

Министерство науки и высшего образования Российской Федерации
Федеральное государственное автономное образовательное
учреждение высшего образования
«КАЗАНСКИЙ (ПРИВОЛЖСКИЙ) ФЕДЕРАЛЬНЫЙ УНИВЕРСИТЕТ»

ИНСТИТУТ ФИЗИКИ

КАФЕДРА МЕДИЦИНСКОЙ ФИЗИКИ

Направление: 03.03.02 Физика

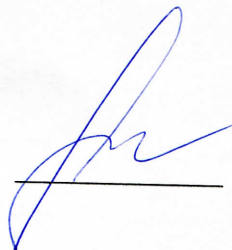
Профиль: Физика

ВЫПУСКНАЯ КВАЛИФИКАЦИОННАЯ РАБОТА

Моделирование ошибок регистрации данных в k – пространстве и
артефактов МРТ изображений

Студент 4 курса группы 06-712

«18» июня 2021 г.

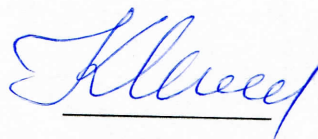


(Шарипова Л.В.)

Научный руководитель

д.ф.-м.н., профессор

«18» июня 2021 г.




(Ильясов К.А.)

Заведующий кафедрой медицинской физики

д.х.н., профессор

«18» июня 2021 г.



(Аганов А.В.)

Казань-2021

Оглавление

Введение.....	4
1. Литературный обзор.....	6
1.1 Физические основы ЯМР.....	6
1.2 Формирование изображения.....	7
1.3 К – пространство.....	11
1.3.1 Математическое описание.....	12
1.3.2 Свойства k – пространства. Распределение энергии сигнала.....	13
1.3.3 Выборка k – пространства по траекториям.....	14
1.4 Эхо – планарное изображение.....	15
1.5 Последовательность эхо – планарных изображений.....	16
1.6 Фильтры.....	18
1.6.1 Фильтры пространственной области.....	18
1.6.1.1 Средний фильтр.....	19
1.6.1.2 Гауссов фильтр.....	20
1.6.2 Фильтрация в частотной области.....	21
1.6.2.1 Фильтр нижних частот.....	22
1.6.2.2 Фильтр верхних частот.....	23
1.6.2.3 Полосовой фильтр.....	23
1.7 Артефакты движения.....	24
2. Практическая часть.....	26
2.1 Моделирование k – пространства.....	26
2.2 Влияние артефактов на МРТ.....	28
2.2.1 Пространственное сглаживание.....	28
2.2.2 Пропускная способность.....	30
2.2.3 Фильтрация.....	32
2.2.4 Полосовые артефакты.....	32
2.2.5 Моделирование артефактов движения.....	33

2.2.6 Системные ограничения и недостатки.....	35
Заключение.....	39
Список использованной литературы.....	40
Приложения.....	43

Введение

Магнитно-резонансная томография (МРТ) - это универсальный метод визуализации, который позволяет визуализировать анатомию. Используя этот метод, в клинической практике можно получить трехмерное изображение и ангиографию, а также функциональную и спектроскопическую визуализацию. Для достижения наилучшего пространственного и временного разрешения при сборе данных МРТ было предложено несколько методов эффективного использования оборудования для визуализации. Среди этих методов - использование декартовой выборки для получения изображений. В этом методе k -пространство (частотная область) изображения дискретизируется равномерно, чтобы собрать информацию, необходимую для восстановления изображения. Данный подход пытается вычислить реконструкцию сверхвысокого разрешения на основе информации, доступной из данных. Для численного решения этой проблемы используются эффективные методы матричных вычислений, чтобы уменьшить вычислительную сложность нового подхода. Предлагаемый метод разработан теоретически и проверен с использованием компьютерного моделирования. Результаты анализируются как качественно, так и количественно и подробно обсуждаются, чтобы оценить ценность предлагаемых методов для клинического использования. Новый метод также применяется для восстановления изображений, искаженных различными артефактами, что, как правило, приводит к неоднородности полученного k – пространства. Успех предложенного метода показывает его потенциал для практического применения в клинических условиях.

Цель: моделирование быстрых методов получения магнитно-резонансных томограмм с наложением артефактов изображения и исследование расчетных методик для их устранения.

Задачи:

1. Моделирование k – пространства по линейной траектории с рассмотрением компонентов вектора k и градиентов.

2. Рассмотрение влияния фазовых ошибок на траекторию в k – пространстве.

3. Восстановление данных EPI без артефактов на основе измерений в k – пространстве.

4. Изучение различных фильтров: пространственной области: средний фильтр, фильтр Гаусса; частотной области: фильтр нижних частот, фильтр верхних частот и полосовые фильтры.

5. Изучение влияния РЧ – импульсов, не зависящих от однородности поля, на артефакты изображения, создаваемые ограничениями, недостатками и неидеальностью аппаратного обеспечения МР сканера.

1 Литературный обзор

1.1 Физические основы ЯМР

Эффект магнитного резонанса наблюдается у атомных ядер, содержащих нечетное число протонов, так как они имеют ненулевой спин. Вращение заряженного ядра индуцирует вокруг него слабое магнитное поле (диполь). При помещении ядер в постоянное однородное магнитное поле, ориентация диполей упорядочится. Для протонов возможны 2 ориентации: вдоль силовых линий магнитного поля (параллельная) и против силовых линий магнитного поля (антипараллельная).

Разность энергий между этими состояниями будет пропорциональна внешнему магнитному полю B_0 : $\Delta E = \gamma \hbar B_0$, а частота переходов ν между состояниями будет удовлетворять соотношению $\hbar 2\pi\nu = \Delta E$, где \hbar – постоянная Планка, ΔE – разность энергий между магнитными уровнями, γ – гиромагнитное отношение, определяющееся строением ядра. В магнитном поле с напряженностью B_0 частоты, при которых происходит переход, имеют строго фиксированное значение для каждого типа ядер, и называются частотами ядерного магнитного резонанса.

Чтобы изменить направление ядерного магнитного момента (M) необходимо приложить внешнее радиочастотное поле B_1 . После прекращения действия B_1 M возвращаются в исходное состояние, высвобождая поглощенную энергию в виде сигналов, которые регистрируются приемной катушкой и преобразуются путем компьютерной обработки.

Изменение M вращающегося ядра в магнитном поле подчиняется уравнениям Блоха:

$$\frac{d\bar{M}(t)}{dt} = \bar{M} \times \gamma \bar{B}(t) + \frac{M_x \bar{i} + M_y \bar{j}}{T_2} + \frac{(M_z - M_0) \bar{k}}{T_1}, \quad (1)$$

где γ - гиромагнитное отношение, T_1 - постоянная времени спин-решеточной (продольной) релаксации, T_2 - постоянная времени спин-спиновой

(поперечной) релаксации, M_0 - равновесная намагниченность, обусловленная основным полем B_0 [1].

1.2 Формирование изображения

Если бы все ядра водорода в теле возбуждались одновременно, как описано, и записывали результирующий сигнал, восстановление изображения было бы невозможным. Это можно сравнить с использованием цифровой камеры и попыткой сформировать изображение путем суммирования значений всех отдельных пикселей в датчике изображения. Результат был бы бессмысленным. Ключ к созданию изображения - сопоставление полученного сигнала с местоположением его источника. В МРТ это называется пространственным кодированием.

Пространственное кодирование достигается с помощью трех градиентных катушек, закрепленных внутри сканера, каждая из которых способна генерировать магнитное поле в направлении z , которое линейно изменяется по величине в одном из направлений x , y или z . Эти градиенты поля обозначаются G_x , G_y и G_z . Математически они определяются, как:

$$G_x = \frac{\partial B_z}{\partial x} \quad (1)$$

$$G_y = \frac{\partial B_z}{\partial y} \quad (2)$$

$$G_z = \frac{\partial B_z}{\partial z} \quad (3)$$

Величина поля в z -направлении, например, тогда определяется, как:

$$B_z(z) = B_0 + G_z z \quad (4)$$

Аналогичные уравнения применимы к $B_z(x)$ и $B_z(y)$:

$$B_z(x) = B_0 + G_x x \quad (5)$$

$$B_z(y) = B_0 + G_y y \quad (6)$$

Первым шагом в процессе пространственного кодирования является выбор среза. Это включает выборочное возбуждение спинов в одной двумерной (2D) плоскости через трехмерный (3D) объект. Оно достигается с

помощью градиента магнитного поля, который добавляется к основному магнитному полю. Величину этого градиентного поля, а также центральную частоту и полосу пропускания РЧ – импульса можно регулировать, чтобы выбрать положение и толщину возбужденного среза (рисунок 1). При этом срез может располагаться под любым углом, поскольку три градиентные катушки могут использоваться вместе для создания линейного градиента поля в любом направлении. Однако, если используется только G_z , то результирующий срез называется аксиальным или поперечным и G_z становится градиентом выбора среза. Другие перпендикулярные срезы известны как корональные или сагиттальные. Срез под любым другим углом называется косым [2].

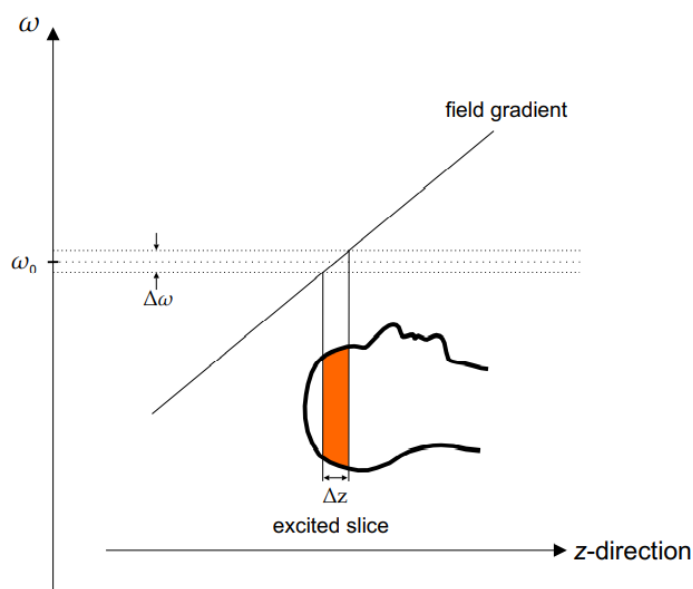


Рисунок 1 – Определение положения и толщины возбужденного среза [2]

Выбор среза (осевой): положением возбужденного среза и его толщиной Δz можно управлять с помощью градиента магнитного поля, а также ширины полосы и центральной частоты применяемого РЧ – импульса. Диапазон напряженности магнитного поля, который приводит к возбуждению, определяется диапазоном частот в радиочастотном импульсе.

