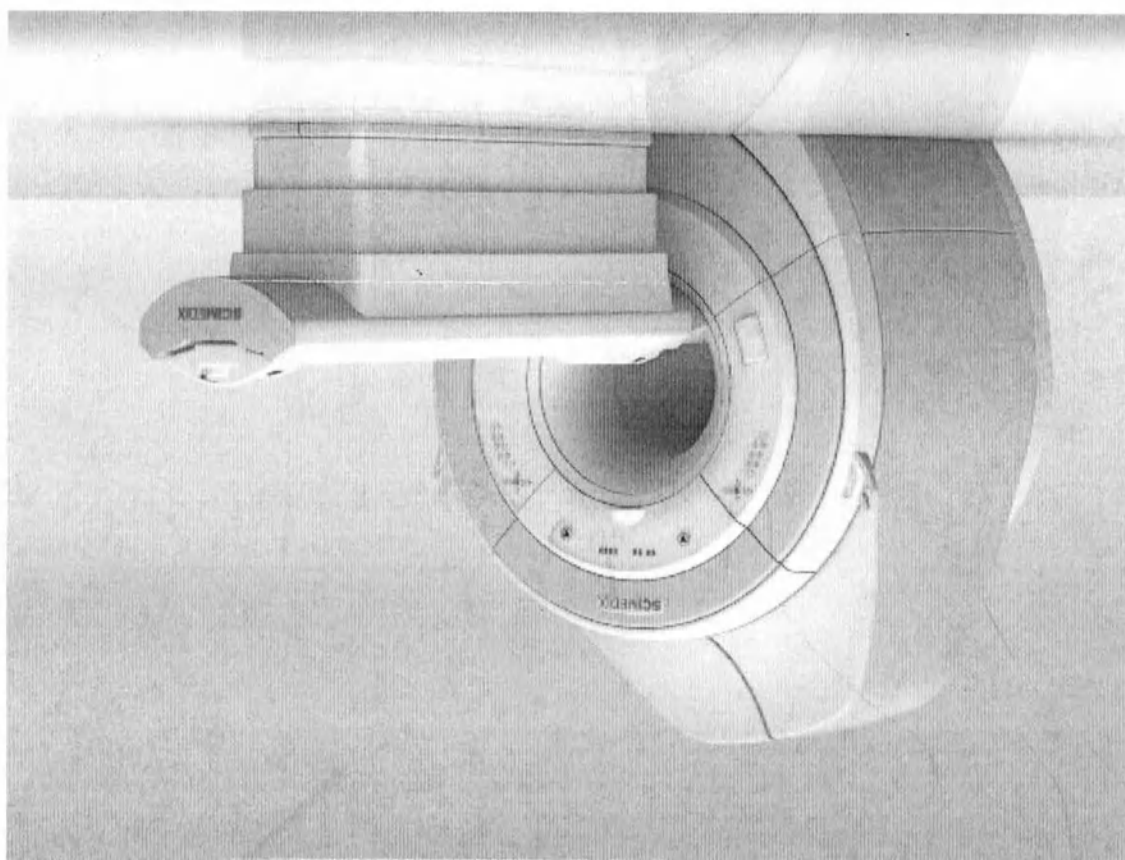




РУКОВОДСТВО ПО ЭКСПЛУАТАЦИИ МРТ СИСТЕМЫ SM160 1,5T

Введение

В данный документ включены подробные указания по технике безопасности и использованию SM160 1,5T MPT системы.

Перед началом работы системы полностью прочитайте Руководство по эксплуатации.

Мы будем рады получить ваши комментарии по всем нашим продуктам, включая руководства по эксплуатации. Если вы столкнетесь с проблемой или у вас появятся предложения по улучшению нашей продукции, свяжитесь с нами или вышлите комментарий на нижеуказанный адрес.

SciMedix Inc.

831-8 DoHwa-Dong Nam-Gu Incheon
Korea.

+82-32-343-3109

info@SciMedix.com

Содержание

SM160 1,5T MPT СИСТЕМА	1
Введение	2
Содержание.....	3
Глава 1. ОСНОВНЫЕ ДАННЫЕ.....	8
1.1 Вводная часть	8
1.2 Запуск системы MPT SM160 1,5 Тесла.....	9
1.3 Основные функции мыши.....	11
1.4 Рабочее пространство SM160.....	13
1.4.1 Режим списка изображений	13
1.4.2 Режим списка кадров.....	14
1.4.3 Режим съемки.....	15
1.5 Основная структура ориентации изображения.....	16
1.6 Основная структура системы SM160.....	17
1.7 Текст на изображении	19
Глава 2. РЕГИСТРАЦИЯ	22
2.1 Описание функции	23
2.2 Регистрация нового пациента.....	24
2.3 Ввод информации о пациенте.....	27
Раздражение периферического нерва (РПН).....	30
Эффект, вызванный быстрым включением градиента. Когда последовательность превысит первый уровень, на экране появится следующее предупреждение:.....	30
2.4 Выбор протокола сканирования	31
2.5 Список созданных протоколов и протоколов SciMedix SM160 1,5T	34
Глава 3. СКАНИРОВАНИЕ.....	35
3.1 Описание функции сканирования	36
3.2 Диалоговое окно предварительного сканирования	37
3.2.1 Процедура предварительного сканирования.....	39
3.3 Получение набора предварительных изображений.....	41
3.3.1 Выбор предварительного протокола	42
3.3.2 Начало предварительного сканирования	43
3.3.3 Обзор предварительного изображения	44
3.4 Запуск сканирования.....	45
3.4.1 Выбор протоколов	46
3.4.2 Окно протокола	47

3.4.3 Создание среза и блока предварительного насыщения.....	48
3.4.4 Вращение и перемещение блока срезов	50
3.5 Параметры окна	51
3.5.1 Информация о каждом параметре	52
3.5.2 Модификация параметров сканирования	55
3.6 Начало сканирования	71
Глава 4. ВИД.....	72
4.1 Описание функции просмотра	73
4.2 Рабочее пространство SM160.....	74
1.4.1 Режим списка изображений.....	74
1.4.2 Режим списка кадров.....	75
1.4.3 Режим съемки.....	76
4.3 Основная структура ориентации изображения.....	77
4.4 Изменение формата экрана	78
4.5 Вызов изображения	80
4.6 Поиск пациента.....	82
4.6.1 Диалоговое окно поиска пациента.....	83
4.7 Поиск изображений пациента	85
Глава 5. АНАЛИЗ	87
5.1 Описание функции анализа	88
5.2 Инструменты редактирования	89
5.2.1 Курсор	89
5.2.2 Окно/центр	89
5.2.3 Масштабирование.....	89
5.2.4 Панорамирование	90
5.2.5 Фильтр	91
5.2.6 Комментарий	92
5.2.7 Инвертирование	93
5.3 Изучаемая область	94
5.3.1 Прямоугольник.....	94
5.3.2 Круг.....	96
5.3.3 Профиль.....	97
5.3.4 Расстояние	98
5.3.5 Текст.....	99
5.4 Половинный размер.....	100
5.4.1 Верхняя / нижняя часть.....	101

5.4.2 Левая / правая часть.....	101
5.4.3 Обычный размер.....	101
5.5. Перемещение изображения на дисплее.....	102
5.5.1 Описание функции.....	102
5.5.2 Процедура.....	102
5.6. Функция расположения экрана.....	104
5.7 Проекция максимальной интенсивности (MIP).....	105
5.7.1 Описание функции.....	105
5.7.2 MIP последовательность.....	106
5.7.3 Процедура.....	106
5.7.3 Процедура.....	107
5.8 Мультипланарная реконструкция изображений (MPR).....	118
5.8.1 Описание функции.....	118
5.8.2 MPR последовательность.....	118
5.8.3 Процедура.....	119
Глава 6. СЪЕМКА.....	126
6.1 Описание функции съемки.....	127
6.2 Процедура съемки.....	128
6.3 Состояние печати.....	129
6.4 Автосохранение кадров.....	130
Глава 7. АРХИВ.....	131
7.1 Описание функции архива.....	131
7.2 Резервное копирование.....	133
7.3 ВОССТАНОВЛЕНИЕ.....	133
7.4 КОПИРОВАНИЕ.....	134
7.5 ПРОГРАММА УПРАВЛЕНИЯ ДИСКОМ.....	135
7.6 СОСТОЯНИЕ.....	137
7.7 ДИСКОВАЯ ПАМЯТЬ.....	138
Глава 8. КОНФИГУРАЦИЯ.....	139
8.1 Описание функции конфигурации.....	139
8.2 Обзор конфигурации.....	140
8.3 Добавление протокола в систему.....	142
8.4 Удаление протокола.....	143
Глава 9. СИСТЕМА.....	144
9.1 Описание системных функций.....	144
9.2 Обычное выключение.....	145

9.2.1 Выход из системы	145
9.3 Закрытие двери в комнату сканирования	146
9.4 Экстренное выключение	146
9.4.1 Выключение питания	146
9.4.2 Выключение магнита	146
9.4.3 Меры предосторожности во время отключения магнита	147
9.5 Чистка и дезинфекция	148
9.5.1 Чистка компонентов системы	148
9.5.2 Дезинфекция	149
9.5.3 Уход за полами	149
Приложение А	151
А.1 Параметры	151
А.2 Опции визуализации.....	154
2.1 Режим определения среднего	155
2.2 Жировое насыщение.....	155
2.3 Компенсация потока	156
2.4 Подавление заворачивания изображения	156
2.5 Принцип работы синхронизации	157
2.6 Визуализация срезов.....	158
2.7 Множественно-единичная визуализация срезов.....	158
2.8 Частичное эхо	159
2.9. Частичное число возбуждений	159
2.10 Прямоугольное поле обзора.....	160
2.11 РЧ подавление	161
2.12 Полосы насыщения	161
2.13 Повтор сканирования	161
2.14 Группировка срезов	162
2.15 Изменяемый угол наклона вектора	162
2.16 Водно-жировой сдвиг	163
Приложение Б	164
Б.1 Стол пациента.....	164
1.1 Функции стола пациента.....	164
1.2 Эксплуатация стола пациента.....	165
1.2.1 Последовательность операций	169
1.3 Средства защиты органов слуха.....	169
1.3 Средства защиты органов слуха.....	170

Б.2 РЧ катушки.....	171
1. Катушка для головы.....	172
2. Катушка для шеи.....	174
3. Катушка для позвоночника	176
4. Плечевая катушка	179
5. Катушка для туловища	180
6. Катушка для колена	182
7. Катушка для запястья	184
Терминологический глоссарий.....	187

Глава 1. ОСНОВНЫЕ ДАННЫЕ

1.1 Вводная часть

Добро пожаловать в руководство по эксплуатации системы MPT SciMedix Inc. SM160.

