h_3 = \frac{1}{16} \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix}. \quad (40)$$

Нормировка необходима для того, чтобы привести значения отклика фильтра к диапазону входных данных. Нормирующий коэффициент определяется из условия равенства единице суммы всех коэффициентов КИХ в соответствии с уравнением:

$$k = 1 / \left(\sum_{t=-m/2}^{m/2} \sum_{s=-n/2}^{n/2} h(s,t) \right). \quad 41$$

Линейная фильтрация широко применяется при подавлении шумов в изображении, для компенсации неравномерности чувствительности создания эффектов размытия изображений.

Она также широко применяется в задачах выделения контуров на изображении, подчеркивания верхних пространственных частот [40,41]. В этом случае коэффициенты КИХ фильтра вычисляются на основе дифференцирования амплитуды сигнала, что эквивалентно дискретным разностям амплитуд отсчетов:

$$\begin{aligned} \partial f(x, y) / \partial x \sim \Delta f_x(x, y) &= f(x, y) - f(x - 1, y) \\ \partial f(x, y) / \partial y \sim \Delta f_y(x, y) &= f(x, y) - f(x, y - 1). \end{aligned} \quad (42)$$

Производные можно брать не только по горизонтали и вертикали, но и в произвольном направлении. Соответствующие импульсные характеристики фильтров имеют вид:

$$\begin{aligned} &\begin{bmatrix} -1 \\ 1 \end{bmatrix}, \begin{bmatrix} -1 & 1 \end{bmatrix}, \\ &\begin{bmatrix} 0 & 1 \\ -1 & 0 \end{bmatrix}, \begin{bmatrix} -1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix}. \end{aligned} \quad (43)$$

КИХ (43), формирующие производные в ортогональных направлениях с наклоном $+45^\circ$ и -45° , используются в операторе Робертса.

Доктор Джудит Превитт для обнаружения границ медицинских изображений применила оператор, маски которого получили ее имя [42]:

$$\begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -1 & -1 \end{bmatrix}. \quad (44)$$

Широко применяется в обработке изображений для выделения контуров оператор Собеля:

$$\begin{bmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix}, \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (45)$$

Для выделения контуров применяются также вторые производные амплитуды сигнала. Оператор Лапласа, имеющий вид:

$$\nabla^2 f(x, y) = \partial^2 f(x, y) / \partial x^2 + \partial^2 f(x, y) / \partial y^2, \quad (46)$$

можно применить в виде линейного КИХ фильтра с импульсной характеристикой:

$$\begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & -4 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix}. \quad (47)$$

3.10 МЕДИАННЫЙ ФИЛЬТР

Медианный фильтр (МФ) (предложен Тьюки в 1974 г.) заменяет центральный элемент маски медианой упорядоченной (по невозрастанию или по неубыванию амплитуды) выборки, сформированной из всех амплитуд отсчетов, покрываемых маской фильтра. При применении МФ происходит последовательная обработка каждой точки кадра, в результате чего образуется последовательность оценок. При медианной фильтрации используется скользящее двумерное окно. В принципе, для каждого отсчета выполняется независимая оценка медианы в окне. В целях ускорения оценки целесообразно алгоритмически на каждом шаге использовать ранее выполненные вычисления. Размер окна устанавливается нечетным и равным $n \times m$. Отсчеты изображения, оказавшиеся в пределах окна, образуют рабочую выборку текущего отсчета. Если упорядочить последовательность $\{f_i, i=[1, mn]\}$ по неубыванию, то ее медианой будет тот элемент выборки, который

занимает центральное положение в этой упорядоченной последовательности. Этот элемент является $(mn+1)/2$ наибольшим и $(mn+1)/2$ наименьшим значением в выборке и определяет результат медианной фильтрации для текущей точки кадра. Введем формальное обозначение описанной процедуры в виде:

$$g_{med} = med(f_1, f_2, \dots, f_n). \quad (48)$$

Рассмотрим пример. Предположим, что упорядоченная последовательность Y в окне размером 3×3 имеет вид: $Y = \{99, 140, 97, 150, 255, 155, 158, 99, 175\}$, где элемент 255 соответствует центру окна. Большое значение яркости в этой точке кадра является результатом воздействия импульсной помехи. Упорядоченная по неубыванию выборка имеет вид: $\{97, 99, 99, 140, 150, 155, 158, 175, 255\}$, следовательно, в соответствии с процедурой, на выходе медианного фильтра получаем $med\ g = 150$. Видим, что учет яркостей элементов окрестности при фильтрации в текущей точке привел к подавлению импульсной помехи. Если импульсная помеха не является точечной, а занимает некоторую область, то она также может быть подавлена, если размер этой локальной области будет меньше, чем половина размера апертуры МФ. Поэтому для подавления импульсных помех, поражающих локальные участки изображения, следует увеличивать размеры апертуры МФ.

Из (формула) следует, что действие МФ состоит в “игнорировании” как положительных, так и отрицательных выбросов значений входной выборки. Такой принцип подавления помехи может быть применен и для ослабления шума на изображении. Однако исследование подавления шума при помощи медианной фильтрации показывает, что ее эффективность при решении этой задачи ниже, чем у линейной фильтрации. Медианная фильтрация лучше сохраняет границы изображения, чем любая линейная фильтрация. Механизм этого явления очень прост и заключается в следующем. Предположим, что окно фильтра находится вблизи границы,

разделяющей светлый и темный участки изображения, при этом его центр располагается в области темного участка. Тогда рабочая выборка будет содержать большее количество элементов с малыми значениями яркости, следовательно, и медиана будет находиться среди элементов с малыми значениями яркости. И наоборот, если центр окна смещен в область более высокой яркости, то и медиана будет находиться в области более высокой яркости. Это позволяет при применении МФ сохранить перепады яркости.