После выбора среза спины возбуждались только на одной пластине толщиной Δz , поэтому весь принятый сигнал был локализован на этой пластине. Проблема пространственного кодирования теперь фактически

сведена к двум измерениям. Следующий шаг использует тот факт, что любое изображение может быть представлено в виде серии двумерных синусоид, суммированных вместе (то есть ряда Фурье).

При пространственном кодировании в МРТ измеряется каждый синусоидальный компонент, а затем все компоненты объединяются. Для этого спины намеренно выстраиваются в виде последовательности «волновых структур» по выбранному срезу. Если выбор среза производится в направлении z , то это достигается с помощью G_x и G_y , градиентов магнитного поля, действующих в направлениях x и y соответственно.

Каждый компонент пространственной частоты через объект измеряется индивидуально и представляется точкой данных в k – пространстве: массивом с комплексными значениями обычно тех же размеров, что и окончательное изображение. Данные k – пространства сложны, потому что для описания каждой синусоидальной составляющей требуются как величина, так и фаза.

Поскольку каждую волновую функцию необходимо измерять индивидуально, тогда спины требуются возбуждать несколько раз. К сожалению, нужно дождаться релаксации спинов между возбуждениями, чтобы произвести сигнал, достаточный для следующего возбуждения. Результирующее время между импульсами возбуждения известно, как время повторения TR (рисунок 2). На рисунке 2 также показаны градиентные поля, РЧ – импульс возбуждения и сигнал, генерируемый в изображаемом объекте. Обычно x направление называется направлением частотного кодирования или считывания, а y направление называется направлением фазового кодирования.

точки сбора данных в k – пространстве (рисунок 3 (d)), позволяя собирать целую строку данных для каждого РЧ – возбуждения [3].

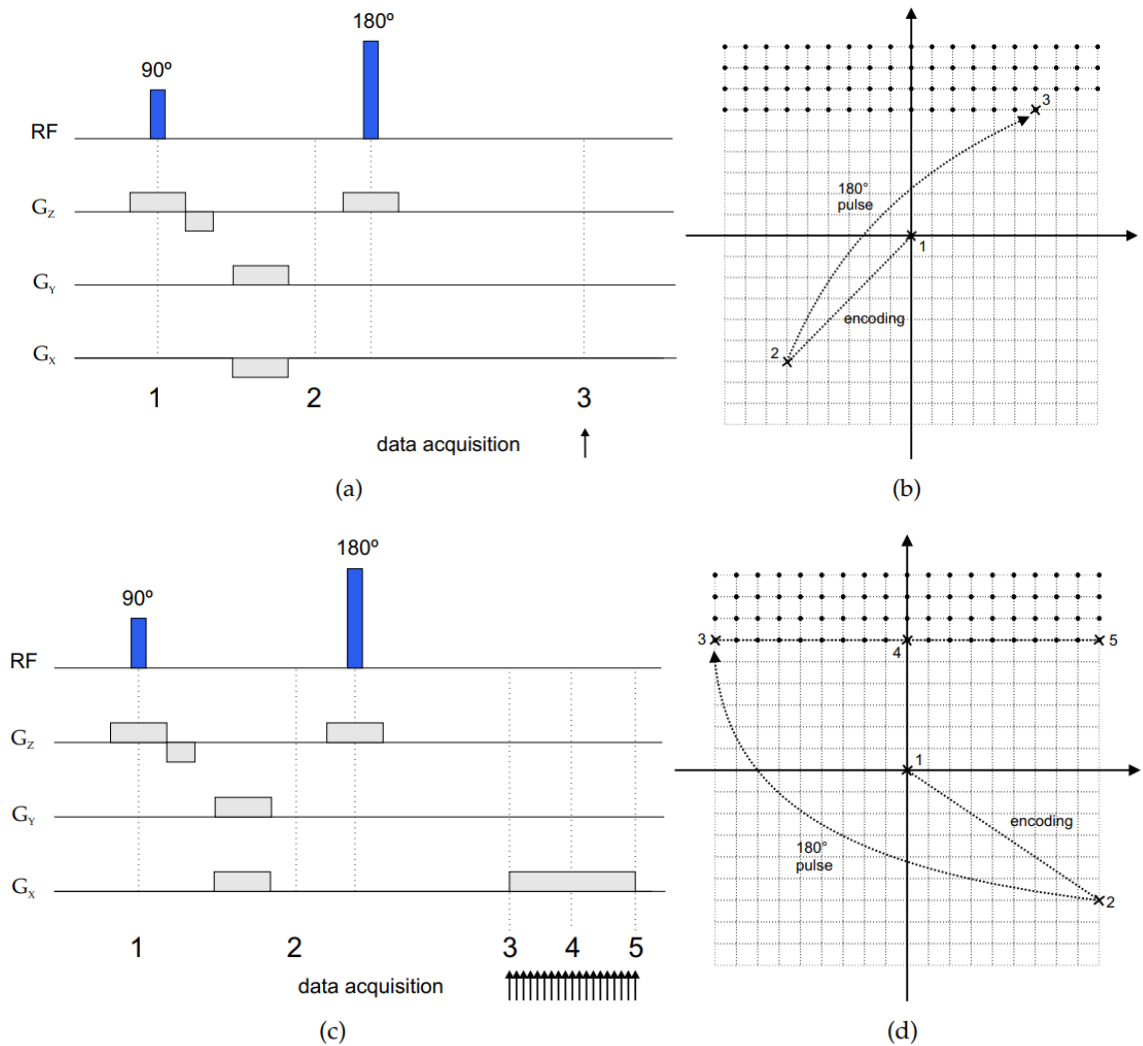


Рисунок 3 – (a) и (c) показывают возможную последовательность импульсов и (b) и (d) результирующую траекторию в k – пространстве [3]

1.3 k – пространство

При работе с необработанными МРТ данными концепция k – пространства является очень полезной вспомогательной конструкцией, которая значительно упрощает описание экспериментов. k – пространство – это частотное пространство, обратное пространственным координатам. Впервые он был введен в МРТ в 1983 году независимо Юнгреном [4] и Твигом [5]. Необработанные данные, полученные во время МРТ сканирования, можно упорядочить в соответствии с представляемыми ими пространственными частотами. Результирующее пространство – это так

называемое k –пространство, названное в честь волнового вектора $\sim k$, в соответствии с которым сортируются сигналы.

1.3.1 Математическое описание

Аналитически пространство изображения и k – пространство связаны преобразованием Фурье [6]. Преобразование Фурье разлагает функцию f на набор периодических функций. Непрерывное преобразование Фурье, $F(k)$ одномерной функции $f(x)$ определяется выражением:

$$F(k) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x)e^{2i\pi xk} dx \quad (7)$$

Это обратимо в том смысле, что $f(x)$ может быть восстановлено с помощью обратного преобразования Фурье, которое определяется, как:

$$f(x) = \int_{-\infty}^{\infty} F(k)e^{2i\pi xk} dk \quad (8)$$

В непрерывном случае функция разбивается на бесконечный набор периодических функций. Однако более подходящим для медицинской визуализации является дискретное преобразование Фурье функции $f(x)$, дискретизированное N раз с эквидистантным интервалом:

$$F_k = \sum_{n=0}^{N-1} f(x_n) e^{-\frac{2i\pi}{N}nk} \quad (9)$$

для $n=0, \dots, N-1$.

Переписывание интеграла в уравнение сигнала в зависимости от физических осей для эксперимента по двумерной визуализации приводит к уравнению Блоха, связывающее поперечное распределение ядерной намагниченности $m(x, y)$ с измеренным сигналом в конкретный момент времени $s(t)$, а именно:

$$s(t) = \int_x \int_y m(x, y) e^{-i2\pi[k_x(t)x + k_y(t)y]} dx dy, \quad (10)$$

где $k_x(t)$ и $k_y(t)$ задаются формулами

$$k_x(t) = \frac{\gamma}{2\pi} \int_0^t G_x(\tau) d\tau \quad (11)$$

$$k_y(t) = \frac{\gamma}{2\pi} \int_0^t G_y(\tau) d\tau \quad (12)$$

Уравнение $s(t)$ сразу определяется, как преобразование Фурье.

Учитывая данные k – пространства, мы можем использовать обратное преобразование Фурье для восстановления изображения, т. е.

$$f(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} F(k_x, k_y) e^{i2\pi[k_x x + k_y y]} dk_x dk_y, \quad (13)$$

где $F(k_x, k_y)$ - полученные данные k – пространства, а $f(x, y)$ - восстановленное изображение. Однако на практике данные k – пространства являются дискретными, поскольку они дискретизируются и сохраняются в массиве, и поэтому обратное дискретное преобразование Фурье (ДПФ) запишется, как:

$$f(x, y) = \sum_{k_x=0}^{N_{kx}-1} \sum_{k_y=0}^{N_{ky}-1} F(k_x, k_y) e^{i2\pi[k_x x + k_y y]}, \quad (14)$$

для которого x, y, k_x и k_y принимают целые значения, а N_{kx} и N_{ky} - размеры матрицы k – пространства в направлениях x и y соответственно [6]. Данное уравнение с этого момента называется обратным 2DFT, а прямое преобразование будет называться 2DFT. Быстрая реализация этих преобразований существует; это быстрое преобразование Фурье (БПФ). Чтобы можно было использовать БПФ, все отсчеты должны быть на регулярной декартовой сетке. Размеры k – пространства (и, следовательно, размеры окончательного изображения) обычно являются степенью двойки, хотя это не всегда так.

1.3.2 Свойства k – пространства. Распределение энергии сигнала

Информация о высокой пространственной частоте располагается по краям k – пространства, а информация о более низкой пространственной частоте находится рядом с центром. Рисунок 4 иллюстрирует этот момент с

помощью фотографии. Если изображение восстанавливается без периферии k – пространства, то в нем отсутствуют детали; если изображение реконструируется без центра k – пространства, то ему недостает контраста. Из рисунка 4 также должно быть ясно, что большая часть энергии сигнала находится в центре k – пространства. Фактически, показанная величина в k – пространстве отображается в логарифмической шкале - без этого масштабирования все, что было бы видно, - это яркая точка в центре.