В нем будет рассказано об эксплуатации системы MPT SM160 1,5 Тесла.

Если необходимы разъяснения по любой процедуре, свяжитесь со специалистом по приложениям.

Перед запуском системы MPT SM160 1,5 Тесла необходимо изучить ее характеристики и структуру. Система MPT SM160 1,5 Тесла разработана и внедрена в современные технологии, поэтому пользователи могут ознакомиться с ее использованием. Все функции системы могут выполняться с помощью мыши, потому даже начинающие пользователи способны понять принцип ее работы и использовать без каких-либо проблем. Все, что необходимо знать, это основные принципы работы мыши.

Данная глава включает в себя следующие разделы:

- ♦ Запуск системы MPT SM160 1,5 Тесла
- ♦ Основные функции мыши
- ♦ Рабочее пространство SM160
- ♦ Основная структура ориентации изображения
- ♦ Основная структура системы SM160
- ♦ Текст на изображении

1.2 Запуск системы MPT SM160 1,5 Тесла

1. Перед запуском системы MPT SM160 1,5 Тесла необходимо включить ее питание. Это выполняется нажатием кнопки питания на передней части компьютера SM160 справа внизу и ее удерживанием до тех пор, пока не загорится свет.
2. После включения питания войдите в систему с помощью пароля (каждый блок имеет собственный пароль). Появится рабочий стол системы.
3. Дважды нажмите на значок Phoenix на рабочем столе. Через несколько секунд появится следующее изображение.
4. Потом это изображение появится через несколько минут. Это означает, что ПО системы готово к работе.

1.3 Основные функции мыши

Во время движения мыши по столу курсор воспроизводит движение на экране, позволяя поместить его в нужное место.

Чтобы двигать курсор мыши, перемещайте его в нужном направлении.

Двигайте мышь по столу в том направлении, в котором должен двигаться курсор по экрану.

Следующий этап – узнать, как нажимать на кнопки мыши. Нажатие определяется, как быстрое щелканье по одной из кнопок мыши без ее перемещения.

Иногда определенные действия выполняются двойным нажатием кнопки мыши в быстрой последовательности.

Это известно как «двойное нажатие».

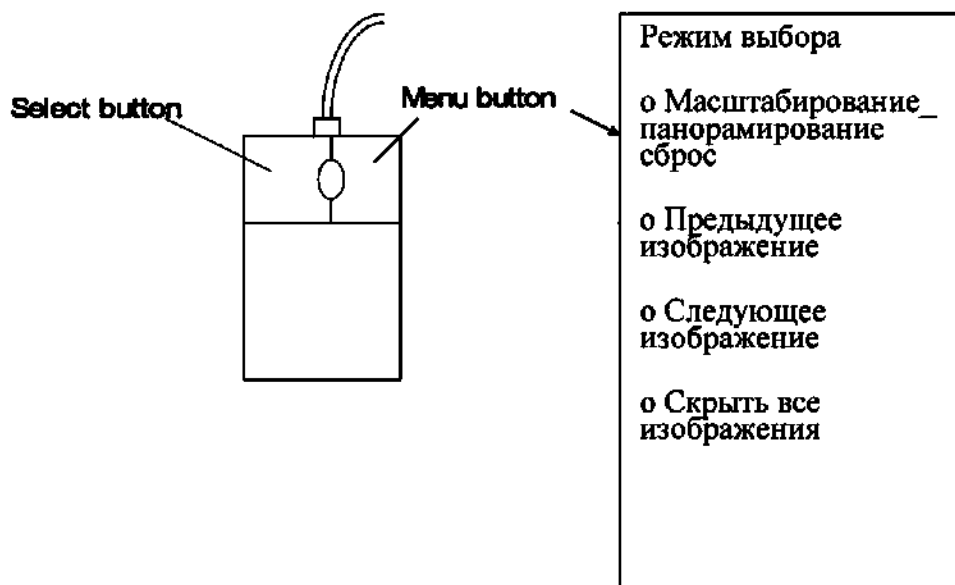
Следующий этап – узнать, как перетаскивать с помощью мыши. Это позволит выбирать объекты на рабочем столе и перетаскивать их в другое место.

Чтобы перетащить с помощью мыши, выберите объект, который хотите переместить, и нажмите на кнопку выбора. Затем, удерживая кнопку, переместите мышь.

Отпустите кнопку после того, как объект оказался в нужном месте. См. рисунок ниже.

Кнопка выбора

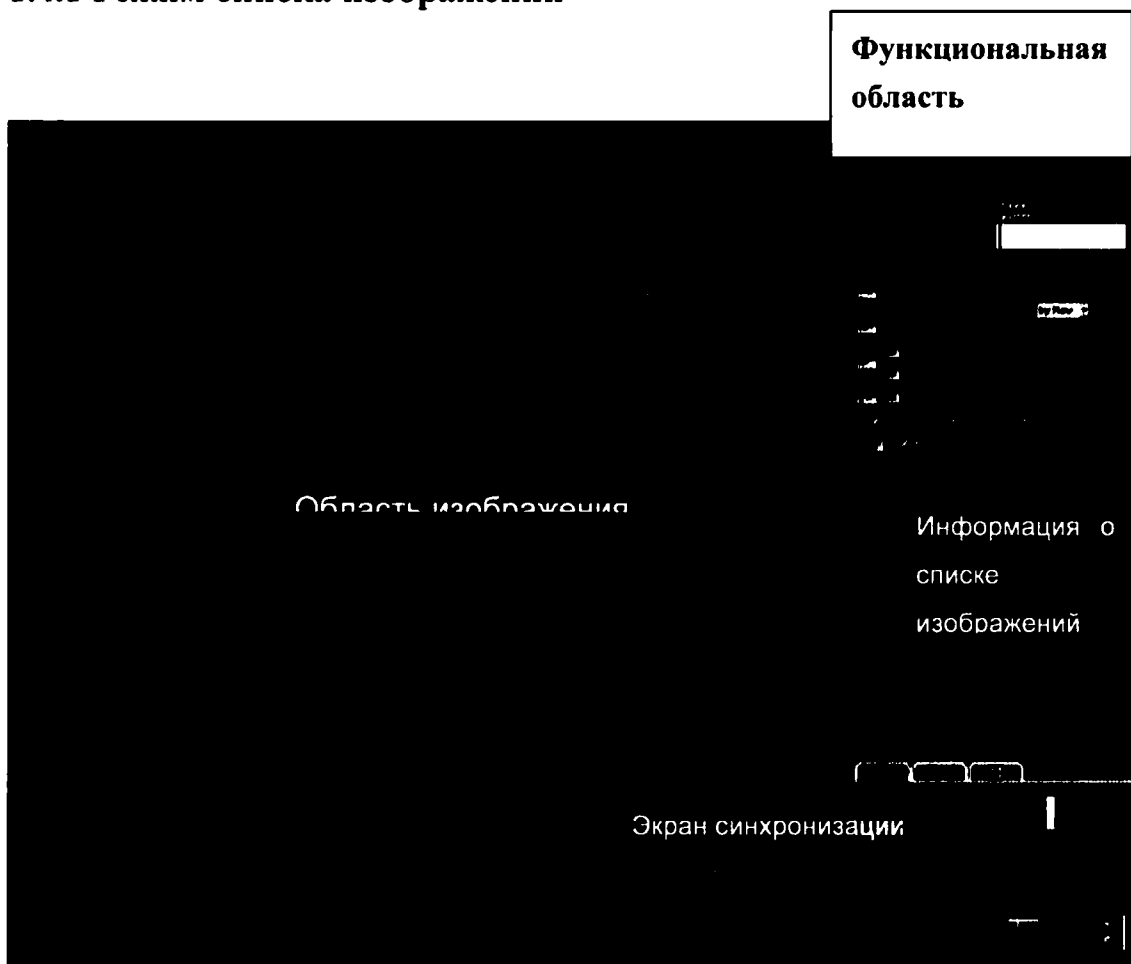
Кнопка меню



1.4 Рабочее пространство SM160

Основную структуру рабочего пространства SM160 можно разделить на три режима. Это режим списка изображений и режим списка кадров, а также режим съемки. Рассмотрим каждый из них в отдельности.

1.4.1 Режим списка изображений



(Область изображения: Здесь появляется МР изображение.

(Функциональная область: находится в правой верхней части экрана и включает масштабирование изображений наряду с функциями измерения.