Медианные фильтры подавляют импульсные шумы. К таким шумам относится и шум типа «соль и перец», отсчеты которого имеют значения, соответствующие максимальному («соль») и минимальному («перец») уровням квантования в сигнале изображения. Резкие изменения амплитуды сохраняются медианным фильтром, а импульсная помеха, размер которой $\leq m \cdot n / 2$, таким фильтром подавляется. Однако при увеличении маски фильтра можно потерять информацию о малоразмерных областях изображения и произвести искажение границ областей, особенно в угловых положениях. На рисунке 27 приведен синтезированный пример, иллюстрирующий исчезновение линии толщиной 1 элемент на изображении, полученном после применения медианного фильтра размером 3×3 .

3.11 Артефакты.

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

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

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

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

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

1. 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. Уменьшить артефакты можно используя кардиологическую и респираторную синхронизацию.

2. Артефакт от пульсации спинномозговой жидкости проявляется в виде появления на изображении темных полос. Для устранения этого артефакта используют компенсацию потока, заключающуюся в подаче дополнительного градиента для устранения разницы фаз стационарных и движущихся спинов за интервал TE. Если артефакты остаются, дополнительно используют кардиотриггер.

3. 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).

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.

3.12 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. 32). Уменьшить артефакты можно используя кардиологическую и респираторную синхронизацию.

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.

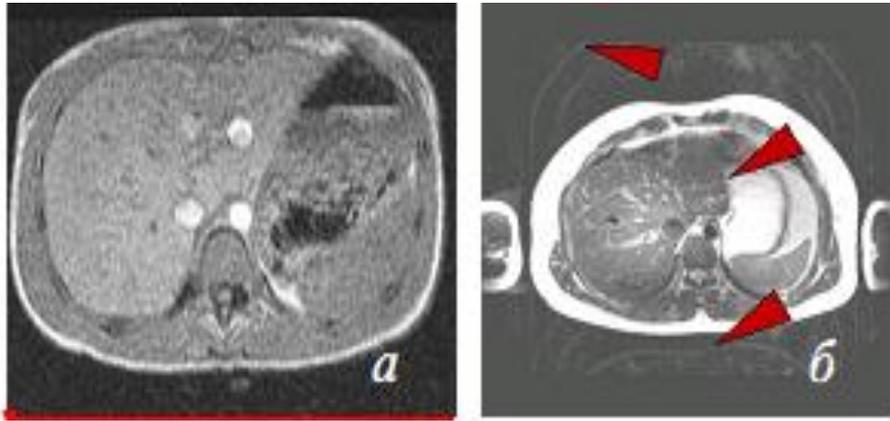


Рисунок 32. Артефакт от пульсации аорты (а) и дыхания (б)

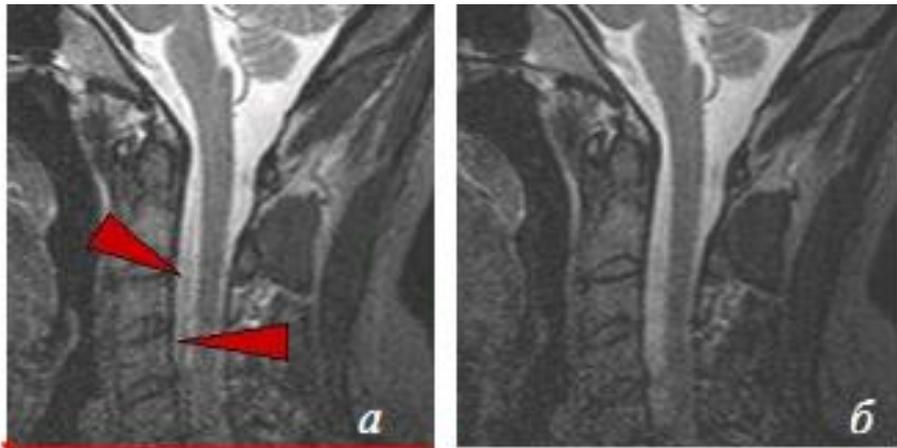


Рисунок 33. Изображение с (а) и без (б) артефакта пульсации СМЖ

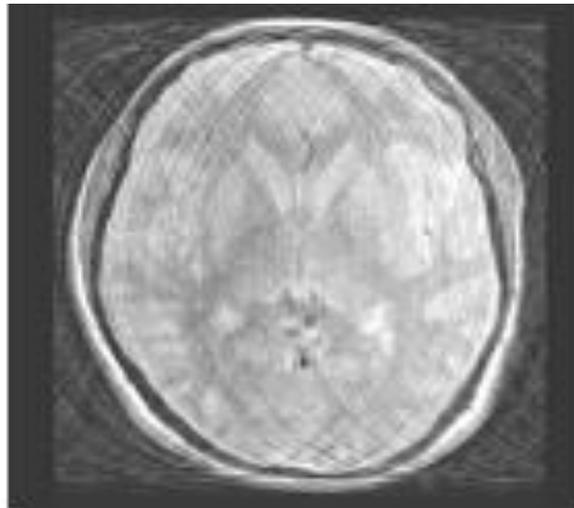


Рисунок 34. Артефакт, вызванный движением пациента

Их интенсивность зависит от того, в какой момент заполнения k-пространства возникло движение. Когда движение возникает в последние секунды сканирования при заполнение внешних краев k-пространства, то артефакт не сильно затрагивает изображение. Избежать появления этих артефактов можно используя быстрые методы сканирования.

3.13 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 35

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).