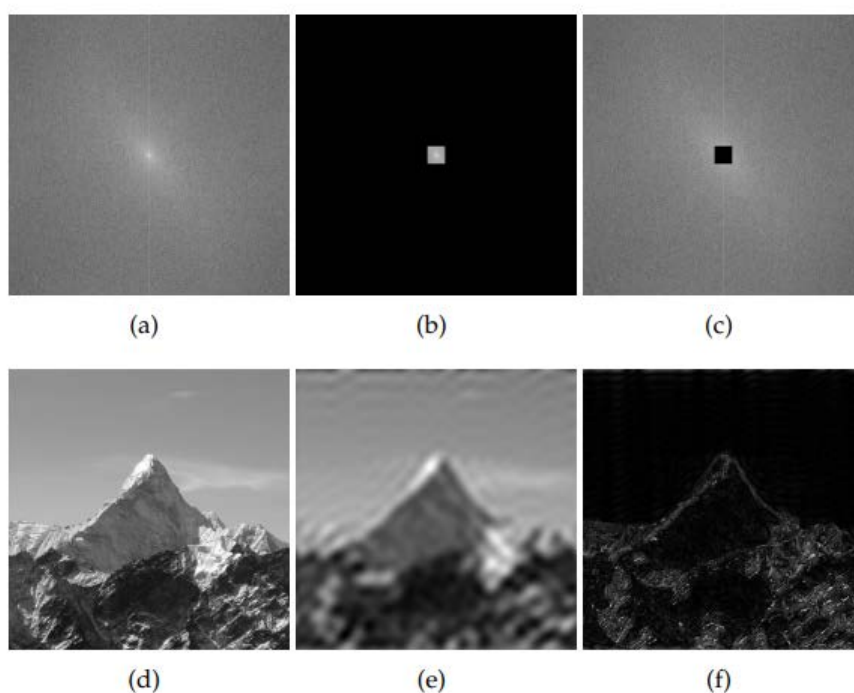


Рисунок 4 – Распределение пространственных частот в k – пространстве: (a) - эквивалент k – пространства (логарифм значений величин) изображения в (d). Если взять только центральную часть k – пространства (b) и реконструировать изображение (e), результат сохранит большую часть своего контраста, но будет очень размытым. Однако, если при реконструкции используется периферия k – пространства, а центр опущен (c), результирующее изображение (f) будет содержать все свои исходные резкие края, но с небольшим контрастом [24]

1.3.3 Выборка k – пространства по траекториям

Как описано выше, МРТ - данные собираются в k – пространстве с помощью ряда этапов фазового и частотного кодирования. Как было сказано ранее, эти шаги эквивалентны получению отдельных строк в k – пространстве за раз. Но на практике полученные данные могут располагаться не только по строкам, но и по более общим траекториям, хотя последовательности

импульсов для этих типов траекторий становятся значительно более сложными. Безусловно, самая популярная траектория является линейной траекторией с регулярно расположенными точками выборки.

Благодаря механике переключения градиента и используемых последовательностей РЧ – импульсов оказывается, что плотно расположенные сигналы вдоль этих траекторий могут быть получены относительно быстро. Однако процесс перехода от одной траектории к другой в k – пространстве требует некоторой временной задержки, которая зависит от свойств ткани, таких как T_1 , T_2 и PD , а также от конкретной используемой последовательности импульсов. Эта временная задержка обычно имеет величину, которая делает общее время получения всего изображения довольно большим, порядка нескольких секунд для одного 2D – изображения.

1.4 Эхо – планарное изображение

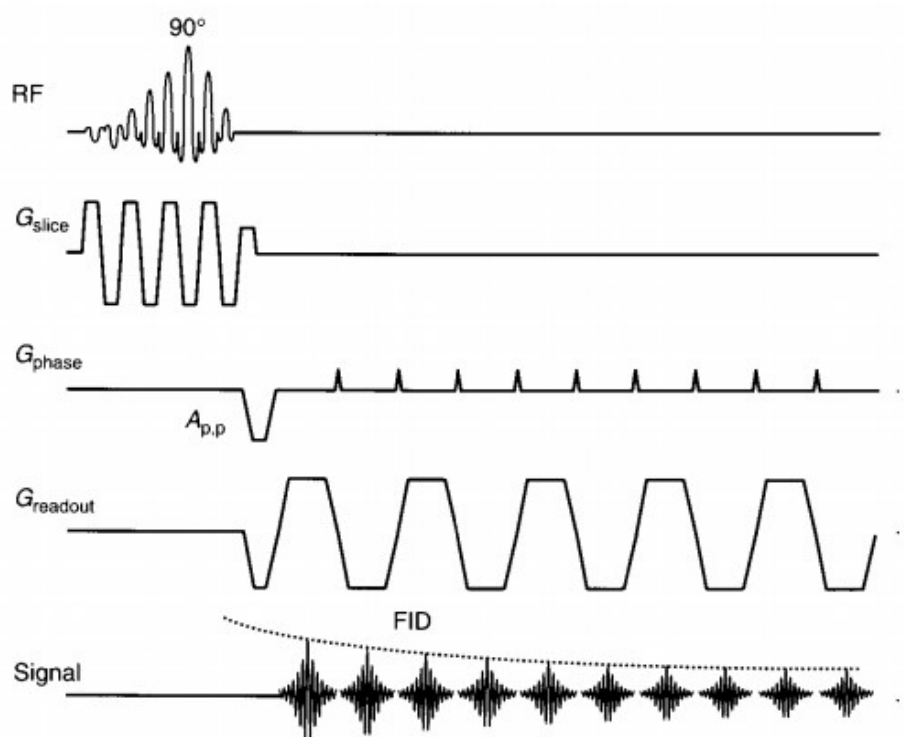
В МРТ скорость получения данных изображения - один из важнейших параметров, который волнует технологов и исследователей. Эхо – планарная визуализация (EPI) - это метод получения МРТ, который собирает несколько сегментов данных изображения из одного спинового или градиентного эхо – сигнала.

EPI была одной из первых разработанных импульсных последовательностей, но по-прежнему остается одним из самых быстрых: полное изображение может быть получено менее чем за 100 мс. Такое короткое время сбора данных достигается за счет использования серии последовательностей градиентных эхо – сигналов, то есть в нем используется градиентная перефокусировка [7].

Способность EPI сокращать время сканирования открыла двери для множества важных медицинских и научных приложений, таких как картирование диффузии воды в тканях, оценка сердечной функции в реальном времени, картирование пула крови и перфузии органов, а также функциональная визуализация центральной нервной системы [8].

1.5 Последовательность эхо – планарных изображений

Эхо – планарная визуализация (EPI) - одна из самых быстрых импульсных последовательностей МРТ (Mansfield, 1977). Последовательность импульсов EPI отличается от обычных последовательностей импульсов (таких как спиновое эхо и градиентное эхо), главным образом, в способах применения градиентов считывания и фазового кодирования. EPI использует серию биполярных градиентов считывания для генерации последовательности градиентных эхо сигналов (рисунок 5). С сопровождающим градиентом фазового кодирования каждый градиентный эхо – сигнал четко кодируется пространственно, так что несколько строк k – пространства могут быть дискретизированы под огибающей затухания свободной индукции (FID) [9].



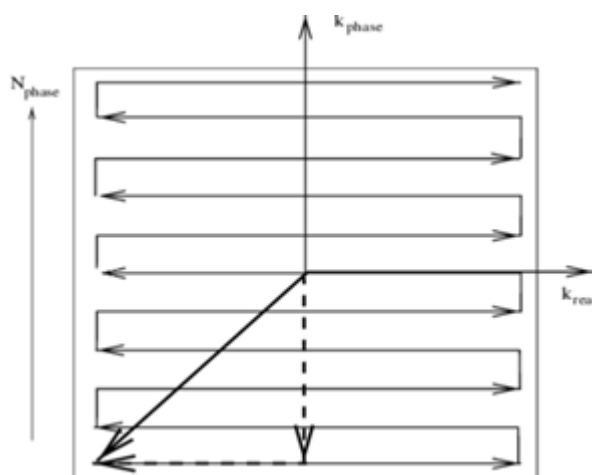


Рисунок 5 – (а) Импульсная последовательность эхо – планарного изображения, (b) его результирующая траектория заполнения k – пространства [2]

Последовательность градиентного эхо – сигнала EPI используется по многим причинам. Самая важная причина - получение функциональной визуализации. Поведение контраста из-за локальных неоднородностей поля будет зависеть от $T2^*$ компонента вместо $T2$. В результате интенсивность сигнала после возбуждения спадает со скоростью, определяемой локальными неоднородностями поля [10]. С градиентным эхо – сигналом EPI также можно использовать более короткие TR без больших потерь сигнала, потому что меньший угол переворота возбуждения приводит к меньшему количеству возмущений от магнитного равновесия и, следовательно, к более короткому времени восстановления релаксации.

По сравнению с обычным спин – эхо и градиентным эхо – визуализацией, EPI более подвержен множеству артефактов. Заметный артефакт EPI появляется в направлении фазовой кодировки. Многие недостатки системы и физические явления (например, вихревые токи, асимметричный отклик сглаживающего фильтра, сопутствующие магнитные поля) могут привести к ошибкам в EPI. Эти призраки, часто называемые призраками Найквиста, которые могут быть уменьшены или удалены с помощью ряда методов калибровки, построения или постобработки. Артефакты, связанные с нерезонансными эффектами, возникающие из-за изменений магнитной восприимчивости (например, из-за границ раздела

ткань-воздух или металлических имплантатов), неоднородностей поля B_0 , вихревых токов и сопутствующих магнитных полей могут сильно исказить отражение плоских изображений, что приводит к потере сигнала. Кроме того, T_2^* затухание во время формирования последовательности градиентных эхо – сигналов вызывает размытие изображения.

1.6 Фильтры

При обработке изображений существует два основных типа методов фильтрации: методы пространственной области и методы частотной области. Термин пространственная область относится к самой плоскости изображения, и методы в этой категории основаны на прямом манипулировании пикселями изображения. Методы пространственной области - это методы, которые напрямую изменяют значения пикселей, возможно, используя информацию об интенсивности из окрестности пикселя. Методы частотной области - это методы, которые изменяют преобразование Фурье (ПФ) изображения. Сначала вычислите ПФ изображения. Затем измените ПФ изображения, умножив передаточную функцию фильтра. Наконец, используйте обратное преобразование, чтобы получить измененное изображение [11]. Ключевым моментом является передаточная функция фильтра.

1.6.1 Фильтры пространственной области

Фильтры пространственной области - это фильтры, в которых операции затрагивают непосредственно сами пиксели изображения, то есть пиксели под маской выполняют свертку или любую нелинейную операцию с пикселями изображения, на которых размещен фильтр. Имеются различные фильтры пространственной области: средний фильтр, фильтр Гаусса, фильтр Лапласа или Гаусса, фильтр максимума, фильтр минимума и т. д.

1.6.1.1 Средний фильтр

Средний фильтр сглаживает данные изображения, тем самым устраняя шум. Этот фильтр выполняет пространственную фильтрацию для каждого отдельного пикселя изображения, используя значения уровня серого в квадратном или прямоугольном окне, окружающем каждый пиксель. Одним из важных способов линейной фильтрации является использование маски 3×3 и усреднение всех девяти значений в маске. Это значение становится значением серого соответствующего пикселя в новом изображении.