(Область списка изображений: здесь находится информация о списке изученных изображений.

Список сканирований пациента появляется здесь в хронологическом порядке.

1.4.2 Режим списка кадров

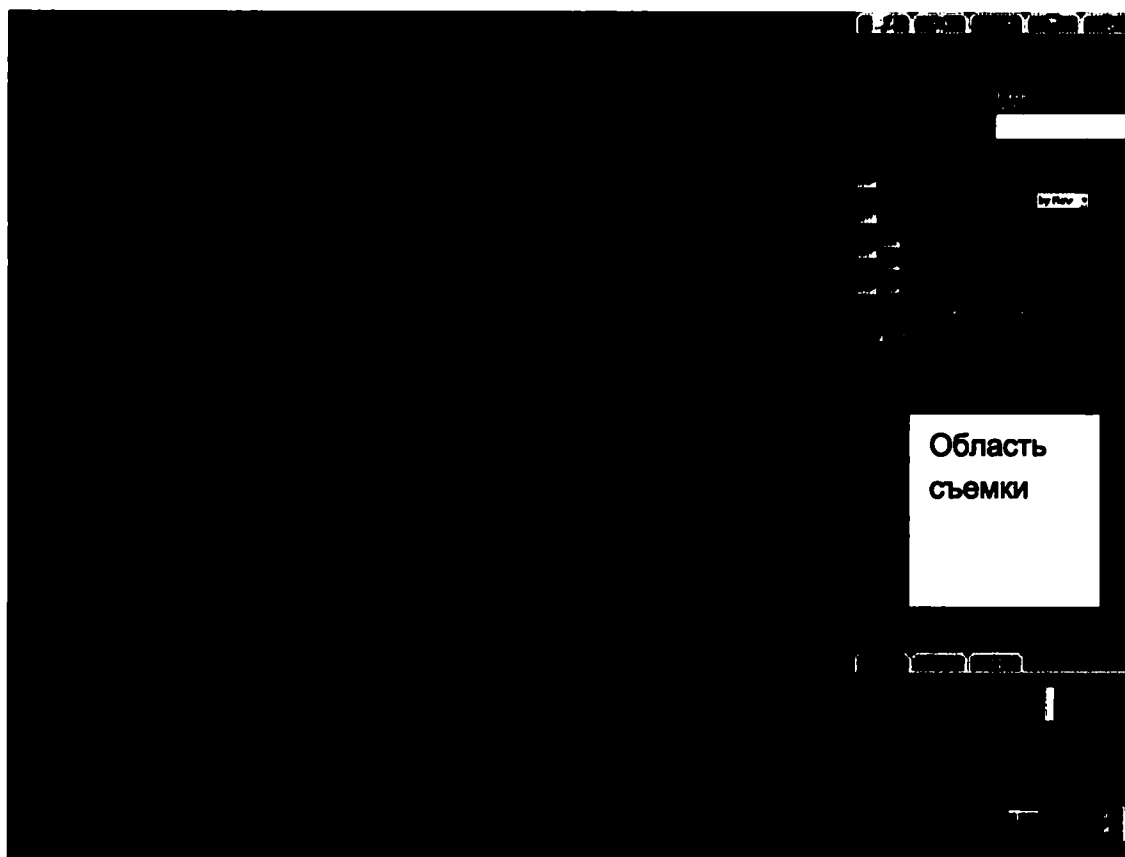


Информация о
списке съемки

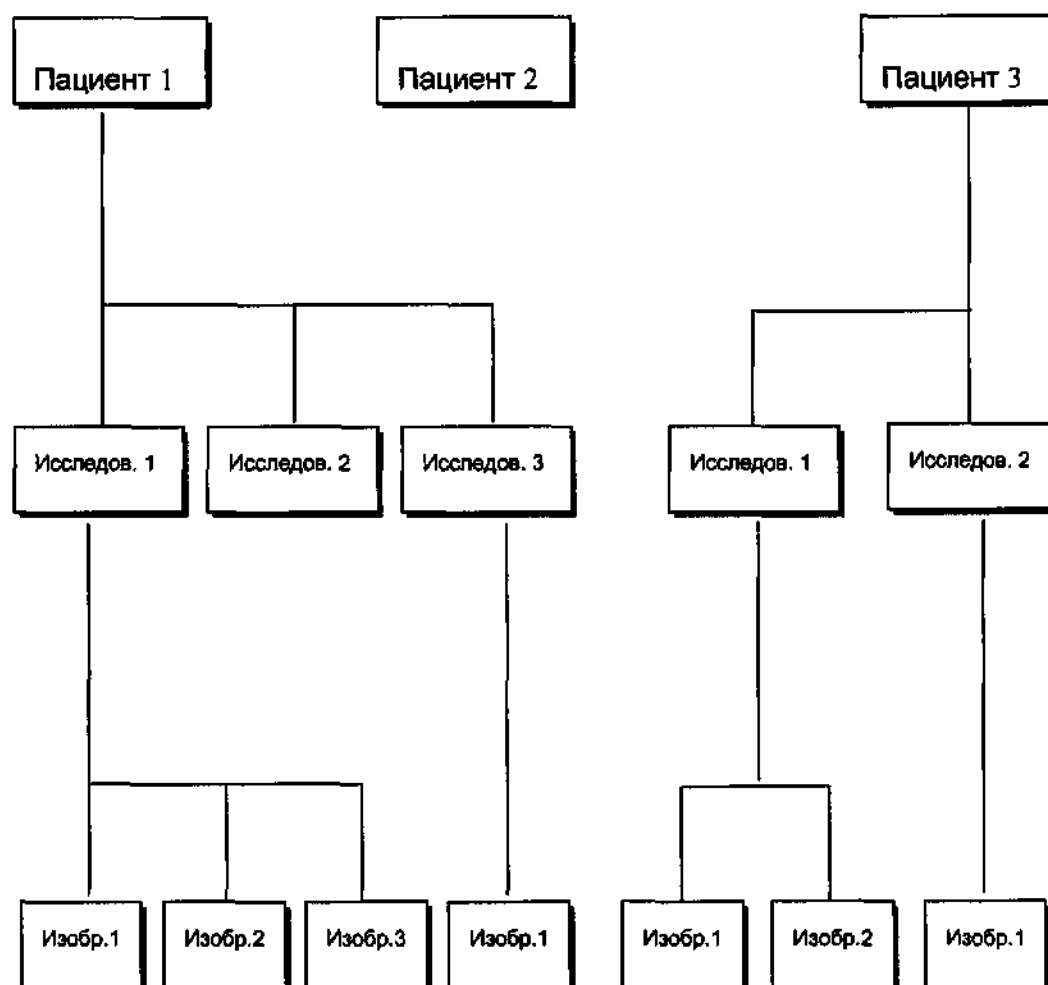
- **Автосохранение съемки:** В данной области кадры сохраняются в новый файл.
Если пациента необходимо обследовать снова, можно сделать это напрямую, без повторения всего процесса.

1.4.3 Режим съемки

- **Область съемки:** Здесь осуществляется съемка полученных изображений.



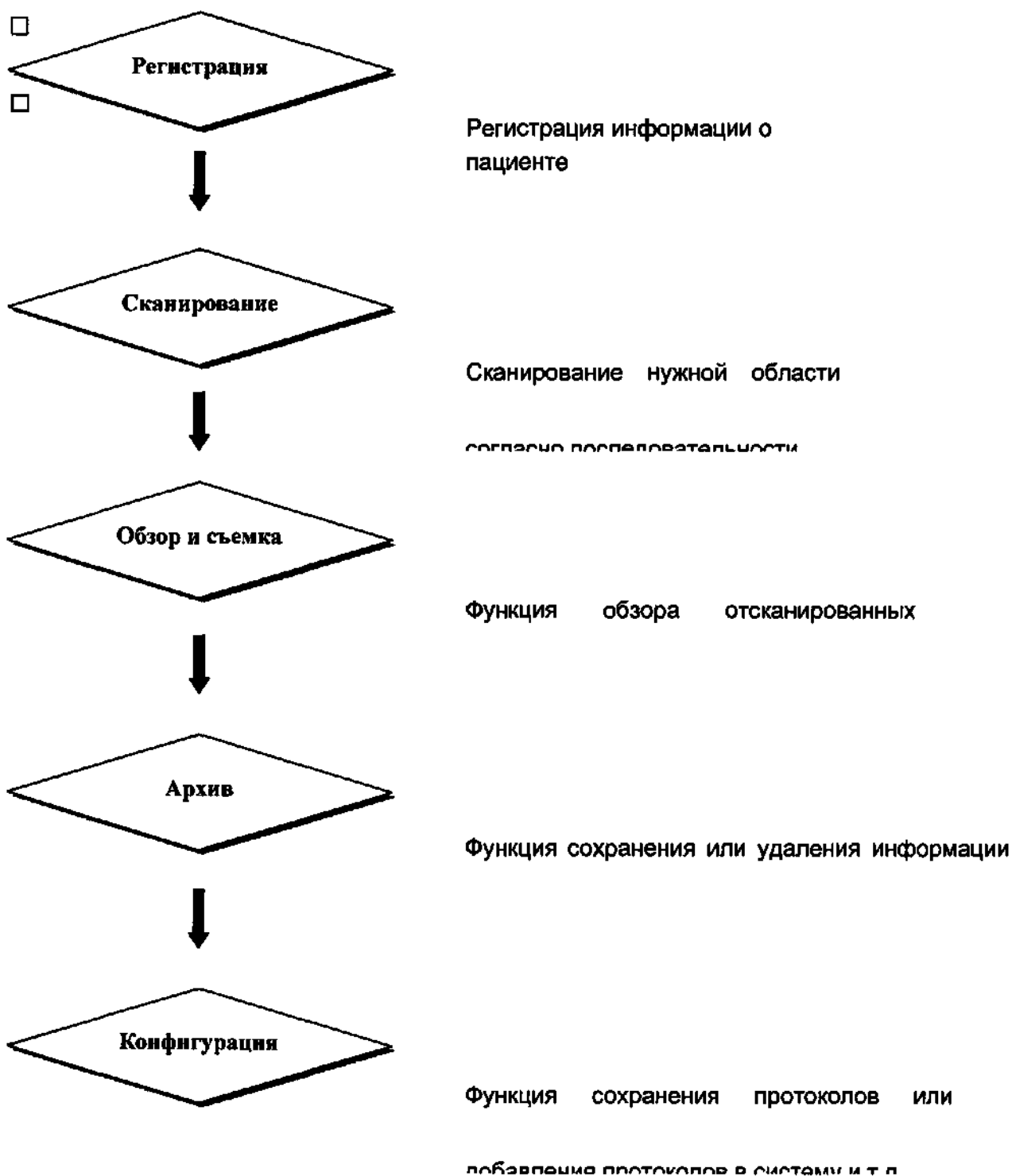
1.5 Основная структура ориентации изображения.