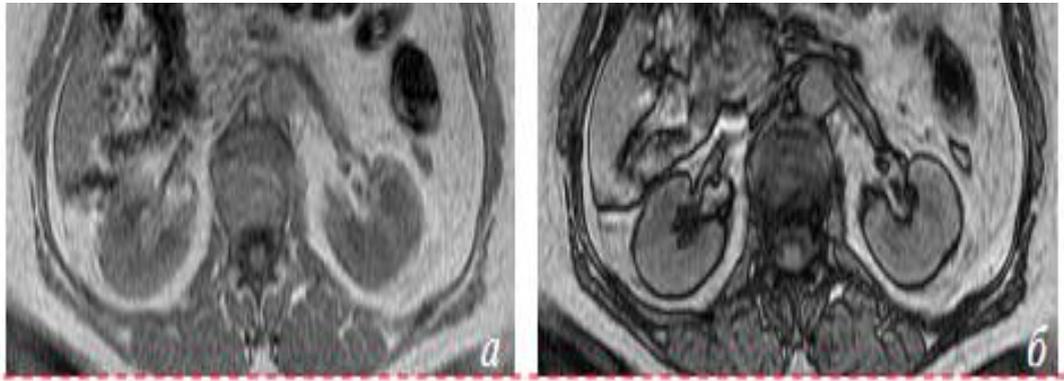


Рисунок 35. Один срез GRE III в фазе (а) и противофазе (б)

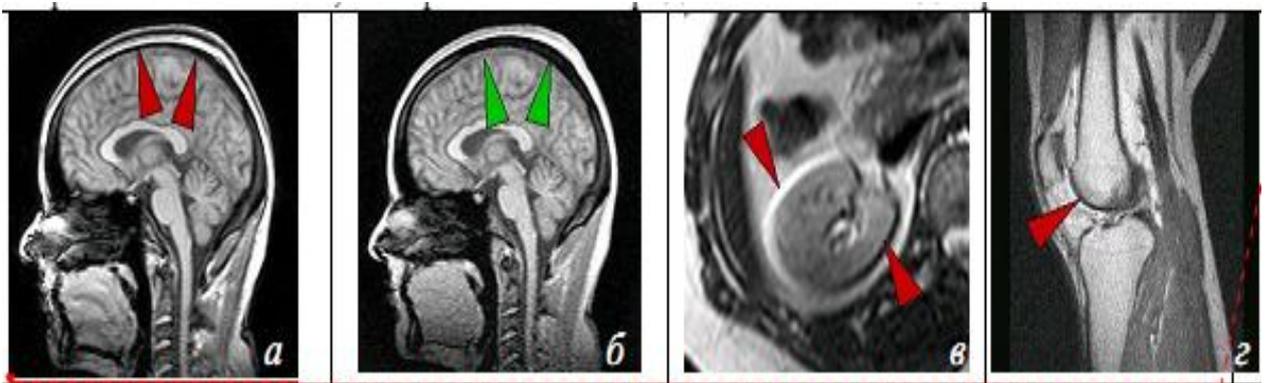


Рисунок 36. Артефакт химического сдвига

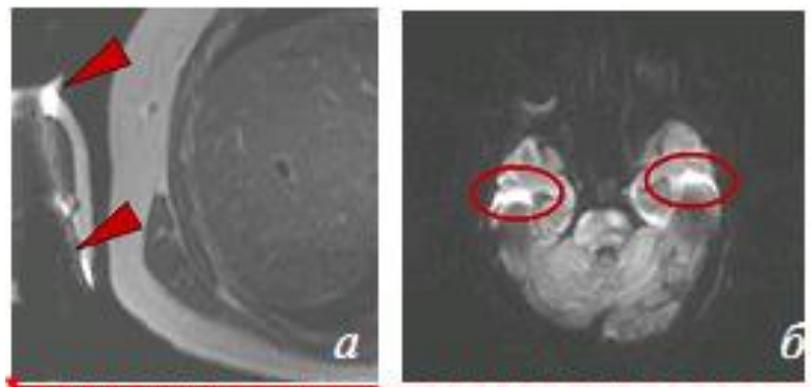


Рисунок 37. Артефакт восприимчивости (а) от металла, (б) на границе тканей

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. 36а 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. 36 б). На рис. 36в артефакт виден справа и слева от почки в направлении частоты, а на рис. 36г - спереди от кости в виде яркой линии.

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. 37). Артефакты сильнее при сканировании с длинным TE и при использовании GRE ИП.