При применении фильтра возникает очевидная проблема, т. е. при применении маски она частично выходит за пределы изображения, поэтому на краю изображения будет не хватать значений серого для использования в функции фильтрации. Есть несколько разных подходов к решению этой проблемы.

1. Игнорирование краев: маска применяется только к тем пикселям изображения, для которых маска будет полностью находиться внутри изображения. Это означает, что включены все пиксели, кроме краев, и в результате получается изображение, которое меньше исходного. Если маска очень большая, этот метод может потерять значительный объем информации.
2. «Pad» с нулями: все необходимые значения вне изображения считаются нулями. Это дает нам все значения для работы и возвращает выходное изображение того же размера, что и исходное, но может иметь эффект появления нежелательных артефактов (например, краев) вокруг изображения.
3. Репликация: размер изображения увеличивается за счет копирования значений на его внешней границе.
4. Симметричность: размер изображения увеличивается за счет зеркального отражения его через границу.

5. Периодичность: размер изображения увеличивается за счет обработки изображения, как одного периода двумерной периодической функции.

1.6.1.2 Гауссов фильтр

Фильтр Гаусса удаляет высокочастотные компоненты изображения. Так что его можно было использовать, как фильтр нижних частот. Гауссов фильтр удаляет гауссов шум (шум, частотное распределение которого соответствует гауссовой кривой) в изображении [12]. Это линейный пространственный фильтр. Гауссова фильтрация выполняется путем свертки функции Гаусса с изображением. Фильтр Гаусса - это фильтр, импульсная характеристика которого является функцией Гаусса. Его также можно использовать в частотной области. Его можно считать самым плавным из всех фильтров. Одномерный фильтр Гаусса имеет импульсную характеристику, определяемую выражением

$$G_{1D}(x_1) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} e^{-\frac{x_1^2}{2\sigma^2}} \quad (15)$$

Для двумерного гауссова фильтра - это произведение двух таких гауссианов и определяется, как:

$$G_{2D}(x_1, y_1) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma^2} e^{-\frac{x_1^2+y_1^2}{2\sigma^2}}, \quad (16)$$

где x_1 - расстояние от начала координат по горизонтальной оси, y_1 - расстояние от начала координат по вертикальной оси и σ является стандартным отклонением гауссова распределения.

При применении в двух измерениях эта формула дает поверхность, контуры которой представляют собой концентрические окружности с гауссовым распределением от центральной точки. Значения из этого распределения используются для построения матрицы свертки, которая применяется к исходному изображению. Новое значение каждого пикселя устанавливается равным средневзвешенному значению окрестности этого

пикселя. Значение исходного пикселя получает наибольший вес (имеющий наивысшее значение Гаусса), а соседние пиксели получают меньшие веса по мере увеличения их расстояния до исходного пикселя. Это приводит к размытию, которое лучше других сохраняет границы и края.

Свойства фильтра Гаусса:

1) Важным свойством функции Гаусса является то, что Фурье функции Гаусса сам является гауссовой.

2) Ширина гауссиана увеличивается с увеличением стандартного отклонения (σ).

3) Гауссов фильтр разделим

$$G_{2D}(x_1, y_1) = \left(\frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} e^{-\frac{x_1^2}{2\sigma^2}} \right) \times \left(\frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} e^{-\frac{y_1^2}{2\sigma^2}} \right) = G_{1D}(x_1) \times G_{1D}(y_1) \quad (17)$$

1.6.2 Фильтрация в частотной области

Идея фильтрации в частотной области состоит в том, чтобы выбрать передаточную функцию фильтра, которая изменяет $F(u, v)$, ПФ изображения определенным образом, путем умножения центрированного $F(u, v)$ на передаточную функцию фильтра.

Ниже приводится краткое описание процедуры фильтрации в частотной области.

(1) Умножить входное изображение на $(-1)^{x+y}$, чтобы центрировать преобразование.

(2) Вычислить преобразование Фурье, $F(u, v)$ полученного изображения.

(3) Умножить $F(u, v)$ на передаточную функцию фильтра $H(u, v)$.

(4) Вычислить обратное преобразование Фурье результата на шаге (3).

(5) Получить действительную часть.

(6) Умножить результат в (v) на $(-1)^{x+y}$.

В этой главе реализованы хорошо известные фильтры, такие как фильтр нижних частот, фильтр верхних частот и полосовые фильтры. Эти фильтры имеют круговую симметрию и задаются, как различные функции расстояния от исходной точки преобразования.

1.6.2.1 Фильтр нижних частот (ФНЧ)

Идеальный фильтр нижних частот подавляет все частоты выше частоты среза r_0 и оставляет более низкие частоты неизменными [13]. Передаточная функция идеального ФНЧ (ИФНЧ) задается, как:

$$H(u, v) = \begin{cases} 1, & D(u, v) \leq r_0 \\ 0, & D(u, v) > r_0 \end{cases} \quad (18)$$

где r_0 называется частотой среза (неотрицательная величина), а $D(u, v)$ - расстояние от точки (u, v) до центра фильтра. Если изображение имеет размер $M \times N$, то

$$D(u, v) = \sqrt{\left(u - \frac{M}{2}\right)^2 + \left(v - \frac{N}{2}\right)^2} \quad (19)$$

Рассматриваемый фильтр нижних частот радиально симметричен относительно начала координат. Геометрическое место точек, для которых $D(u, v) = r_0$, является окружностью. Имея в виду, что передаточная функция фильтра умножает ПФ изображения ($F(u, v)$), можно видеть, что идеальный фильтр «отсекает» (умножает на 0) все компоненты $F(u, v)$ вне круга и оставляет неизменными (умножается на 1) все компоненты внутри круга. Хотя фильтр не может быть реализован в аналоговой форме с использованием электронных компонентов, его, безусловно, можно смоделировать на компьютере с использованием предыдущей передаточной функции [14]. Фильтр нижних частот отображается в виде изображения в разделе результатов и обсуждения. Частота среза r_0 ИФНЧ определяет количество частотных составляющих, пропускаемых фильтром. Чем меньше значение r_0 , тем больше количество компонентов изображения, устраняемых фильтром. Значение r_0 выбрано таким образом, чтобы большинство интересующих

компонентов пропускалось, в то время как большинство не представляющих интерес компонентов исключались.

1.6.2.2 Фильтр верхних частот (ФВЧ)

Функция фильтра верхних частот (ФВЧ) может быть получена путем инвертирования соответствующего фильтра нижних частот, то есть идеальный фильтр верхних частот (ИФВЧ) блокирует все частоты, меньшие, чем r_0 , и оставляет остальные без изменений [15]. Используя передаточную функцию фильтра нижних частот, передаточную функцию ФВЧ можно получить, как:

$$H_{hp}(u, v) = 1 - H_{lp}(u, v), \quad (20)$$

где $H_{hp}(u, v)$ и $H_{lp}(u, v)$ - передаточные функции фильтра верхних и нижних частот соответственно. Передаточная функция ИФВЧ с частотой среза r_0 :

$$H(u, v) = \begin{cases} 0, & D(u, v) \leq r_0 \\ 1, & D(u, v) > r_0' \end{cases} \quad (21)$$

$D(u, v)$ такое же, как показано выше.

ФВЧ обеспечивает усиление или обнаружение границ в пространственной области, потому что края содержат много высоких частот. Области с довольно постоянным уровнем серого состоят в основном из низких частот и поэтому подавляются.

1.6.2.3 Полосовой фильтр

Полосовые фильтры представляют собой комбинацию фильтров нижних и верхних частот. Они ослабляют все частоты, меньшие частоты r_2 и более высокие частоты r_1 , в то время как частоты между двумя отсечками остаются в результирующем выходном изображении [16]. Получить функцию полосового фильтра можно путем умножения функций фильтра: фильтра нижних частот и фильтра верхних частот в частотной области, где частота среза фильтра нижних частот выше, чем частота фильтра верхних частот [17]. Передаточная функция полосового фильтра задается, как:

$$H(u, v)_{bp} = \begin{cases} 1, & r_1 \geq D(u, v) \leq r_2 \\ 0, & \text{в других случаях} \end{cases} \quad (22)$$

Полоса пропускания ослабляет очень низкие и очень высокие частоты, но сохраняет полосу среднего диапазона частот. Полосовая фильтрация может использоваться для усиления краев (подавления низких частот) с одновременным уменьшением шума (ослаблением высоких частот).

1.7 Артефакты движения

Несогласованность между различными частями данных k – пространства, используемых для реконструкции изображения, является основной причиной артефактов движения. Простой метод реконструкции, такой как БПФ, предполагает, что объект оставался неподвижным во время сканирования. Если объект не неподвижен в течение периода сканирования, появляются артефакты.

Хотя физиологические процессы (например, дыхание, движение сердца, пульсация крови и тремор) вызывают некоторые артефакты движения, в случае МРТ головного мозга - это внезапные изменения положения, например, из-за глотания, часто приводят к артефактам [18]. Это также известно, как массовое движение пациента и является одним из наиболее распространенных источников артефактов при МРТ головного мозга. Различают два типа движения, а именно поступательное движение и вращение, также известное, как жесткое движение. Эффект этих движений в пространстве двухмерных изображений можно показать с помощью уравнения, упомянутого ниже [19].

1. Перемещение:

В уравнении можно наблюдать эффект поступательного движения в k – пространстве. Возникновение трансляционного движения в области изображения вызывает изменение фазы в k – пространстве (частотной) области. Здесь можно заметить, что амплитуда сигнала не меняется.

$$f(x - x_0, y - y_0) \leftrightarrow F(u, v)e^{-i2\pi(ux_0 + vy_0)} \quad (23)$$

Здесь $f(x, y)$ - данные изображения, а $F(u, v)$ - его эквивалент в k – пространстве (Фурье). x_0, y_0 - параметры поступательного движения по осям x и y соответственно, а i - мнимое число единицы.

2. Вращение:

В уравнениях вращение, происходящее в пространстве изображения, эквивалентно вращению в k – пространстве. Уравнение указывает эффект вращения в полярных координатах, а уравнение указывает эффект вращения в декартовых координатах.

$$f(r, \theta - \theta_0) \leftrightarrow F(w, \varphi - \theta_0) \quad (24)$$

$$\begin{aligned} f(x \cos(\theta_0) + y \sin(\theta_0), -x \sin(\theta_0) + y \cos(\theta_0)) \leftarrow & \quad (25) \\ \rightarrow F(u \cos(\theta_0) + v \sin(\theta_0), -u \sin(\theta_0) + v \cos(\theta_0)) \end{aligned}$$

Здесь $f(x, y)$ - данные изображения, а $F(u, v)$ - его эквивалент в k – пространстве (Фурье). В левой части уравнений находятся данные изображения с параметром поворота θ_0 , а в правой части - его эквивалент в k – пространстве.