- **Исследование:** Одного пациента можно подвергать нескольким исследованиям. Например, если пациенту просканирован поясничный отдел позвоночника и мозг, это будет составлять 2 исследования. Каждое исследование пациента и количество изображений появляется в списке пациента.
- **Изображение:** Изображения, полученные во время обследования выбором последовательности.
(Номер изображения: Каждый номер изображения пациента присваивается последовательно. Этот параметр нельзя изменить после завершения сканирования.

1.6 Основная структура системы SM160

Полный процесс системы MPT SM160 1,5 Тесла от регистрации пациентов до съемки и сохранения информации можно представить следующим образом:

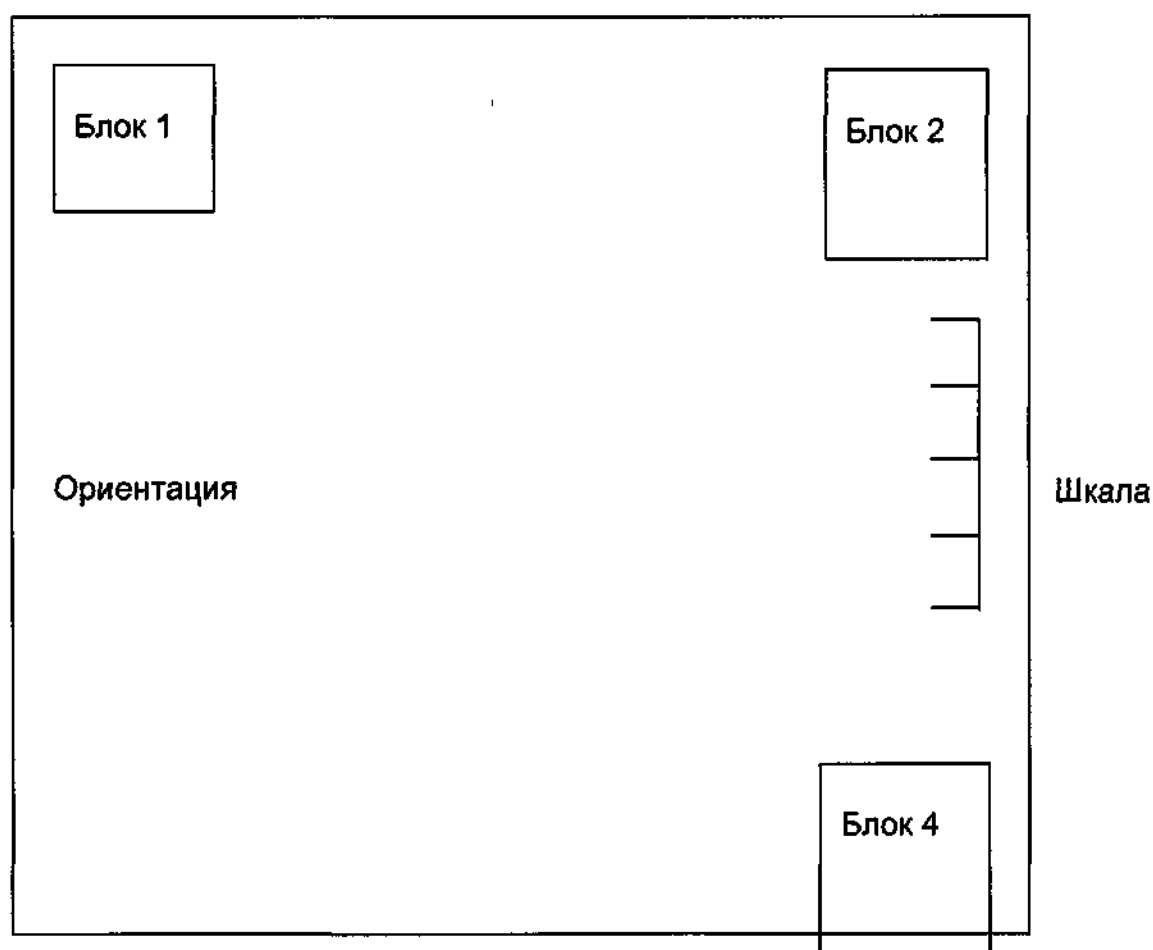


1.7 Текст на изображении

С помощью функции комментариев в области функций можно отображать любой текст на активном изображении. Эта функция также позволяет отобразить или удалить отдельные типы текста ((глава 5.2.6)

Стандартный текст

Стандартный текст создается во время сканирования или восстановления изображения, а следовательно, является частью файла каждого изображения. Текст изображения делится на четыре блока.



Версия ПО Исследование №	Название больницы Имя пациента Пациент № Дата обследования Время обследования	
Наименование последовательно сти	Поле обзора Толщина среза/промежуток	Ш Ц

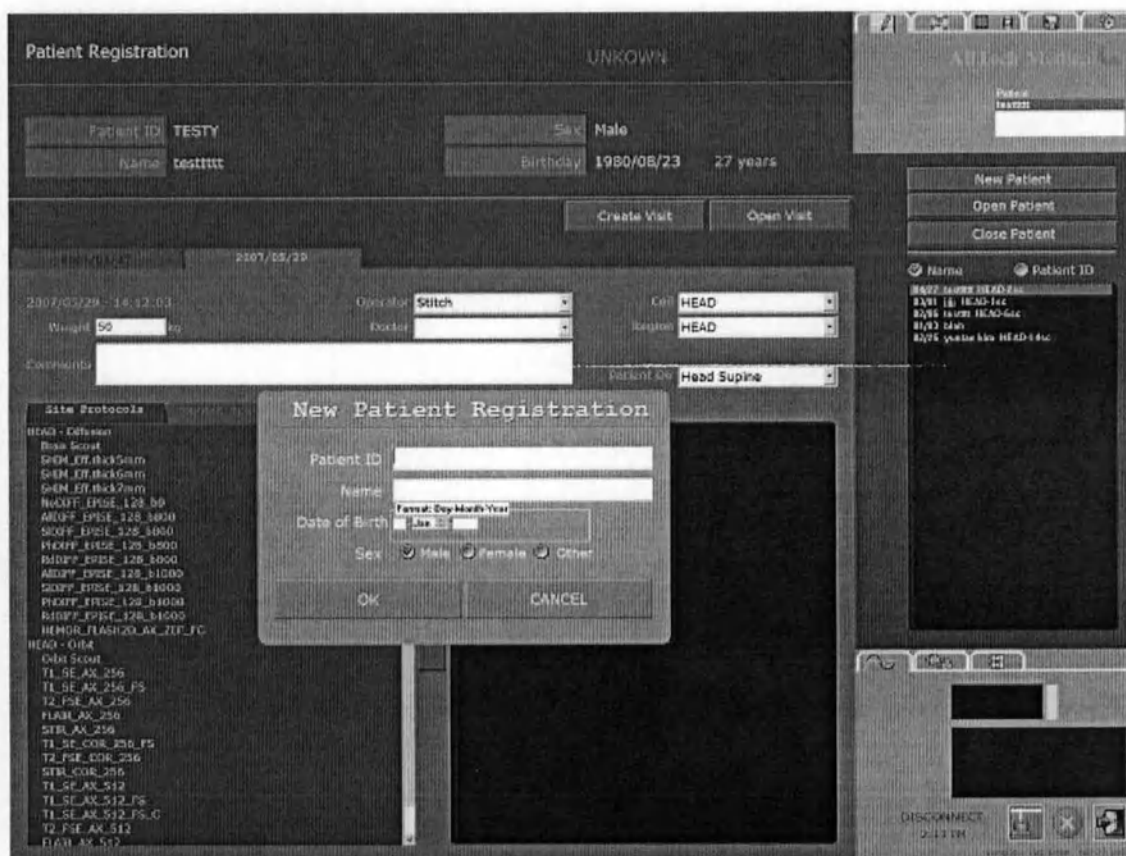
2.1 Описание функции

Эта функция используется для регистрации информации о пациенте. Пациент может подвергаться обследованию только после регистрации необходимой информации.

Данная глава включает в себя следующие разделы:

- ♦ Регистрация нового пациента
- ♦ Ввод информации о пациенте
- ♦ Выбор протокола сканирования
- ♦ Список созданных протоколов и протоколов SciMedix Inc.