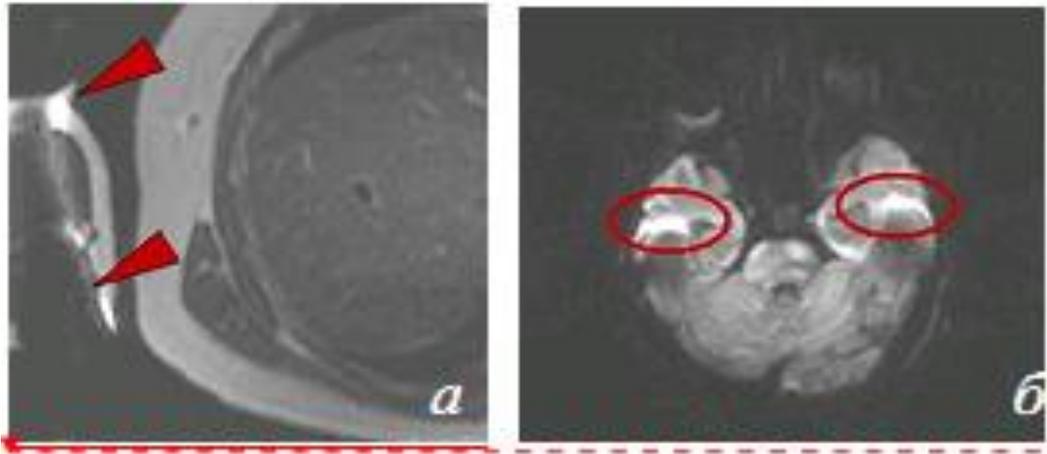


Рисунок 37. Артефакт восприимчивости (а) от металла, (б) на границе тканей

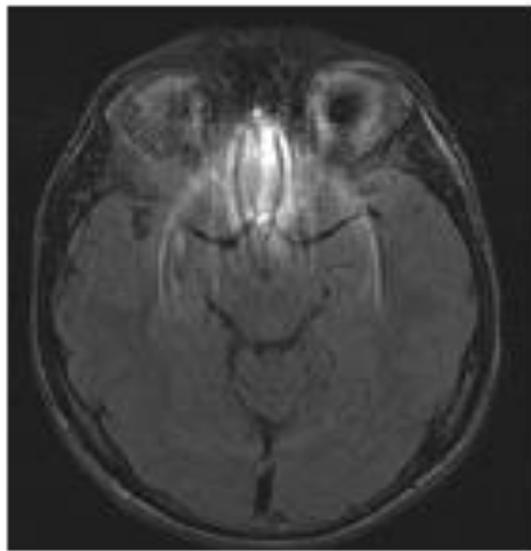


Рисунок38 Артефакт от металла

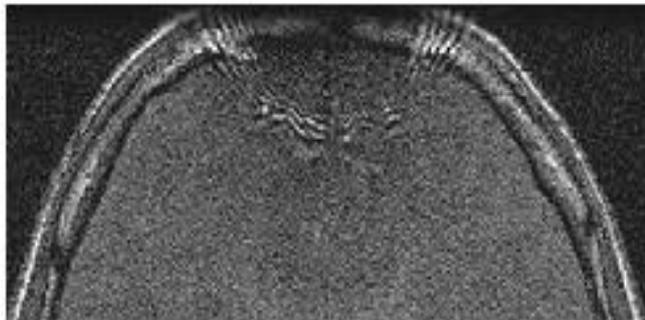


Рисунок 39 . Муар

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 $1 T$ релаксации тканей изменяется внутри отображаемого объема и выбранное $T1$ в центре отображаемого объема соответствует подавлению жира, а на краю катушки оно же соответствует подавлению воды.

Ферромагнитные металлы также приводят к появлению артефактов, т.к. вызывают неоднородность магнитного поля, которая дает местную потерю сигнала, часто сопровождаемую областью с высокой интенсивностью сигнала и искажением изображения (рис. 38). 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.

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

Снизить артефакт можно используя SE последовательности, которые менее чувствительны к неоднородностям магнитного поля, или используя методы коррекции [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. 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 39)

3.14 Артефакты, вызванные неисправностью оборудования

Вихревые токи вызывают сильные искажения изображения (рис. 40) 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).

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.

Глава4. Разработка алгоритма и программного обеспечения для исследований медицинских изображений с помощью MATLAB image processing.

4.1 MATLAB пакет прикладных программ для решения задач технических вычислений

MATLAB является языком высокого уровня для выполнения технических и научных вычислений. В нем интегрированы вычисления, визуализация и программирование в удобной пользовательской среде, в которой задачи и их решения выполняются с помощью привычных математических обозначений. Типичный набор действий включает:

- математические вычисления;
- разработку алгоритмов;
- моделирование и создание прототипных систем;
- анализ данных, их исследование и визуализацию;
- построение различных графиков;
- разработку приложений и пользовательский интерфейс.

MATLAB представляет собой интерактивную систему, в которой базовым элементом выступает массив элементов, который не требует задания фиксированной размерности. Это позволяет легко формулировать условия и решения многих вычислительных задач, которым требуется матричное представление объектов. При этом необходимая работа займет лишь малую долю времени, которое потребовалось бы для написания аналогичных программ на скалярном и неинтерактивном языке типа C или Fortran.

Название MATLAB происходит от английского словосочетания MATrix LABoratory. Система MATLAB была написана для облегчения доступа к матричным программным продуктам, разработанным в рамках проектов LINPACK (Linear System Package) и EISPACK (Eigen System Package). В настоящее время ядро MATLAB встроено в библиотеки LAPACK (Linear Algebra Package) и BLAS (Basic Linear Algebra Subprograms), которые включают самое современное программное обеспечение для матричных вычислений. В университетской среде MATLAB является стандартом вычислительных инструментов для начальных и углубленных курсов по

математике, технике и другим научным дисциплинам. В промышленности MATLAB широко используется многими исследователями и разработчиками. Система MATLAB имеет расширения в виде наборов специализированных программ, которые по-английски называются toolbox (набор инструментов). Пакет Image Processing Toolbox (IPT) состоит из функций MATLAB (они называются М-функции или М-файлы), которые расширяют возможности стандартной среды MATLAB для решения задач цифровой обработки изображений. Другие наборы toolbox, которые иногда используются в IPT, — это Signal Processing Toolbox (пакет обработки сигналов), Neural Network Toolbox (пакет для нейронной сети), Fuzzy Logic Toolbox (пакет с нечеткой логикой) и Wavelet Toolbox (пакет для работы с вейвлетами). Рабочая среда системы MATLAB В этом параграфе делается краткий обзор некоторых важных действий и базовых приложений в среде MATLAB.

4.2 Рабочий стол MATLAB

Рабочий стол MATLAB — это основное окно приложения MATLAB. Как показано на рис. 41, рабочий стол состоит из пяти подокон: окна команд (Command Window), окна рабочего пространства (Workspace Browser), окна текущей папки (Current Directory Window), окна совершенных команд (Current History Window) и одного или нескольких окон графиков.

Рабочий стол MATLAB и его основные компоненты Окно команд (Command Window) — это область, где пользователь набирает команды и выражения MATLAB после приглашения системы (>>) (ввод) и где система помещает свои отклики на команды пользователя (вывод). При каждом сеансе работы MATLAB формирует рабочее пространство, т. е. множество переменных, создаваемых пользователем.