2. Практическая часть

В данной дипломной работе были выполнены следующие задачи: смоделировано k – пространство методом эхо – планарного изображения и рассмотрены влияния шумов на магнитно – резонансные томограммы. Для реализации данных задач были разработаны программы в среде MatLab. Фрагменты программ представлены в приложении.

2.1 Моделирование k – пространства

Наиболее распространенный способ выборки k – пространства - это выборка по прямолинейным линиям, наложенной на декартову сетку, как показано на рисунке 6. Последовательность построения эхо – планарных изображений начинается с радиочастотного импульса. Однако градиент частотного кодирования быстро колеблется от положительной до отрицательной амплитуды, образуя серию градиентных эхо – сигналов. Каждый эхо – сигнал по – разному кодируется по фазе с помощью градиентов фазового кодирования. Каждое колебание градиента частотного кодирования соответствует одной строке данных изображения в k – пространстве, и каждый «блип» соответствует переходу от одной строки к следующей в k – пространстве (рисунок 7). Поскольку все строки в растре и все сигналы в каждой строке расположены на одинаковом расстоянии, тогда изображение может быть легко восстановлено с помощью преобразования Фурье. Кроме того, декартова выборка устойчива ко многим источникам недостатков системы, таким как внерезонансные и вихревые токи [20]. Это связано с тем, что многие из этих системных ошибок просто кодируются, как дополнительная линейная фаза в k – пространстве.

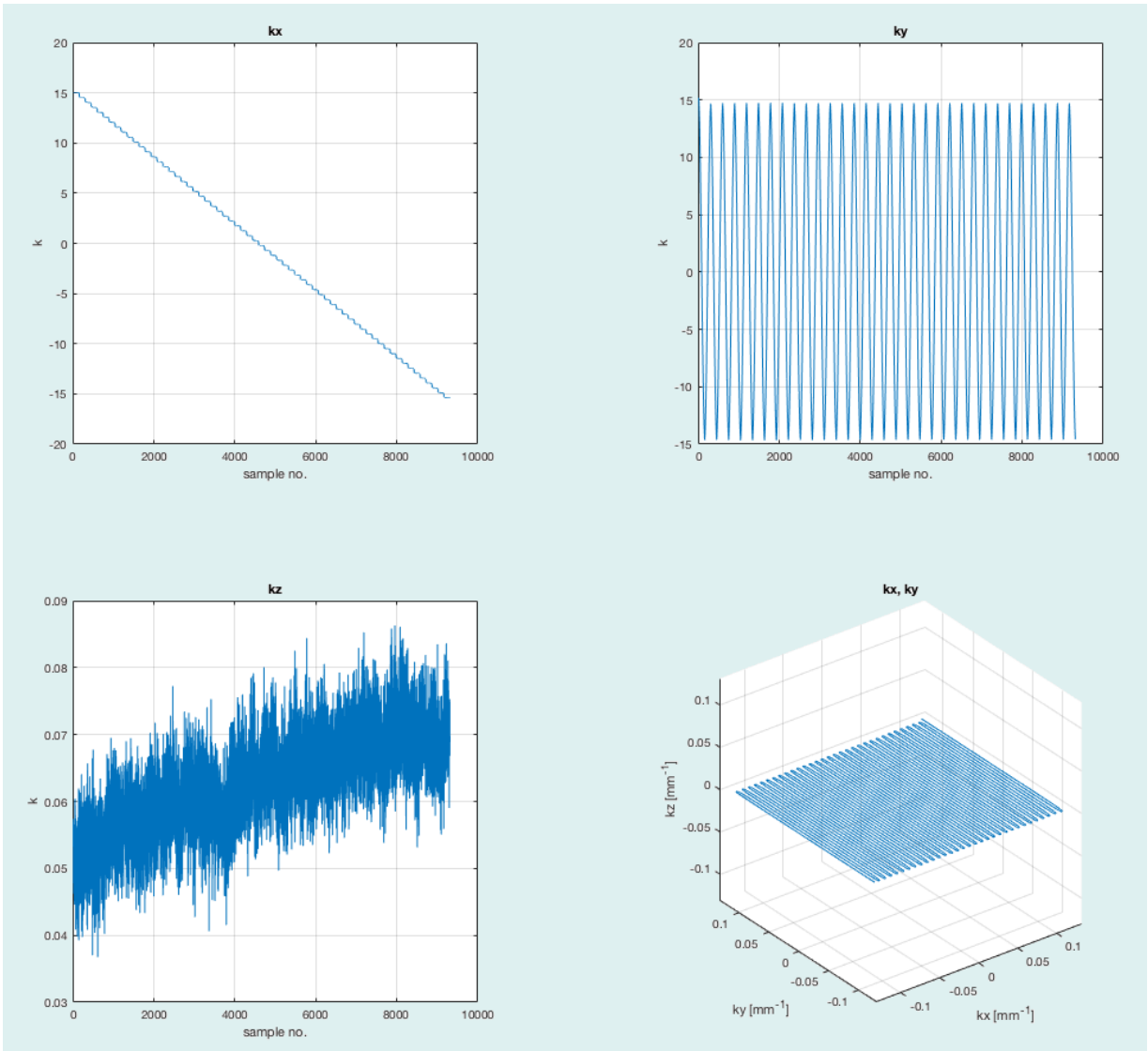


Рисунок 6 – Моделирования k – пространства в программном обеспечении MatLab

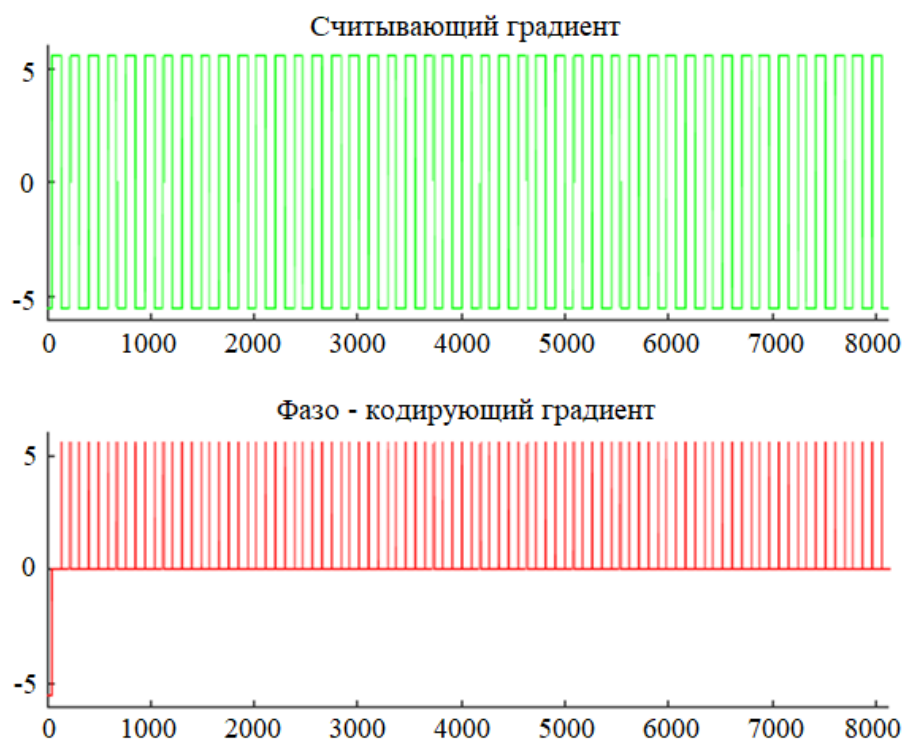


Рисунок 7 – Градиенты, используемые при моделировании последовательности

2.2 Влияние артефактов на МРТ

2.2.1 Пространственное сглаживание

Гауссово сглаживание – техника сглаживания изображений, наиболее часто используемая в нейровизуализации [21]. МРТ данные содержат много шума, но исследования показывают, что в основном этот шум гауссов, т. е. случайный, независимый от вокеля к вокселю и ориентированный вокруг нуля. Таким образом, если усреднить интенсивности соседних вокселей, то шум будет стремиться к нулю, а сигнал – к некоторому среднему значению, отличному от нуля.

Есть несколько факторов, существование которых подразумевает использование нивелирования данных.

Во первых, это может способствовать повышению качества корегистрации между субъектами и справиться с ограничениями в

пространственной нормализации, сглаживая все остаточные дифференциации в анатомии.

Во вторых, если расстояние в пространстве рассматриваемой части больше чем пространственное разрешение, сглаживание может свести к минимуму нежелательный шум в определенных вокселях и повысить соотношение сигнал/шум в границах региона: $Y(t) = \int K(t, s)X(s)ds$, где K – ядро интеграла, X – входной сигнал, Y – выходной сигнал.

Процесс пространственного сглаживания изображения эквивалентен применению фильтра нижних частот к выборочным данным k – пространства перед реконструкцией. Это означает, что большая часть полученных данных отбрасывается, как побочный продукт сглаживания, жертвуя временным разрешением. Некоторая программа «отбрасывания» была разработана для получения изображений при желаемом конечном функциональном разрешении. Это позволяет значительно быстрее получать изображения, поскольку время не расходуется на получение информации, которая будет отброшена в последующем анализе.

Стандартная процедура пространственного сглаживания используется путем свертки сигнала МРТ с гауссовой функцией определенной ширины. Это так называемое гауссово ядро представляет собой ядро с формой кривой нормального распределения. На рисунке 8 можно увидеть стандартный гауссиан со средним значением 0 и стандартным отклонением 1.