2.2 Регистрация нового пациента



При нажатии на кнопку  на экране выше, появится окно регистрации нового пациента.

New Patient Registration

Patient ID

Name

Date of Birth Format: Day-Month-Year

Sex ☒ Male ☐ Female ☐ Other

Введите идентификационный номер, имя, пол и дату рождения в вышеуказанную форму регистрации нового пациента. Затем нажмите кнопку

Идентификационный номер	Любые 26 знаков (цифры или буквы). Например, 19980508
Имя	Имя пациента. (26 знаков максимум) Например, КИМ СОНГ НАМ
Пол	мужской или женский
Дата рождения	Дата рождения пациента (год/месяц/число) Например, 1972 / 10 / 15

: После окончания регистрации пациента нажмите кнопку регистрации (REGIST).

CANCEL

: Если нужно отменить регистрацию пациента, нажмите кнопку отмены (CANCEL).

При нажатии на кнопку регистрации, появится следующее окно регистрации пациента.

The screenshot displays a medical software interface for patient registration. The main window, titled "Patient Registration", contains the following fields and controls:

- Patient ID:** TESTY
- Name:** testttt
- Sex:** Male
- Birthday:** 1980/08/23
- Age:** 27 years
- Buttons:** "Create Visit" and "Open Visit"
- Site Protocols:** A list of protocols on the left, including "HEAD - Diffusion" and "HEAD - GRE".

A "New Patient Registration" dialog box is overlaid on the main window. It contains the following fields and controls:

- Patient ID:** A text input field.
- Name:** A text input field.
- Date of Birth:** A date picker with "Format: Day-Month-Year" and a "Show" button.
- Sex:** Radio buttons for "Male", "Female", and "Other".
- Buttons:** "OK" and "CANCEL"

2.3 Ввод информации о пациенте

Имя и идент.
№ последнего
пациента

Create Visit	Используется при перемещении данных о зарегистрированном пациенте в окно сканирования.
Open Visit	Используется при обследовании другой области одного и того же пациента.
New Patient	Используется при вводе данных о новом пациенте.
Open Patient	Используется при поиске данных и изображений других пациентов.
Close Patient	Используется при закрытии окна.
	Используется при необходимости отключить соединение.
	Кнопка ВЫХОД

Ввод данных о пациенте относительно веса, оператора, врача и комментариев.
Информация выглядит следующим образом:

Вес	Введите вес пациента единицы веса: килограммы или фунты
Оператор	Введите имя оператора (например, Ричард Розен).
Врач	Введите имя врача (например, д-р Раймонд).
Катушка	Выберите катушку для соответствующего сканирования пациента (например, катушка для мозга/головы, катушка для колена и т.п.).
Область	Введите область обследования (например, шея, позвоночник, брюшной отдел и т.п.).
Направление пациента	Лицом вверх: положение лежа на спине, первой в зазор магнита входит голова. Лицом вниз: положение лежа на животе, первой в зазор магнита входит голова. Ступни вверх: положение лежа на спине, первой в зазор магнита входит голова. Ступни вниз: положение лежа на животе, первой в зазор магнита входит голова.
Примечания	Ссылки и комментарии (например, повреждение мениска, левое плечо).

Примечание

Вводите правильный вес пациента.

Расчет УКП основывается главным образом на весе пациента, введенном во время регистрации.

УКП (удельный коэффициент поглощения)

Удельный коэффициент поглощения (УКП) – скорость поглощения энергии радиочастоты на единицу веса.

Поглощение энергии радиочастоты может вызвать нагревание ткани тела.

Во время МР обследования тело пациента поглощает тепло в виде РЧ энергии.

В основном расчет УКП зависит от веса пациента.

Управление по контролю за продуктами и лекарствами (США) установило следующие значения УКП:

Среднее значение для всего тела: 2,0 Вт/кг

Среднее значение для головы: 3,2 Вт/кг

Среднее значение для прочих областей: 8,0 Вт/кг

Система SM160 не позволяет превышать максимальные пределы УКП, поэтому инженеру не нужно контролировать этот параметр. При превышении УКП первый уровень контроля в 2,0 высветится на экране:

1-ый уровень

Высокий уровень УКП, требуется мониторинг.

Нажмите ОК или Отмена.

- Пациенту угрожает остановка сердца
- Беременная женщина
- Пациенты, страдающие приступами или клаустрофобией
- Пациенты с недостаточностью сердечной деятельности и пациенты с лихорадкой
- Пациенты со сниженным потоотделением
- Пациенты без сознания, пациенты под сильным воздействием седативных средств, пациенты, с которыми нельзя поддерживать нормальное общение
- Пациенты с высокой температурой, с ослабленной функцией терморегуляции или повышенной чувствительностью к повышению температуры
- Пациенты с термозоляцией

Если состояние пациента невозможно проверить или риск слишком велик, параметры сканирования должны быть установлены на самый низкий уровень УКП.

Если риск допустим, можно начинать сканирование.

Пользователь обязан осознать эти предупреждения перед продолжением сканирования.

Если последовательность превышает второй уровень значения УКП, сканирование не

будет разрешено и отобразится следующее предупреждение:

2-ой уровень

УКП превысило максимально допустимое значение.

Значение УКП для всего тела:

При относительной влажности 60% предел УКП при нормальном режиме снижается до 1,6 Вт/кг при 26,6°C, а при относительной влажности 100% предел УКП снижается до 1,6 Вт/кг при 25,6°C.

Раздражение периферического нерва (РПН)

Эффект, вызванный быстрым включением градиента. Когда последовательность превысит первый уровень, на экране появится следующее предупреждение:

РПН предупреждения

1-ый уровень

Возможность раздражения периферического нерва

Требуется медицинское обследование пациента.

Нажмите ОК или Отмена для подтверждения.

Если последовательность превышает второй уровень, сканирование не будет разрешено.