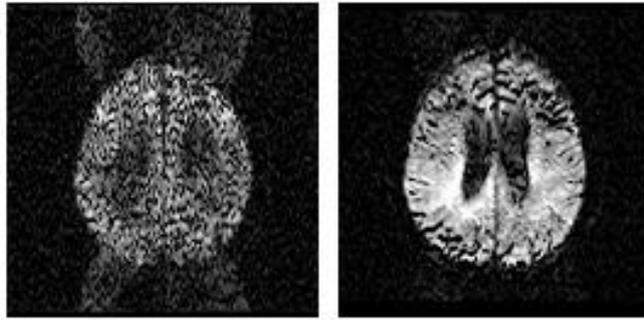


Рис. 40. Артефакт, вызванный наличием вихревых токов

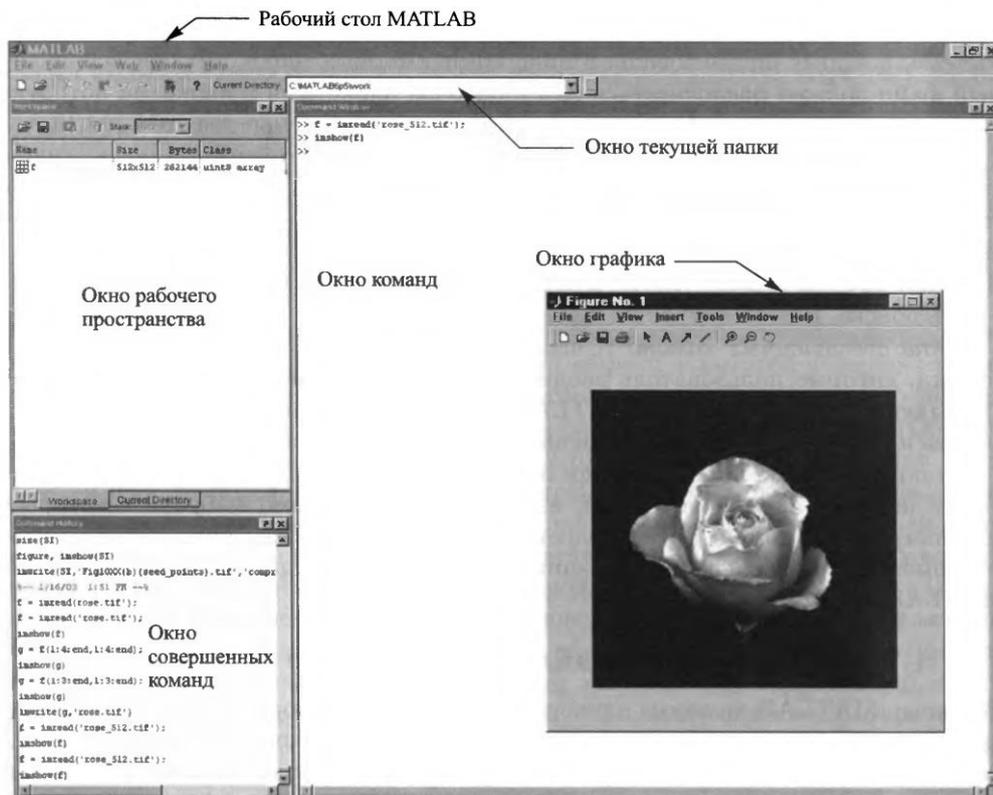


Рисунок 41. Рабочий стол MATLAB и его основные компоненты

Над заголовком окна рабочего пространства расположена метка Current Directory (текущая папка), за которым расположено окно текущей папки (Current Directory Window), отражающее ее полный системный путь, например, C:\MATLAB\Work. Это означает, что папка «Work» является подпапкой главной папки «MATLAB» приложения MATLAB, которое установлено на диск C. Если нажать левой клавишей мыши на треугольник справа от окна текущей папки, то раскроется список путей недавно использованных папок, что позволяет пользователю быстро менять текущую рабочую папку.

Система MATLAB использует переменную окружения путь поиска (SearchPath) для обнаружения M-файлов и файлов других типов, используемых в этой системе, которые организованы в виде компьютерных папок. Любой исполняемый файл должен располагаться или в рабочей папке, или в папке, на которую указывает путь поиска. По умолчанию, файлы, поставляемые вместе с MATLAB и MathWorks, помещаются в Search Path. Самый простой путь узнать, какие папки помещены в Search Path, а также добавить, удалить или модифицировать имеющиеся там записи, — это выбрать пункт Set Path в меню File рабочего стола и совершить необходимые действия в появившемся диалоговом окне Set Path. В начале работы бывает удобно поместить ссылки на часто используемые папки в путь поиска. В этом случае не придется часто менять текущую папку системы. Окно совершенных команд (Current History Window) содержит записи всех команд, которые пользователь вводил в окне команд, включая текущую и все предыдущие сеансы работы с MATLAB. Ранее исполненные команды можно выбирать и повторно исполнять из окна совершенных команд. Для этого достаточно щелкнуть правой кнопкой мыши по команде или последовательности команд. Такое действие активирует меню, из которого необходимо выбрать некоторые дополнительные опции для выполнения этих команд. Такая организация хорошо помогает при экспериментировании с разными командами в сеансе работы с MATLAB.

4.3 Создание М-файлов в редакторе MATLAB

Редактор MATLAB является одновременно специализированным текстовым редактором для создания М-файлов и графическим отладчиком программ MATLAB. Редактор может работать в своем собственном окне или может быть подокном рабочего стола. М-файлы имеют расширение .m, например, `pixeldup.m`. Окно редактора MATLAB имеет несколько выпадающих меню для выполнения действий типа сохранить, посмотреть или отладить файл. Этот текстовый редактор выполняет простейшие синтаксические проверки, а также использует разные цвета для выделения различных элементов кода, поэтому его всегда обоснованно рекомендуют в качестве инструмента для написания и редактирования М-функций.

Для вызова редактора достаточно набрать `edit` после приглашения в окне команд. Аналогично командой `edit filename` открывается файл `filename.m` для работы в редакторе. Как уже говорилось, этот файл должен располагаться в текущей папке или на пути поиска `Search Path`.

4.4 Создание программную реализацию. MATLAB GUIDE

Состав MatLab входит среда GUIDE для создания приложений с графическим интерфейсом пользователя. Работа в этой среде достаточно проста - элементы управления (кнопки, раскрывающиеся списки и т.д.) размещаются при помощи мыши, а затем программируются события, которые возникают при обращении пользователя к данным элементам управления.