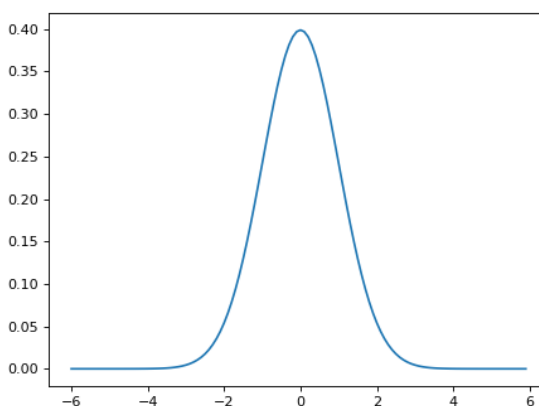


Рисунок 8 – Гауссиан со средним значением 0 и стандартным отклонением 1

Значения на периферии k – пространства содержат информацию о высокой пространственной частоте. Сглаживание изображения произвели путем умножая интенсивности значений на двумерный гауссиан:

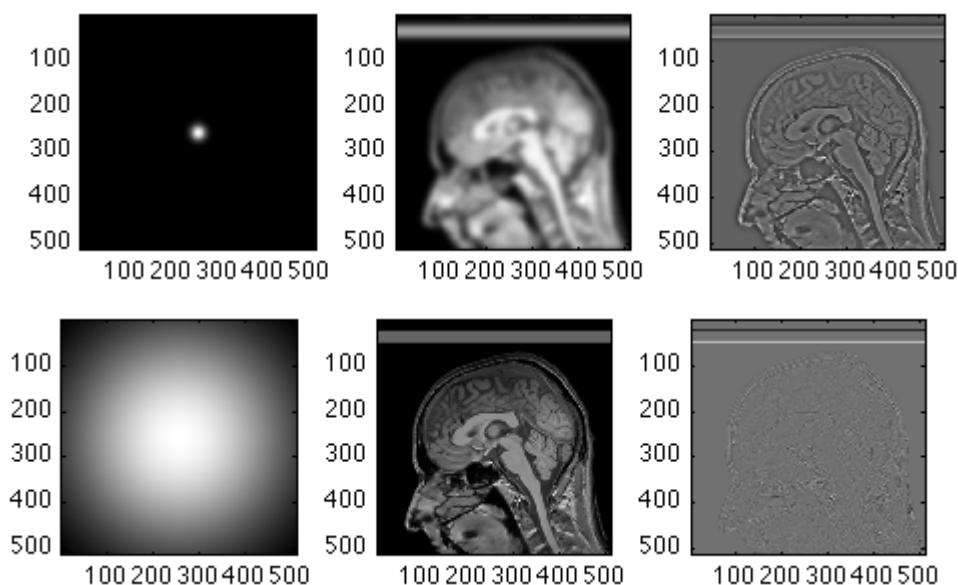


Рисунок 9 – (а) и (d) ядро сглаживания, (b) и (e) изображения, после сглаживания, (c) и (f) их различия

2.2.2 Пропускная способность

Как и в радио, под шириной полосы понимается диапазон частот, который слушает приемник. Помните, что в МРТ, частоты кодируют одно пространственное измерение (для обсуждения, ось x). (Конечно, они находятся на вершине «несущей частоты», которая представляет собой скорость прецессии протона в основном магнитном поле B_0 , заданной уравнением Лармора.)

О пропускной способности нужно знать несколько важных вещей. Первый - это его связь с силой градиента частотного кодирования (G_x) и полем зрения (FOV). Как уже упоминалось, поле градиента устанавливает соотношение между частотой и положением по оси x . Таким образом, поскольку полоса пропускания определяет диапазон принимаемых частот, она определяет наше поле зрения.

Вторая важная вещь, которую нужно знать о пропускной способности, - это то, что она влияет на время, необходимое для регистрации эха. Более

широкая полоса пропускания означает более высокие частоты, а высокие частоты приобретаются быстрее (хотя частота дискретизации также должна быть выше, согласно теореме Найквиста). Таким образом, для получения более высокой пропускной способности требуется меньше времени.

В-третьих, полоса пропускания влияет на отношение сигнал-шум (SNR). Одним из основных источников шума при МРТ является электрический шум в цепях. Этот шум относительно равномерно распределен по всем частотам. Как уже упоминалось, увеличение полосы пропускания означает увеличение диапазона частот, которые можно получить для данного сигнала. Больше частот означает, что вы улавливаете больше шума. Общий сигнал не меняется, он просто распространяется по большему количеству частот. Таким образом, тот же сигнал и повышенный шум означают, что отношение сигнал / шум снижается с увеличением полосы пропускания.

Наконец, полоса пропускания также влияет на выраженность артефакта химического сдвига, который представляет собой разницу между скоростью прецессии протонов жира и воды. При этом стоит помнить, что градиент устанавливает разность частот по оси x. Чем больше градиент, тем больше соседних пикселей разделены по частоте (большой градиент приводит к широкой полосе пропускания для одного и того же поля зрения, так как наш частотный диапазон должен увеличиваться).

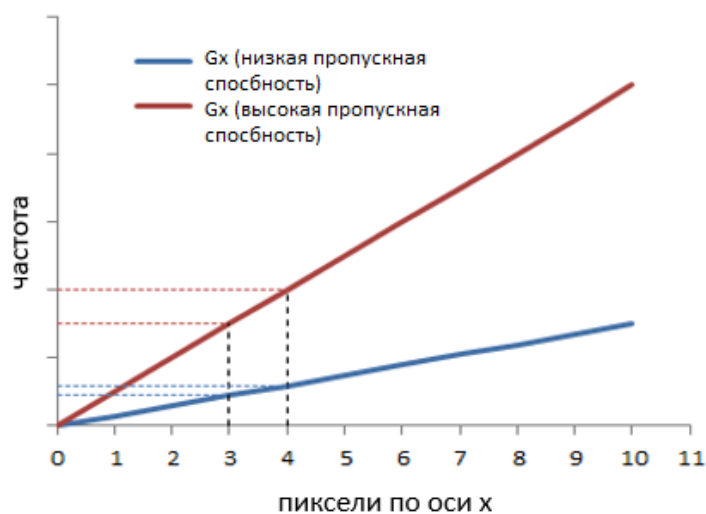


Рисунок 13 – График, иллюстрирующий разницу между низким BW = низким градиентом (синий) и высоким BW = высоким градиентом (красный)

Таким образом, чем больше градиент, тем лучше жир и вода будут помещаться в один и тот же интервал пикселей. Другими словами, увеличение полосы пропускания уменьшает артефакт химического сдвига.

2.2.3 Фильтрация

Фильтрация удаляет компоненты сигнала, высокой или низкой частоты. Фильтрация нижних частот ослабляет высокочастотные данные и пропускает низкочастотные данные. Восстановление изображения будет выглядеть немного более размытым, но почти похоже на исходное изображение. Размытость обусловлена тем фактом, что высокие пространственные частоты теряются, которые содержат информацию о краях изображения.

Верхние частоты фильтрации затухают низкие частоты и пропускают высокие частоты. Контраст исходного изображения теряется в восстановленном изображении, но края четко видны, поскольку высокочастотные данные были сохранены.

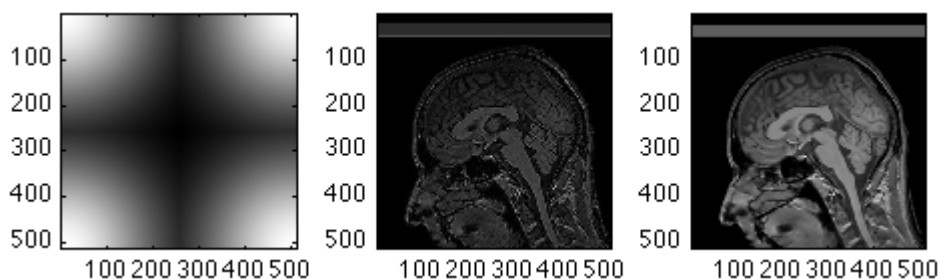


Рисунок 14 – Фильтр высоких частот: (а) ядро сглаживания, (б) изображение после применения фильтра верхних частот, (с) различие между оригинальным изображением и изображением (б)

2.2.4 Полосовые артефакты

Магнитно – резонансные изображения реконструируются из оцифрованных необработанных данных, которые собираются в пространственно – частотной области (также называемой k – пространством). Иногда одна или несколько точек данных в данных k – пространства искажаются пиковым шумом, вызывая артефакты полосатости на

изображениях. Методы пороговой обработки для обнаружения поврежденных точек данных могут потерпеть неудачу из-за небольших изменений, особенно для точек данных в области низких пространственных частот, где изменение k – пространства велико. Восстановление поврежденных точек данных с помощью интерполяции соседних пикселей может дать неверные результаты.

Время от времени в цепочке обработки данных происходит случайный «сбой», в результате чего изображение содержит несколько линий, которые могут быть расположены в виде крест – накрест или в виде «елочки». Приведены примеры повреждений одной временной точки и нескольких. Часто простая повторная обработка необработанных данных удаляет этот артефакт.

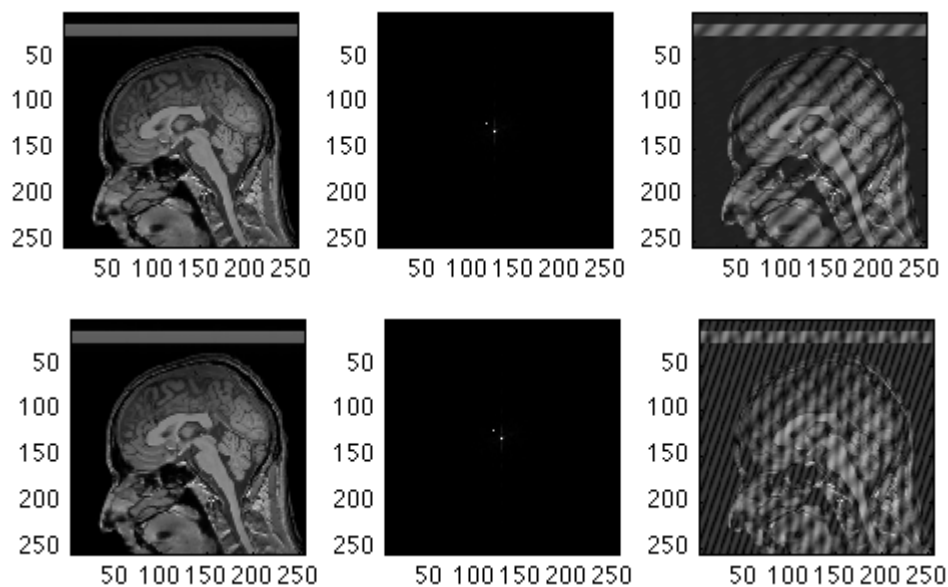


Рисунок 15 – Рассмотрение полосовых артефактов: (a) и (d) оригинальные изображения, (b) и (e) сырые данные со сбоем, (c) и (f) изображения со сбоями

2.2.5 Моделирование артефактов движения

Движение пациента происходит намного медленнее, чем частотное кодирование (которое происходит в миллисекундах), но оно происходит в том же масштабе времени, что и фазовое кодирование (секунды). Нужно помнить, что в последовательности градиентного эха для каждого шага фазового кодирования требуется 1 интервал TR (в быстром градиентном эхе можно объединить несколько шагов фазового кодирования в один TR, чтобы

уменьшить эффект). Томограф не может узнать, что пациент переместился, поэтому он пытается восстановить изображение на основе противоречивых данных.