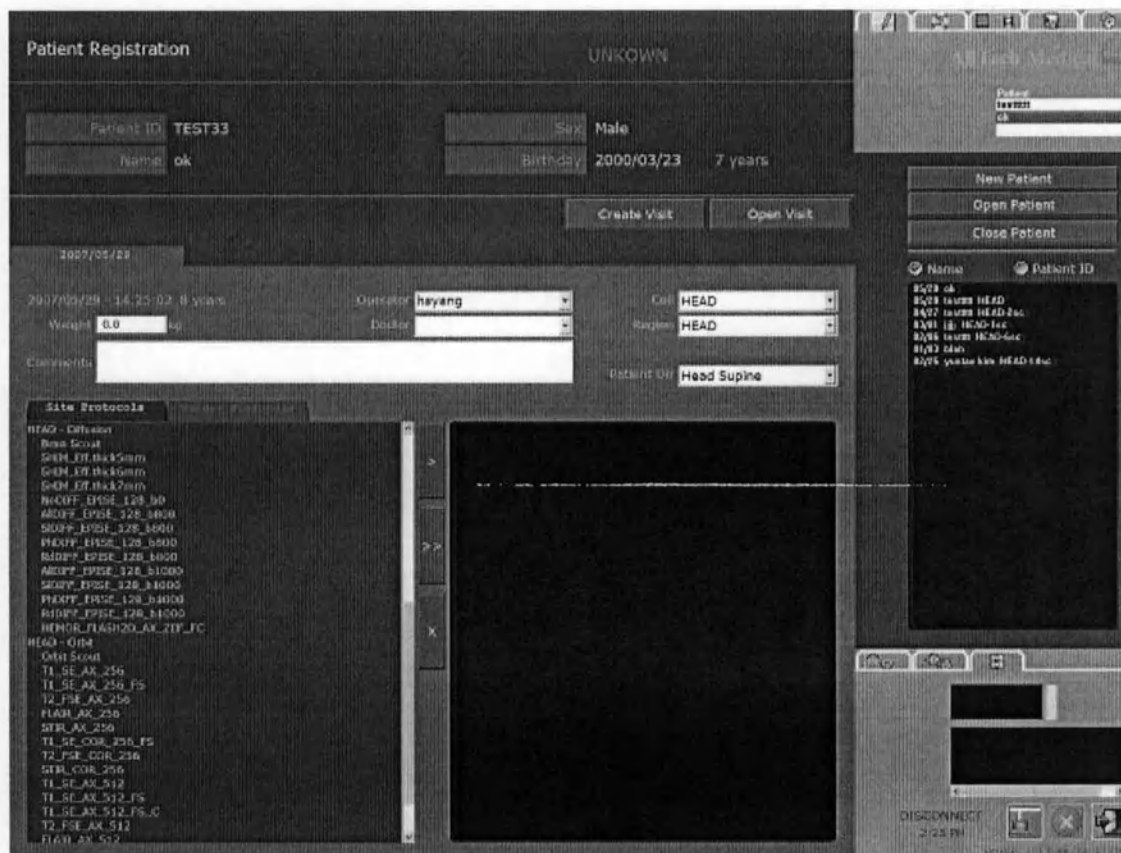
2-ой уровень

Возможность раздражения периферического нерва

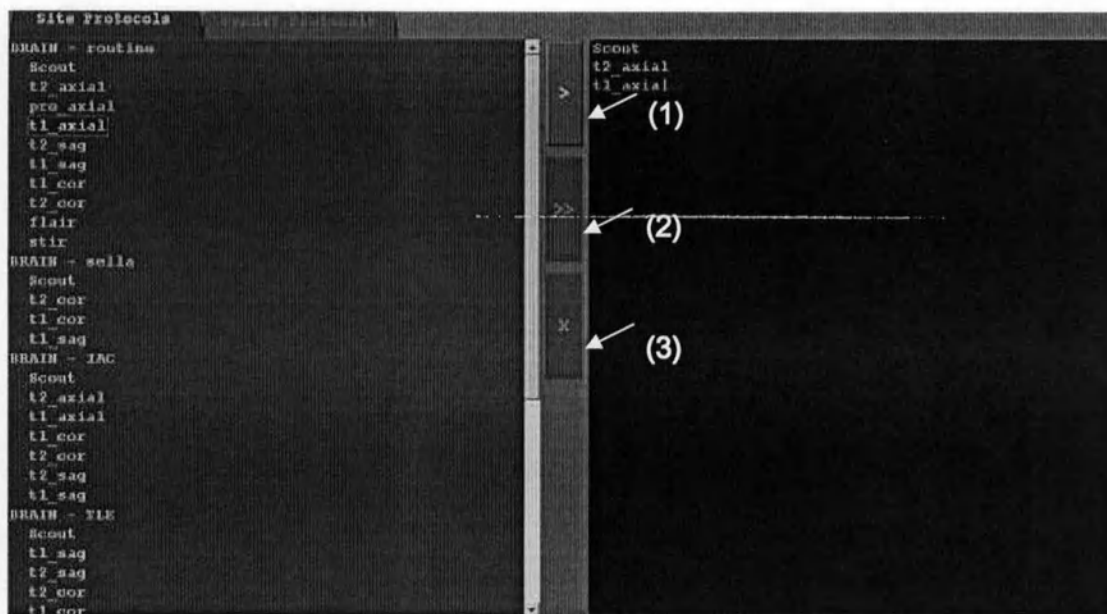
превысила максимально допустимое значение.

Нажмите ОК или Отмена для завершения.

2.4 Выбор протокола сканирования



После регистрации информации о пациенте выберите соответствующий протокол для обследуемой области. При выборе области обследования в левом окне протоколов появляются протоколы для данной области.

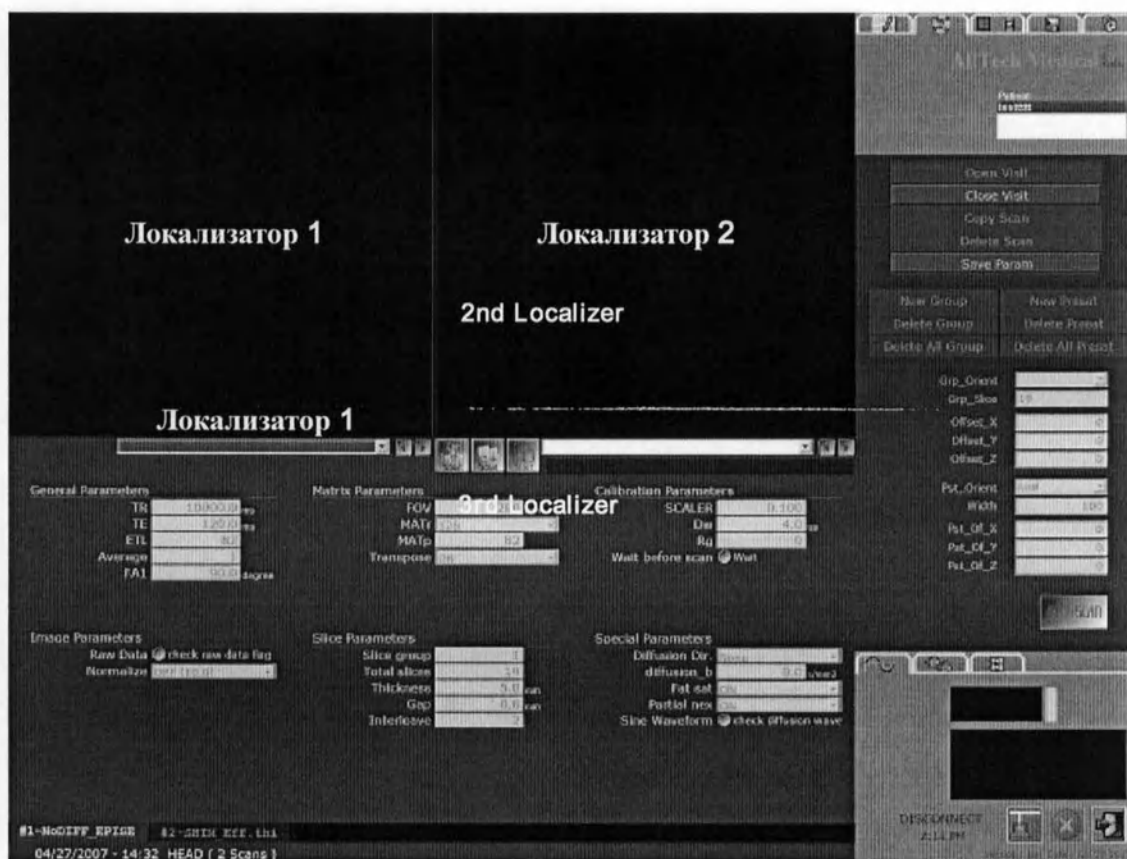


< Окно протоколов >

<Окно протокола для практического обследования>

(1)	Перемещение выбранного протокола в окно практического протокола.
(2)	Выбор всех протоколов обследуемой области.
(3)	Удаление выбранного протокола.

После этого нажмите на кнопку «открыть посещение» ("open visit"). Появится следующий экран.



2.5 Список созданных протоколов и протоколов SciMedix

SM160 1,5T

Созданные протоколы

SciMedix Inc



< Окно протоколов >

<Окно протокола для практического обследования>

Имеется две категории списков протоколов: созданные протоколы и протоколы, рекомендованные SciMedix Inc. При нажатии кнопки «Протоколы врача» появляется список протоколов врача. Пользователи могут настроить собственный список протоколов. Эта функция будет подробно описана в Главе 8.2.

3.1 Описание функции сканирования

Функцией сканирования является выбор соответствующих протоколов для обследования сканируемой области и модификация параметров каждой последовательности.

Контрольный список

Катушка подсоединена.

Пациент находится в нужном положении и зарегистрирован.

Данная глава включает в себя следующие разделы:

- ♦ Диалоговое окно предварительного сканирования
- ♦ Получение предварительных изображений
- ♦ Запуск сканирования
- ♦ Окно с параметрами
- ♦ Начало сканирования

3.2 Диалоговое окно предварительного сканирования

Предварительное сканирование – процедура определения оптимальных настроек для передачи и получения РЧ до начала сканирования.

Сигнал интеллектуального магнитного резонанса, являющийся способом применения РЧ импульса, изменит направление угла наклона вектора на 90° (или на 180° в случае последовательности импульсов инверсия-восстановление).

Количество РЧ, необходимой для получения угла наклона вектора в 90° или 180° будет зависеть от толщины среза, размера пациента, типа катушки (для головы или тела), одиночного или многократного среза и прочих факторов.

Правильная регулировка значений передачи/получения РЧ обеспечивает точный угол наклона вектора и точное получение.

Для обеих настроек имеются оптимальные значения, которые необходимо соблюдать для получения качественных изображений.

Предварительное сканирование регулирует амплитуду РЧ импульса (коэффициент усиления передачи) и уровень получаемого сигнала (коэффициент усиления приема).

Правильная настройка коэффициентов усиления передачи и приема:

- ☐ обеспечивает точные углы наклона вектора
- ☐ оптимизирует использование динамического диапазона при приеме
- ☐ необходима для качественного изображения.



Если нажать кнопку  на экране сверху, автоматически появится диалоговое окно предварительного сканирования.



Предварительное сканирование является процессом оптимальной настройки данных для

коэффициента усиления передачи РЧ (амплитуда импульса) и коэффициента усиления приема (уровень получаемого сигнала) перед началом сканирования. Для получения изображений хорошего качества необходимо соблюдать этот процесс. Количество РЧ, необходимой для получения точного угла наклона вектора от 90° до 180° зависит от толщины среза, размера пациента, типа катушки (для головы или тела), одиночного или многократного среза и прочих факторов.

3.2.1 Процедура предварительного сканирования

До начала предварительного сканирования необходимо совершить эту процедуру.

1. Параметр средней частоты.

При нажатии на кнопку «Средняя частота» ('Center freq') появляется волна средней частоты и устанавливается пик средней частоты при предварительном сканировании.



2. Автоматическое шиммирование: Автоматически находит оптимальное шиммирование в соответствии с ферромагнитными свойствами пациента.
3. Угол наклона вектора: Выполняется после точного обнаружения угла в 90° .



: Для отмены выполнения функции, нажмите эту кнопку.



: После успешного завершения предварительного сканирования нажмите этот значок. Автоматически начнется сканирование пациента.

3.3 Получение набора предварительных изображений.

Вначале выполняется предварительное сканирование, поэтому можно точно расположить область исследования пациента по центру магнита.

Данное изображение позволит спланировать оставшиеся последовательности сканирования. Предварительное сканирование занимает меньше минуты.