Приложение может состоять как из одного основного окна, так и нескольких окон и осуществлять вывод графической и текстовой информации, в основное окно приложения и в отдельные окна. Ряд функций MatLab предназначен для создания стандартных диалоговых окон открытия и сохранения файла, печати, выбора шрифта, окна для ввода данных и др., которыми можно пользоваться в собственных приложениях.

Что необходимо знать для создания приложений с графическим интерфейсом? Во-первых, как программируются файл-функции с

подфункциями, файл-функции с переменным числом входных и выходных аргументов. Во-вторых, требуется иметь представление об иерархической структуре и свойствах графических объектов, уметь обращаться с указателями на них. Разумеется, не должна вызывать затруднение работа с числовыми массивами, строками, структурами, ячейками и массивами строк, структур и ячеек, а также использование конструкций встроенного языка программирования.

4.5 Программный код.

```
function varargout = Interfeys(varargin)
% INTERFEYS M-file for Interfeys.fig
%   INTERFEYS, by itself, creates a new INTERFEYS or raises the existing
%   singleton*.
%
%   H = INTERFEYS returns the handle to a new INTERFEYS or the handle to
%   the existing singleton*.
%
%   INTERFEYS('CALLBACK',hObject,eventData,handles,...) calls the local
%   function named CALLBACK in INTERFEYS.M with the given input arguments.
%
%   INTERFEYS('Property','Value',...) creates a new INTERFEYS or raises
the
%   existing singleton*. Starting from the left, property value pairs are
%   applied to the GUI before Interfeys_OpeningFcn gets called. An
%   unrecognized property name or invalid value makes property application
%   stop. All inputs are passed to Interfeys_OpeningFcn via varargin.
%
%   *See GUI Options on GUIDE's Tools menu. Choose "GUI allows only one
%   instance to run (singleton)".
%
% See also: GUIDE, GUIDATA, GUIHANDLES

% Edit the above text to modify the response to help Interfeys

% Last Modified by GUIDE v2.5 23-May-2012 19:46:45

% Begin initialization code - DO NOT EDIT
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',       mfilename, ...
                  'gui_Singleton',  gui_Singleton, ...
                  'gui_OpeningFcn', @Interfeys_OpeningFcn, ...
                  'gui_OutputFcn',  @Interfeys_OutputFcn, ...
                  'gui_LayoutFcn',  [], ...
                  'gui_Callback',   []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end

if nargout
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end
% End initialization code - DO NOT EDIT
```

```

% --- Executes just before Interfeys is made visible.
function Interfeys_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)
% This function has no output args, see OutputFcn.
% hObject    handle to figure
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles     structure with handles and user data (see GUIDATA)
% varargin   command line arguments to Interfeys (see VARARGIN)

% Choose default command line output for Interfeys
handles.output = hObject;

% Update handles structure
guidata(hObject, handles);

% UIWAIT makes Interfeys wait for user response (see UIRESUME)
% uiwait(handles.figure1);

% Get default command line output from handles structure
varargout{1} = handles.output;

% --- Executes on button press in zagruzkaizb.
function zagruzkaizb_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to ОТКРИТ (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles     structure with handles and user data (see GUIDATA)
% функция обработки события Callback кнопки Open
% вызываем стандартное диалоговое окно открытия файла
[filename, pathname] = uigetfile('*..*', 'Open file');
% проверяем, был ли выбран файл
if ~isequal(filename,0)
    % файл был выбран, считываем изображение и выводим на оси с обработкой
    % исключительных ситуаций
    try
        % считываем изображение в матрицу A
        A = imread(strcat(pathname,filename));
        hA11 = axes('Position', [0.1 0.2 0.4 0.40])
axes(hA11);
        % выводим изображение на оси
        imshow(A);
    catch
    end
end

% -----
function Untitled_1_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to Untitled_1 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles     structure with handles and user data (see GUIDATA)

function Untitled_4_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to Untitled_4 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles     structure with handles and user data (see GUIDATA)

% -----
function Untitled_5_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to Untitled_5 (see GCBO)