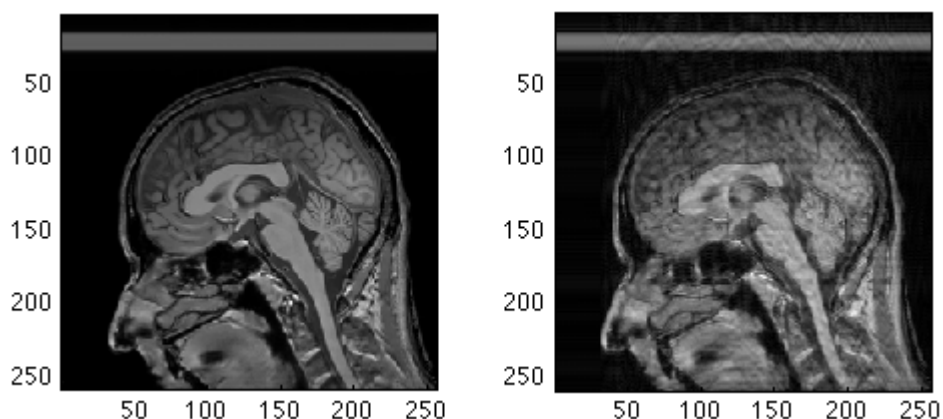


Рисунок 16 – Артефакт движения: (а) оригинальное изображение, (b) изображение с случайной фазовым сдвигом, наблюдаемом в высокочастотной области

Существуют различные стратегии для минимизации артефактов движения [22]:

1. Изменение направления фазового кодирования. Артефакты движения в основном являются проблемой, когда они скрывают интересующую анатомию. Таким образом, одним из решений является переключение направления фазового кодирования. Таким образом, артефакт движения будет распространяться в другом направлении.
2. Можно использовать стробирование ЭКГ, чтобы «заморозить» движение сердца (и крови в сосудах). Томограф будет получать данные для изображения в одной и той же точке сердечного цикла, поэтому в изображении нет противоречий на этапах фазового кодирования. Это широко используется для МРТ сердца. Точно так же можно заморозить дыхательное движение с помощью физических мониторов пациента или так называемых последовательностей навигатора, которые позволяют сканеру получать изображения в одной части дыхательного цикла.
3. Полосы насыщенности. Можно поместить полосу насыщения на сердце, чтобы полностью подавить его сигнал. Таким образом, не

будет раздвоения сигнала. Это чаще всего используется при МРТ позвоночника.

4. Нечувствительные к движению последовательности. Некоторые последовательности МРТ относительно нечувствительны к движениям пациента.

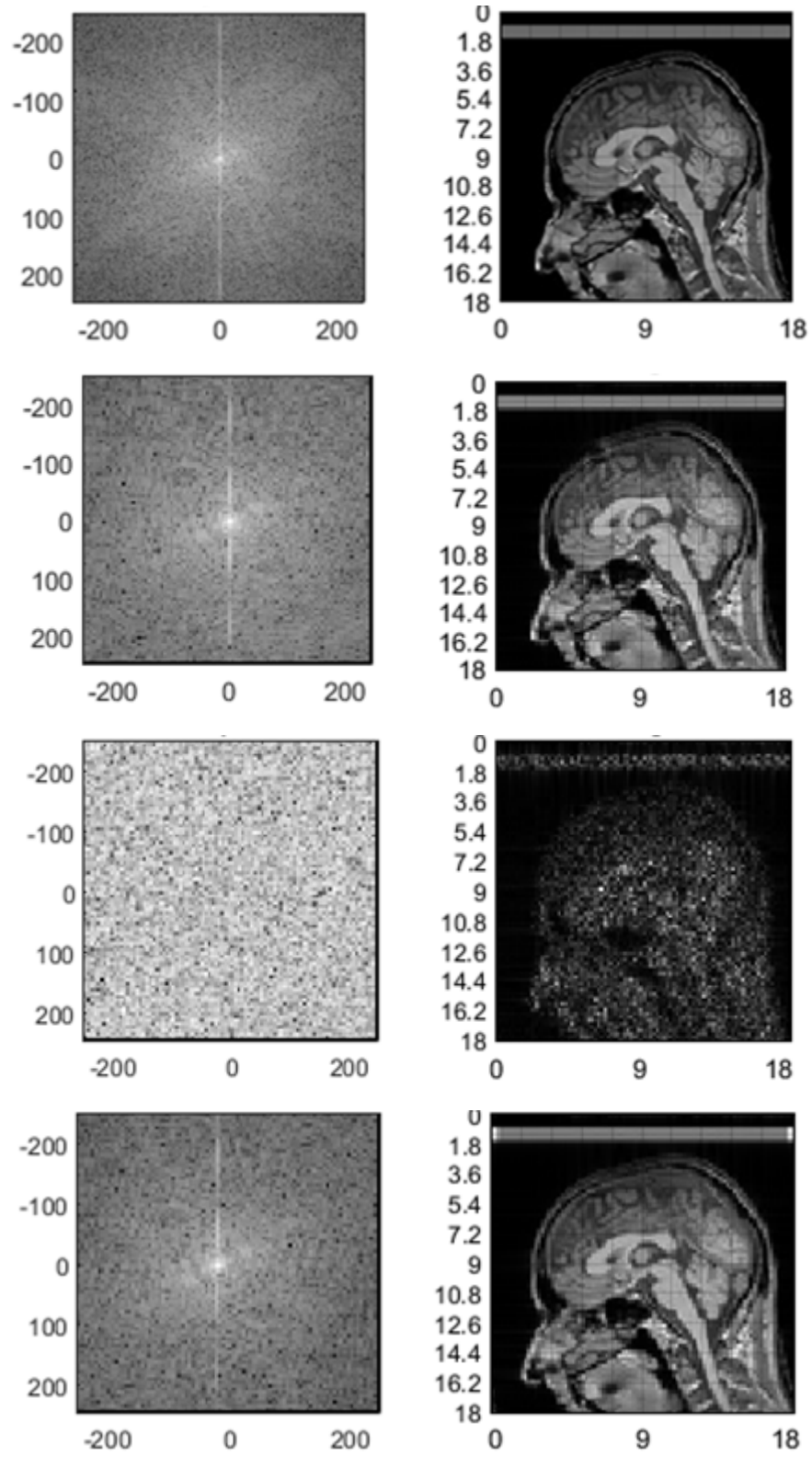
2.2.6 Системные ограничения и недостатки

Практические ограничения, недостатки и неидеальность аппаратного обеспечения МР сканера также могут создавать артефакты изображения [23]. Магнитные поля, индуцированные градиентом, РЧ – импульсы и оборудование приемника имеют физические ограничения, которые могут мешать предположениям, лежащим в основе формирования МР – изображения. Например, уравнения Максвелла запрещают создание чисто линейных магнитных полей. Практическим следствием этого является то, что градиентные катушки создают поля с нелинейными компонентами, называемыми сопутствующими градиентами, которые вызывают пространственно изменяющиеся фазовые ошибки и потери сигнала, подобные нерезонансным артефактам. Поскольку эти ошибки не зависят от времени эхо – сигнала, они не появляются на карте измеренного поля и вместо этого должны быть исправлены с помощью реконструкций с использованием карты полученного поля. Кроме того, градиенты являются линейными только (приблизительно) в ограниченной области, за пределами которой может происходить значительное геометрическое искривление. Быстрая смена градиентных полей во время сбора данных приводит к дополнительным искажениям поля из-за вихревых токов в проводящем материале сканера, которые естественным образом формируются, чтобы противодействовать изменениям поля. Хотя современные томографы предварительно компенсируют градиентные формы волны, чтобы смягчить это поведение, вихревые токи по-прежнему могут быть проблематичными при сканировании

с высокоамплитудными градиентами переменного поля. Отклонения траектории в k – пространстве из-за искажений, вызванных градиентами, приводят к искажению изображения и артефактам. Такие артефакты можно исправить путем измерения фактических местоположений выборок в k – пространстве и их использования во время реконструкции изображения вместо номинальных или предполагаемых местоположений.

Ошибки аппаратной синхронизации также могут создавать артефакты изображения. Между тремя градиентными катушками, РЧ – передатчиком и приемником могут существовать задержки порядка десятков микросекунд. Задержки между РЧ – передатчиком и градиентами ухудшают характеристики РЧ – импульса и выбор среза. Проблемы синхронизации между оборудованием для сбора данных приемника и градиентами, а также ошибки синхронизации между самими градиентами будут возмущать траекторию в k – пространстве и создавать артефакты во время реконструкции, как показано на рисунке 17. Эти задержки можно компенсировать с помощью точной калибровки и корректировки местоположений образцов в k – пространстве во время реконструкции.

Другим фундаментальным аппаратным ограничением является неоднородность радиочастотного поля, которую следует учитывать при использовании поверхностных катушек. Когда сила передаваемого РЧ – импульса изменяется в зависимости от положения, мощность сигнала будет пространственно модулироваться в объеме изображения. В результате восстановленные изображения будут иметь переменный контраст и более низкий SNR. Эти артефакты (рисунок 17) можно исправить с помощью РЧ – импульсов, не зависящих от однородности поля, таких как адиабатические импульсы, или путем прямой компенсации неоднородности при проектировании импульса.



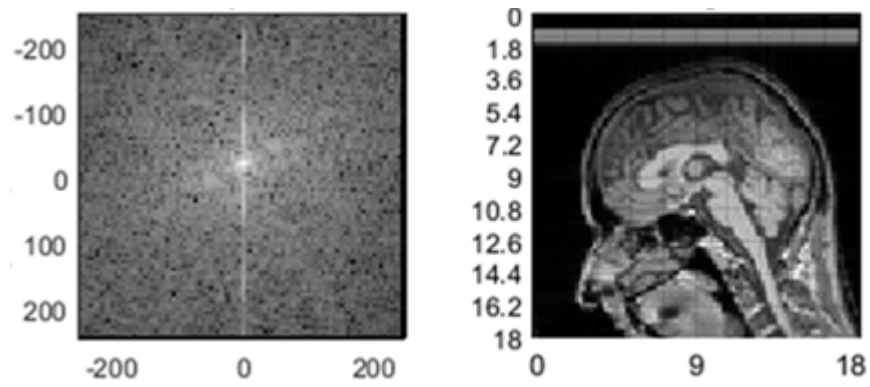


Рисунок 17 – Артефакты, влияющие на k – пространство и полученные изображения: а) без искажений, б) фазо-кодирующий градиент, в) считывающий градиент, г) случайное смещение, д) локальное смещение

Заключение

В результате проведенной работы, были:

1. Смоделировано k – пространство по линейной траектории с рассмотрением компонентов вектора k и градиентов.
2. Рассмотрены влияния фазовых ошибок на траекторию k – пространства.
3. Произведено восстановление данных EPI без артефактов на основе измерений в k – пространстве.
4. Рассмотрено влияние различных фильтров: пространственной области: средний фильтр, фильтр Гаусса; частотной области: фильтр нижних частот, фильтр верхних частот и полосовые фильтры.
5. Изучены влияния РЧ – импульсов, не зависящих от однородности поля, на артефакты изображения, создаваемые ограничениями, недостатками и неидеальностью аппаратного обеспечения МР сканера.