3.3.1 Выбор предварительного протокола



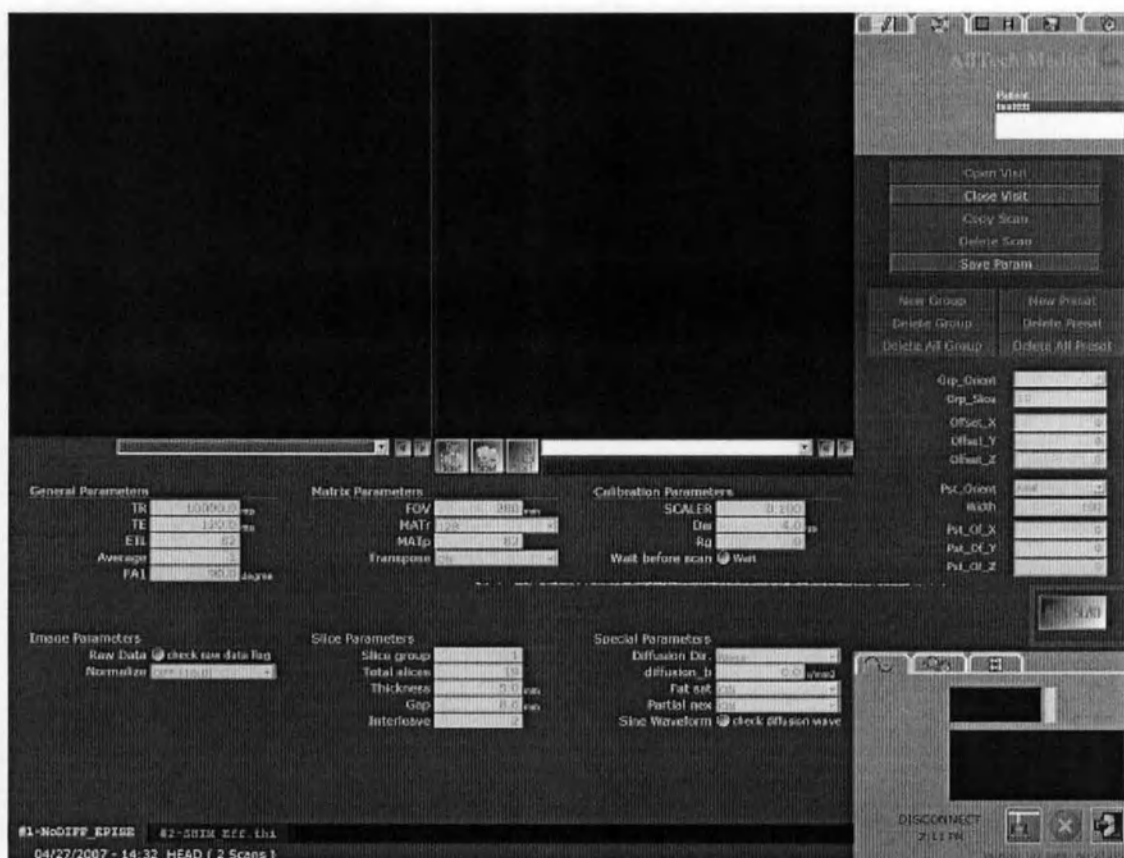
< Окно протоколов >

<Окно протокола для практического обследования>

После выбора протокола, соответствующей области исследования, нажмите кнопку . Протокол переместится в окно протоколов для использования в практическом обследовании.

	Перемещение выбранного протокола в окно практического протокола.
	Выбор всех протоколов обследуемой области.
	Удаление выбранного протокола.

3.3.2 Начало предварительного сканирования



Нажмите кнопку окна сканирования. На экране появится окно предварительного протокола, как показано выше.

Если значения параметров верны, нажмите кнопку . Можно начинать сканирование.

Предварительное сканирование занимает меньше одной минуты.

3.3.3 Обзор предварительного изображения

В окнах обзора появятся три среза предварительного сканирования.

Это поможет произвести настройку для оставшейся части сканирования.



(1) (2)

(1) : Используется для выбора предварительного изображения. После нажатия этой кнопки можно вызвать любое изображение, поскольку здесь содержатся все изображения, отсканированные до этого момента.

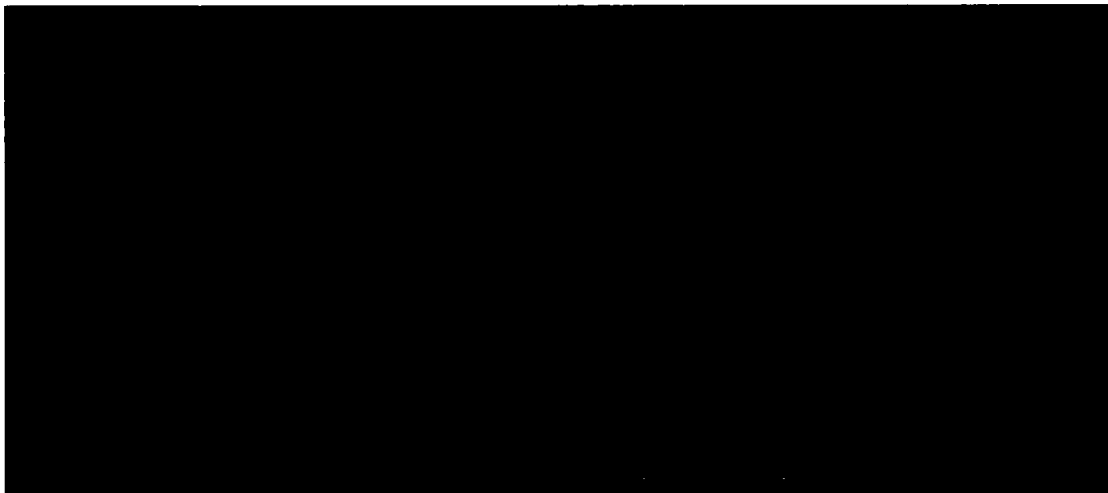
(2) : Для модификации вида изображений в окне 3-его локализатора.

3.4 Запуск сканирования.

По окончании предварительного сканирования можно сканировать клинический ряд, опираясь на предварительное изображение.

3.4.1 Выбор протоколов

Как описано выше, необходимо выбрать протоколы, которые будут использоваться.



После выбора нужного протокола, нажмите кнопку  для перемещения протокола в окно протоколов. Это позволит использовать его при обследовании.