```

```
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)
```

```
% -----
function ОТКРИТ_Callback(hObject, eventdata, handles)

[filename, pathname] = uigetfile('*..*', 'Open file');
% проверяем, был ли выбран файл
if ~isequal(filename,0)
    % файл был выбран, считываем изображение и выводим на оси с обработкой
    % исключительных ситуаций
    try
        % считываем изображение в матрицу A
        A = imread(strcat(pathname,filename));
        % выводим изображение на оси
        ax(1) = subplot(1,2,1);
        linkaxes(ax,'xy')
        imshow(A);
    catch
    end
end
```

```
% --- Executes during object creation, after setting all properties.
function popupmenu2_CreateFcn(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to popupmenu2 (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles empty - handles not created until after all CreateFcns called
```

```
% Hint: popupmenu controls usually have a white background on Windows.
% See ISPC and COMPUTER.
if ispc && isequal(get(hObject,'BackgroundColor'),
get(0,'defaultUicontrolBackgroundColor'))
    set(hObject,'BackgroundColor','white');
end
```

```
% --- Executes on button press in FILTR.
function FILTR_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject handle to FILTR (see GCBO)
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)
[filename, pathname] = uigetfile('*..*', 'Open file');
% проверяем, был ли выбран файл
if ~isequal(filename,0)
    % файл был выбран, считываем изображение и выводим на оси с обработкой
    % исключительных ситуаций
    try
        % считываем изображение в матрицу A
        A = imread(strcat(pathname,filename));
        ax(1) = subplot(1,2,1);
        linkaxes(ax,'xy')
        % выводим изображение на оси
        imshow(A);
        f=A;
        w4=fspecial('laplacian',0);% "Цифровая обработка изб в среде MATLAB 103 стр.
        w8=[1 1 1;1 -8 1; 1 1 1];
        f=im2double(f);
        g4=f -imfilter(f, w4, 'replicate');
        g8=f-imfilter(f,w8, 'replicate');
        imshow(g4)
    catch
```

```

end
end

% --- Executes on button press in pushbutton6.
function pushbutton6_Callback(hObject, eventdata, handles)
[filename, pathname] = uigetfile('*..*', 'Open file');
% проверяем, был ли выбран файл
if ~isequal(filename,0)
    % файл был выбран, считываем изображение и выводим на оси с обработкой
    % исключительных ситуаций
    try
        % считываем изображение в матрицу A
        A = imread(strcat(pathname,filename));
        % выводим изображение на оси
        imshow(A);
        ax(1) = subplot(122);
        linkaxes(ax,'xy')
        f=A;
        g1 = imadjust(f,[0 1],[1 0]); %% "Цифровая обработка изб в среде
MATLAB 83 стр.
        imshow(g1)
    catch
    end
end

end

% -----
function Untitled_13_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to Untitled_13 (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% --- Executes on button press in pushbutton8.
function pushbutton8_Callback(hObject, eventdata, handles)

function pushbutton6_Callback(hObject, eventdata, handles)

% --- Executes on button press in MBRUSH.
function MBRUSH_Callback(hObject, eventdata, handles)
% hObject    handle to MBRUSH (see GCBO)
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
[filename, pathname] = uigetfile('*..*', 'Open file');
% проверяем, был ли выбран файл
if ~isequal(filename,0)
    % файл был выбран, считываем изображение и выводим на оси с обработкой
    % исключительных ситуаций
    try
        % считываем изображение в матрицу A
        A = imread(strcat(pathname,filename));
        % выводим изображение на оси
        imshow(A);
        H = fspecial('motion',20,20);
        MotionBlur = imfilter(A,H,'replicate');
        subplot(122);
        imshow(MotionBlur);
    catch
    end
end

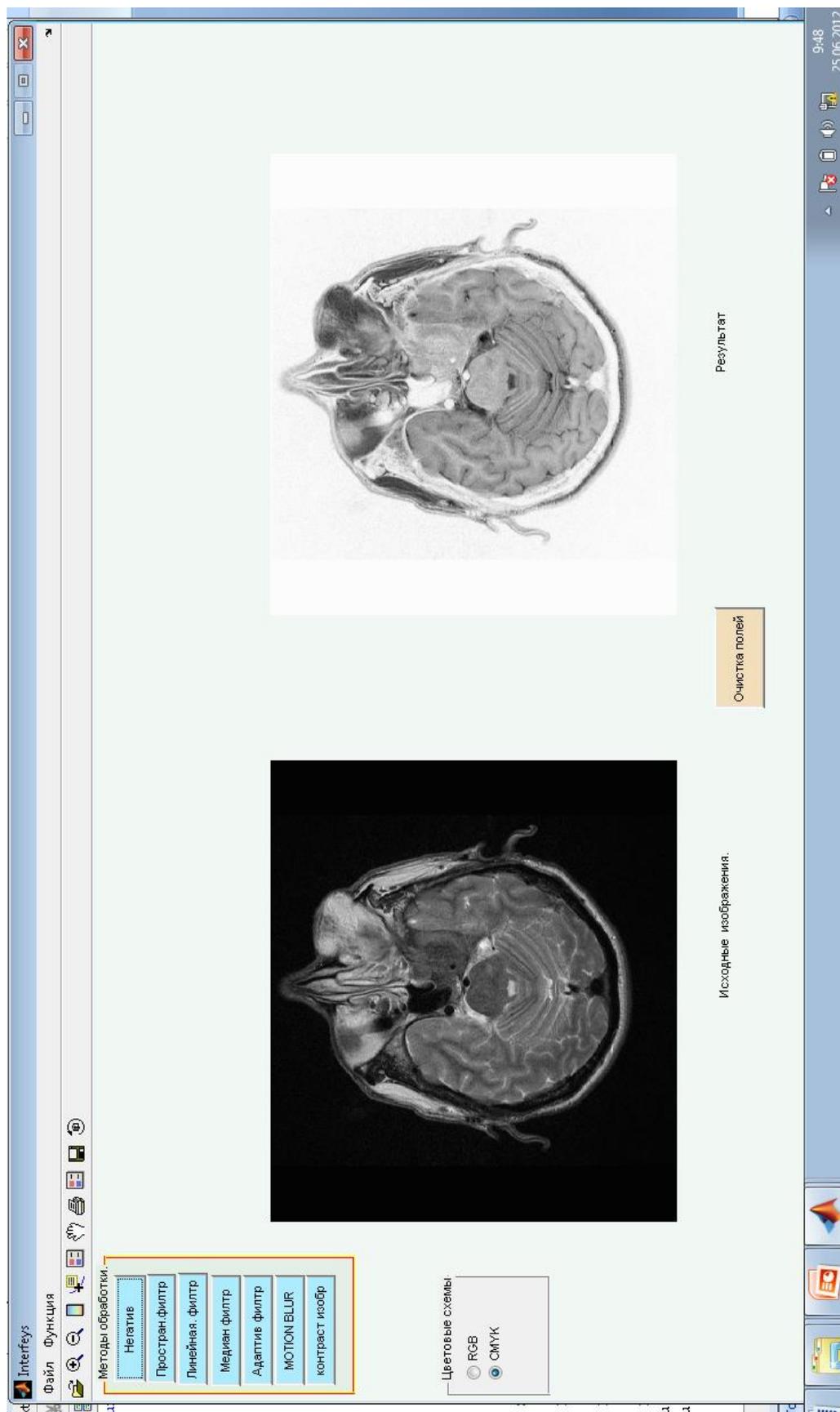
```

```
end
```

```
% --- Executes on key press with focus on MBRUSH and no controls selected.  
function MBRUSH_KeyPressFcn(hObject, eventdata, handles)
```

```
% --- Executes on button press in SHARP.  
function SHARP_Callback(hObject, eventdata, handles)  
    [X,map] = imread('MRI.tif')  
    I = ind2gray(X,map);  
    J = imadjust(I, [], [], 0.5);  
    imshow(I)  
    figure, imshow(J)
```

4.6 Интерфейс программы.