Артефакты неизбежны в медицинской визуализации. Их распознавание важно для интерпретации изображения и выбора подходящего метода исправления артефактов. Лучший способ удалить некоторые артефакты - полностью их избежать, используя современное, хорошо откалиброванное сканирующее оборудование; точное предварительное сканирование для каждого пациента и регулировка прокладок; и соответствующие последовательности импульсов, формы градиентных сигналов. Когда артефакты неизбежны, следует использовать нечувствительные к артефактам или корректирующие артефакты схемы импульсных последовательностей, алгоритмы обработки изображений и протоколы сканирования.

Список использованной литературы

1. Хорнак, Дж. П., Основы МРТ [Текст] / Дж. П. Хорнак – Пер. С англ. – Центр визуализирующих методов, Технологический институт Рочестера. – 2003.
2. Bernstein, M.A. Handbook of MRI pulse sequences [Text] / M.A. Bernstein, K.F. King, X.J. Zhou. // Elsevier. – 2004.
3. McRobbie, D.W. MRI from Picture to Proton. Cambridge [Text] / D.W. McRobbie, E.A. Moore, M.J. Graves, and M.R. Prince. // Cambridge University Press. – 2003.
4. Ljunggren, S. A simple graphical representation of Fourier – based imaging methods [Text] / S. Ljunggren. // Journal of Magnetic Resonance. – 1983. – vol. 54. – P. 338 – 343.
5. Twieg, D.B. The k – trajectory formulation of the NMR imaging process with applications in analysis and synthesis of imaging methods [Text] / D. B. Twieg // Med Phys. – 1983. – vol. 10. – P. 610 – 621.
6. Bracewell, R.N. The Fourier Transform and its Applications. [Text] / R. N. Bracewell // McGraw Hill Inc., second edition, revised ed. – 1986.
7. Nishimura, D.G. Principles of magnetic resonance imaging. [Text] / D. G. Nishimura // Stanford Univ. – 2010.
8. Peters, A.M. T_2^* measurements in human brain at 1.5, 3 and 7 T [Text] / A.M. Peters, M.J. Brookes, F. G. Hoogenraad, P.A. Gowland, S.T. Francis, P.G. Morris, R. Bowtell // Magnetic resonance imaging. – 2007. – P. 748 – 753.
9. Narsude, M. High Temporal Resolution Functional Magnetic Resonance Imaging at 7 Tesla [Text] / M. Narsude // Lausanne. – 2014.
10. Chapman, B. Real-time movie imaging from a single cardiac cycle by NMR [Text] / B. Chapman, R. Turner, R.J. Ordidge, M. Doyle, M. Cawley, R. Coxon, P. Glover, P. Mansfield // Magnetic resonance in medicine. – 1987. – vol. 5. – P. 246 – 254.

11. Cohen, M.S. Echo-planar imaging (EPI) and functional MRI [Text] / M.S. Cohen // Functional MRI. – 1999.
12. S. Savaji, S. Denoising of MRI Images using Thresholding Techniques through Wavelet [Text] / S. Savaji, P. Arora // International Journal of Science, Engineering and Technology Research (IJSETR) – 2012. – vol. 1.
13. Agrawal, S. Wavelet Based MRI Image Denoising Using Thresholding Techniques [Text] / S. Agrawal, R. Sahu // International Journal of Science, Engineering and Technology Research (IJSETR) – 2012. – vol. 1.
14. Pyatykh, S. Image noise level estimation by principal component analysis [Text] / S. Pyatykh, L. Zheng, J. Hesser // IEEE Transactions on image processing. – 2013. – vol. 22.
15. Gordillo, N. State of the art survey on MRI brain tumor segmentation [Text] / N. Gordillo, E. Montseny, P. Sobrevilla // Magnetic Resonance Imaging. – 2013.
16. Shah, S.A. An Automated Approach for Segmentation of Brain MR Images using Gaussian Mixture Model based Hidden Markov Random Field with Expectation Maximization [Text] / S.A. Shah, N.C. Chauhan // Journal of biomedical engineering and medical imaging. – 2015. – vol. 2.
17. Raghav, M. Image denoising techniques: Literature review [Text] / M. Raghav, S. Raheja // International Journal of engineering and computer science. – 2014. – vol. 3. – P. 5637 – 5641.
18. Benedikt, L. Automated detection of motion artefacts in mr imaging using decision forests [Text] / B. Lorch, C. Baumgartner, W. Bai, D. Rueckert, A. Maier, G. Vaillant // Journal of Medical Engineering. – 2017. – P. 9.

19. Herbst, M. Motion artefacts in MRI: a complex problem with many partial solutions [Text] / M. Herbst, M. Zaitsev, J. Maclaren // *Journal of Magnetic Resonance Imaging*. – 2015. – vol. 42. – P. 887 – 901.
20. Jhamb, T. A Review on Image Reconstruction through MRI k – Space Data [Text] / T. Jhamb, V. Rejathalal, V. K. Govindan // *Modern Education and Computer Science*. – 2015. – vol. 7. – P. 42 – 59.
21. Stehling, M.J. Whole-body echo-planar MR imaging at 0.5 T. [Text] / M.J. Stehling, A.M. Howseman, R.J. Ordidge // *Radiology*. – 1989. – vol. 170. – P. 257 –263.
22. Thesen, S. Prospective acquisition correction for head motion with image-based tracking for real-time fMRI [Text] / S. Thesen, O. Heid, E. Mueller, L. R. Schad // *Magnetic Resonance in Medicine*. – 2000. – vol. 44. – P. 457 – 463.
23. Bellon, M. MR artifacts: a review [Text] / M. Bellon, E.M. Haacke, P.E. Coleman, D.C. Sacco, D.A. Steiger, and R.E. Gangarosa // *American Journal of Roentgenology*. – 1986. – vol. 147. – P. 1271 – 1281.
24. Paschal, C.B. K-space in the clinic [Text] / C. B. Paschal and H. D. Morris // *Journal of Magnetic Resonance Imaging*. – 2004. – vol. 19. – P. 145 – 159.

Фрагменты программы по моделированию артефактов

```

% Реконструкция оригинального изображения

load RawData; % Считывание исходных данных
Raw = RawData( 129:384, 129:384 ); % размер данных (256×256)
CenterImage = ifftn(fftshift(Raw));

subplot(1,2,2);
image(abs(CenterImage/4), 'RdatMap', 'direct');
axis image;

% Пространственное сглаживание

% Создание Гауссиана
x=0:511;
SmoothWidth = 2;
SigmaSquared = (xdim/SmoothWidth)^2;
g=repmat(exp(-(x-256).^2/SigmaSquared),512,1);
2DGauss = g' .* g;

subplot(1,3,1);
image(abs(2DGauss), 'RdatMap', 'scaled');
axis image;

% Умножение k данных
FSmoothRaw = 2DGauss .* RawData;

% Создание изображения
SmoothRecon = ifftn(fftshift(FSmoothRaw));

subplot(1,3,2);
image(abs(SmoothRecon), 'RdatMap', 'scaled');
axis image;

% Построение различий между оригинальным изображением и после сглаживания
subplot(1,3,3);
image(abs(RecImage) - abs(SmoothRecon), 'RdataMap', 'scaled');
axis image;

% Построение фильтра высоких частот

HPass = fftshift(2DGauss);

subplot(1,3,1)
image(abs(HPass), 'RDataMap', 'scaled');
axis image;

FHPRaw = HPass .* RawData;
HPassRec = ifftn(fftshift(FHPRaw));

subplot(1,3,2);
image(abs(HPassRecon), 'RdatMap', 'scaled');
axis image;

subplot(1,3,3);
image(abs(RecImage) - abs(HPassRec), 'RdatMap', 'direct');
axis image;

% Построение полосового фильтра

```

```

Spike = Raw;
Spike(120,120) = 1e7;

subplot(1,3,1);
imsc(abs(ifftn(fftshift(Raw))));
colormap(rdgray);
axis image;

subplot(1,3,2);
imsc(abs(Spike));
axis image;

subplot(1,3,3);
imsc(abs(ifftn(fftshift(Spike))));
axis image;

% Артефакты движения

% Создаем случайность
RandStream.setDefaultStream(RandStream('mdata','seed',sum(100*clock)));

subplot(1,2,1);
imsc(abs(ifftn(fftshift(Raw))));
axis square;
colormap(rdgray);

[ys xs] = size(Raw);

A = Raw;

% Искажение фазы
for line = 1:ys;
    shift = exp(1i*0.5*randn());
    A(line,:) = Raw(line,:) * shift;
end

subplot(1,2,2);
imsc(abs(ifftn(fftshift(A))));
axis square;

% Искажение несколько строк в центре k - пространства
for line = 120:138;
    shift = exp(1i*0.5*randn());
    A(line,:) = Raw(line,:) * shift;
end

subplot(1,2,2);
imsc(abs(ifftn(fftshift(A))));
axis square;

% Артефакты, связанные со системными ограничениями

function noise = Noise(params, xygrid)

% Создание пространственного шума
switch lower(noiseType)
case 'none'
    noise = zeros(freq);

case {'random' 'random offset'}
    noise = randn(freq);
    noise = noise / max(noise(:));

```

```

case 'random lowpass'
    noise = randn(freq);
    f = fspecial('gauss',freq,freq/16);
    noise = imfilter(noise, f, 'same');
    noise = noise / max(noise(:));

case {'dc offset' 'constant' 'uniform'}
    noise = ones(freq);

case 'x gradient'
    noise = x / max(x(:));
    noise = noise - mean(noise(:));

case 'y gradient'
    noise = y / max(y(:));
    noise = noise - mean(noise(:));

case {'local' 'local offset'}
    Center = [.25 .25]*sz;
    Radius = .01 * sz;
    inds = sqrt((x-Center(1)).^2 + (y-Center(1)).^2) < Radius;
    noise = zeros(freq);
    noise(inds) = 1;
    f = fspecial('gauss',freq,freq/16);
    noise = imfilter(noise, f, 'same');
    noise = noise / max(noise(:));
otherwise
    noise = zeros(freq);
end

```