Заключение:

1. На основе анализа существующих средств обработки и анализ медицинские изображений информации выявлена необходимость разработки новых методов и алгоритмов для определения артефактов в МРТ снимках.

2. Оценены характеристики квалификация МР томографов и артефактов и предложены методы их устранение.

3. Предложены и исследованы новые подходы для определения оценки геометрических характеристик объектов на изображениях на основе анализа его фрагментов.

Результатом данной работы является обобщение и систематизация теоретических сведений о методах и алгоритмах обработки изображений. Был проведен научный поиск по теме "Разработка методов и алгоритмов обработки медицинских изображений", проведен анализ существующих разработок обоснована актуальность темы магистерской работы, определены направления исследования в данной области. Проанализировав существующие на сегодняшний день алгоритмы и методы обработки медицинских изображений, можно подвести итоги.

Значительная часть задач обработки информации и анализа данных связана с изображениями. Примерами могут служить обработка и анализ данных дистанционного зондирования Земли со спутников, объемные изображения объектов, полученные с помощью голографических устройств, результаты применения методов неразрушающих исследований и контроля в промышленности, разработка "органов зрения" роботов и современных медицинских систем диагностики (рентгенография, машинная томография, эндоскопия и т.д.). Для успешного решения задач поиска и идентификации объектов, определения различного рода их количественных характеристик необходимо, чтобы первичные изображения характеризовались высоким визуальным качеством, которое теряется из-за неудовлетворительных

условий получения изображений, несовершенства систем передачи видеoinформации и ее отображения, влияния помех и т.п.

Поэтому актуальной является задача преобразования изображений с целью улучшения их визуального качества и повышения информативности. Все основное множество методов, которые решают эту задачу, делится на методы обработки в частотной и пространственной областях. Для обработки изображений в пространственной области наибольшее распространение получили методы пяти классов, которые были рассмотрены выше:

- 1) гистограммные методы;
- 2) ранговые методы;
- 3) разностные методы;
- 4) методы преобразования локальных контрастов.

К преимуществам методов обработки изображений в пространственной области относится возможность быстрой обработки в масштабе реального времени телевизионного видеосигнала, а к недостаткам - ограниченность функциональных возможностей и недостаточная эффективность.

При рассмотрении методов обработки изображений всегда остро стоит вопрос выбора критериев оценки качества их преобразования. Этот вопрос всегда был актуальным, однако ставился и решался он разными способами. Разделение на классы условно, поскольку все методы имеют в своей основе локальный контраст элементов изображения.

Хотя способы обработки изображений в частотной области и достаточно развиты, но требуют значительных вычислительных затрат и для решения практических задач применяются реже. Надеюсь, что проделанная мною работа будет полезна и применима на практике.

ЛИТЕРАТУРА.

1. Галайдин П.А., Замятин А.И., Иванов В.А. Основы магниторезонансной томографии. Учебное пособие. - СПб: СПбГИТМО (ТУ), 1998. - 24с.
2. Галайдин П.А., Иванов В.А., Марусина М.Я. Расчет и проектирование электромагнитных систем магниторезонансных томографов: Учебное пособие. - СПб: СПбГУ ИТМО, 2004. - 87с.
3. Емелин И.В. Стандарт электронного обмена медицинскими изображениями DICOM // Компьютерные технологии в медицине. – 1996. – № 3. – С. 56–59.
4. Емелин И.В., Смирнов В.А., Эльчиан Р.А. Интеграция систем обработки медицинских изображений и клинических систем. // Медицинская визуализация – 1999. – № 4. – С. 26-30.
5. Зелов С. Стандарт JPEG-кодирования неподвижных изображений. // Компьютер-пресс. – 1997. – №5. – С. 82-84.
6. 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.
7. 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.
8. 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.
9. Индейкин Е.Н. Телемедицина - настоящее и будущее. // Главный врач 1997. – № 3. – С. 11-15.
10. Казначеева А.О. Артефакты ЯМР-изображений - Сборник "Современные технологии" /под. ред. С.А. Козлова. - СПб: СПбГИТМО (ТУ), 2001, с.115-120.

11. 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.
12. Казначеева А.О. Устранение искажений МР-изображений. Сборник статей "Современные технологии" /Под. ред. С.А. Козлова. – СПб: СПбГУ ИТМО, 2003, с.140-145.
13. 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.
14. Computed tomography. Its history and technology. Siemens medical. www.siemensmedical.com
15. Damadian R. Tumor detection by nuclear magnetic resonance. // Science, 16.71, vol. 171, pp. 1151-1153.
17. Dawson P., Lees W.R. Multi-slice technology in computed tomography. // Clinical Radiology, 2001, vol. 56: pp.302-309.
18. Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM). – <http://medical.nema.org/dicom>
19. Fokas A.S., Iserles A., Marinakis V. Reconstruction algorithms for positron emission tomography and single photon emission computed tomography and their numerical implementation. //
20. 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-
21. Hornak J.P. The basics of MRI. 2000 – www.cis.rit.edu/htbooks/mri 22. Humm J., Rosenfeld A., Guerra A. From PET detectors to PET scanners. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2003, vol. 30, pp. 1574 –1597.
23. Jovicich J. Basic principles of magnetic resonance. – http://web.mit.edu/hst.583/www/course2001/lectures/physics_1_notes.pdf

24. Kangarlu A., Robitaille P.M. Biological effects and health implications in magnetic resonance imaging. // Concepts in magnetic resonance, 2000, vol. 25, pp. 321-359.

26. Lauterbur P.G. Image formation by induced local interactions: examples employing nuclear magnetic resonance. - Nature, 1973, vol. 242, p. 190-191.

27. 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.

28. Maudsley A. Future prospects for in-vivo MR spectroscopy. // Magnetic resonance materials in physics, biology and medicine, 1999, vol. 9, p. 164- 29.
Mykkanen J. Delineation of brain structures from functional positron emission tomography images. Academic dissertation. - <http://acta.uta.fi/pdf/951-44-5724-2.pdf>