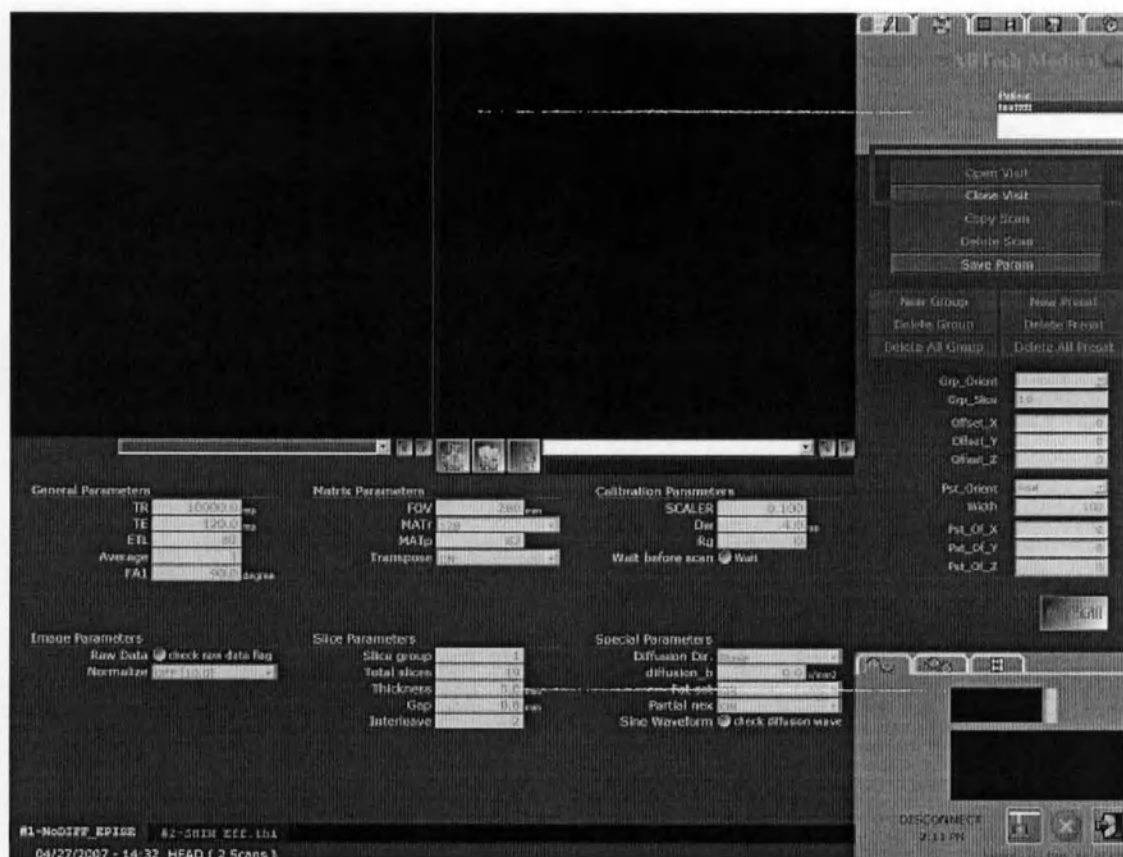


< Окно протоколов >

<Окно протокола для обследования>

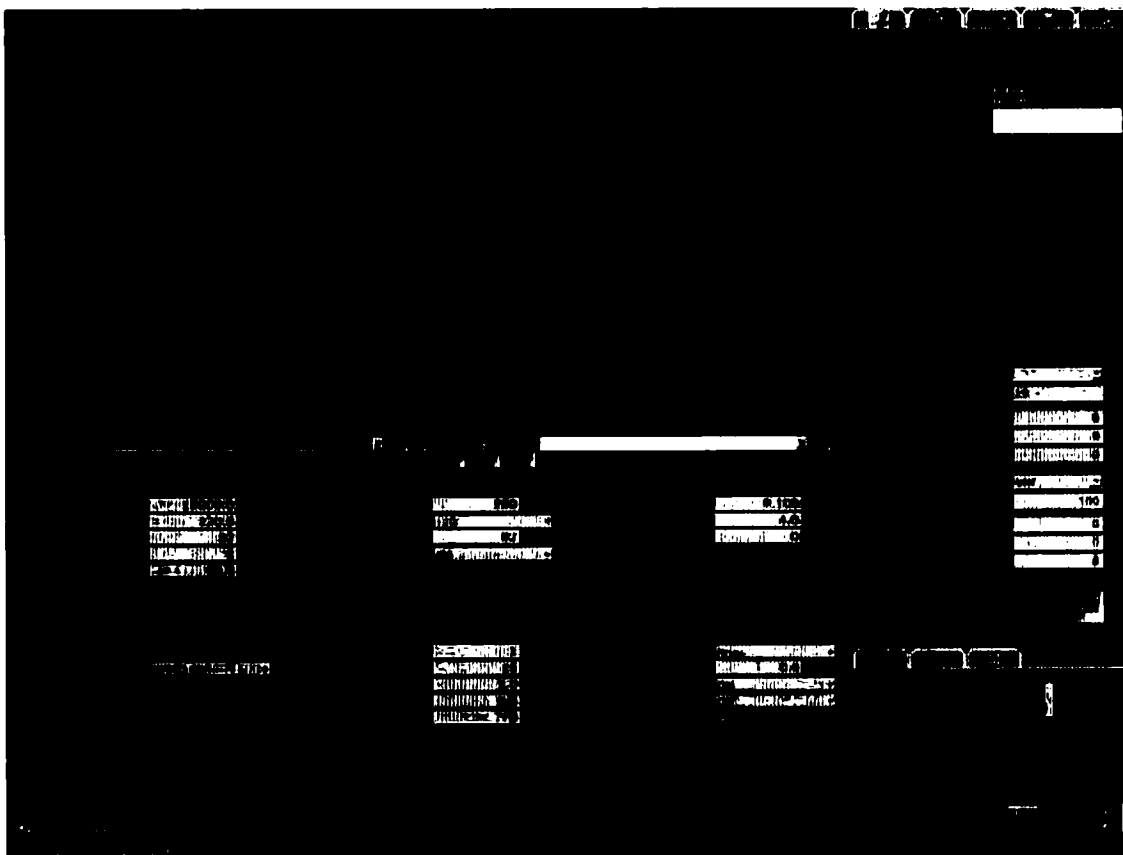
3.4.2 Окно протокола

Окно протокола выглядит следующим образом:



Open Visit	Используется при необходимости открыть изображение.
Close Visit	Используется после завершения сканирования.
Copy Scan	Используется, когда необходимо применить те же самые параметры сканирования, что отображены сейчас (#17).
Delete Scan	Используется при необходимости удалить окно параметра протокола.
Save Param	Используется для сохранения текущих параметров протокола. Нажатием этой кнопки можно сохранить и зарегистрировать протоколы в окне конфигурации.

3.4.3 Создание среза и блока предварительного насыщения



Cor Sag Ax: Используется для выбора предварительного изображения. После нажатия этой кнопки можно вызвать любое изображение, полученное при сканировании до этого момента.



3D: Кнопка используется для модификации вида изображений в окне 3-его локализатора.



Copy: Используется для копирования положения группы срезов, номера, информации о положении предварительного насыщения и т.п. для их непосредственного повторного применения.

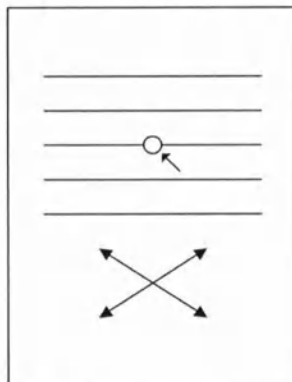
Если нажать на кнопку вставки после выполнения процесса (3), информация будет скопирована и не придется заново устанавливать положение среза и импульсы предварительного насыщения.

New Group	Используется при необходимости создать новую группу срезов.
Delete Group	Используется при необходимости удалить выбранную группу срезов.
Delete All Group	Используется при необходимости удалить все группы срезов.
New Presat	Используется для создания нового блока предварительного насыщения.
Delete Presat	Используется для удаления выбранного блока предварительного насыщения.
Delete All Presat	Используется для удаления всех блоков предварительного насыщения.

3.4.4 Вращение и перемещение блока срезов

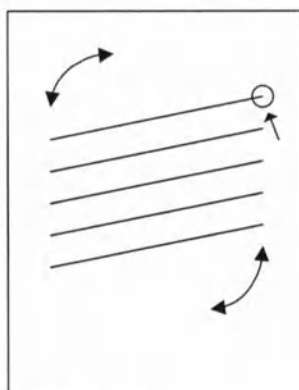
(1). Если необходимо переместить целую группу срезов

Нажмите на точку посередине и перетащите левой кнопкой мыши в любое нужное место.

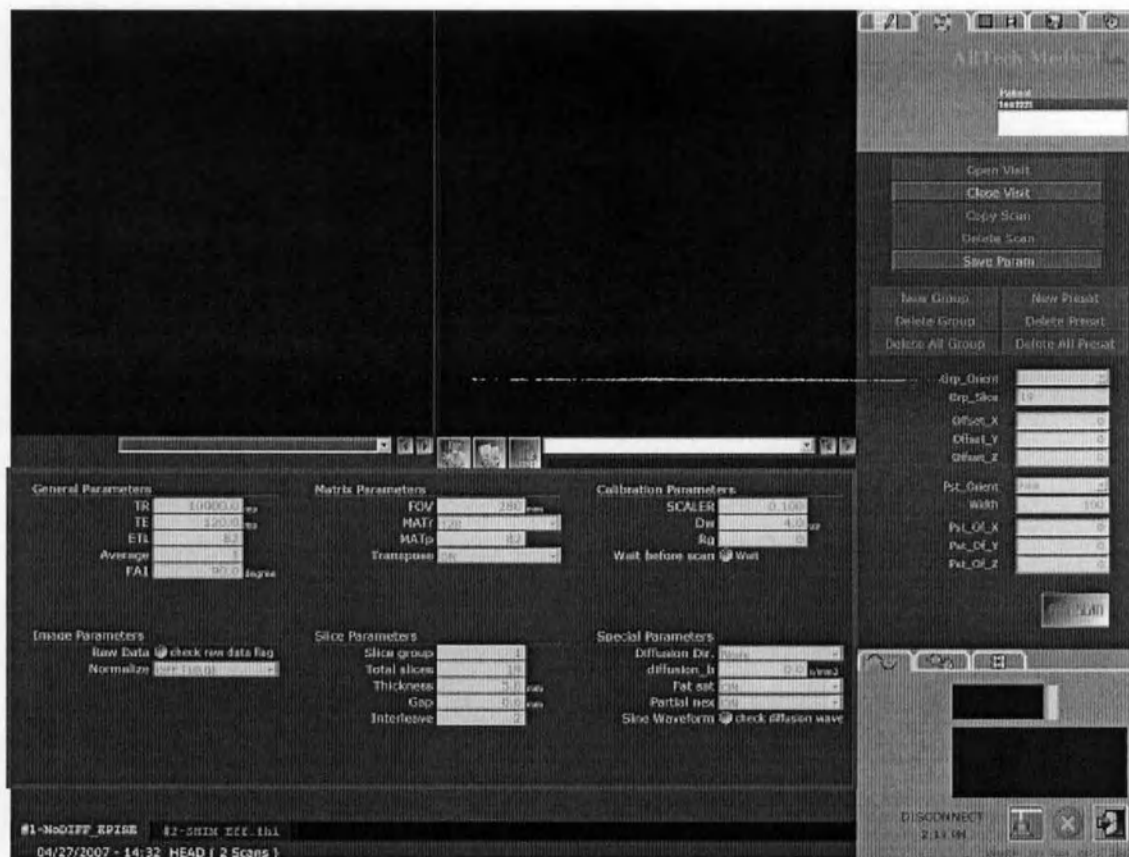


(2). Для вращения направления целой группы срезов

Нажмите на конечную точку и вращайте левой кнопкой мыши в любом нужном направлении.



3.5 Параметры окна



На верхнем рисунке показаны параметры окна.

Существует пять категорий параметров, которые будут описаны в следующей главе.

3.5.1 Информация о каждом параметре

< Основные параметры >

TR (ВП)	Время повторения единица измерения: мс
TE (ВЭ)	Эхо-время единица измерения: мс
ETL	Длина эхо-трейна
EFFTE (ЭВЭ)	Эффективное эхо-время единица измерения: мс
Average (Среднее)	Добавленные данные на линии фазы в K-пространстве
Patient dir (Направление пациента)	Положение пациента
Имитация	Имитация импульса, начальный импульс без сбора данных
TI (ВИЗ)	Время инверсионной задержки единица измерения: мс
Presat Flip (Угол наклона вектора предварительного насыщения)	Угол наклона вектора импульса предварительного насыщения
Fatsat Flip (Угол наклона вектора насыщения жира)	Угол наклона вектора импульса насыщения жира
Fatsat Freq (Частота насыщения жира)	Частота насыщения жира единица измерения: Гц

< Параметры матрицы >

FOV (Поле обзора)	Поле обзора единица измерения: мм
MATr	Количество этапов кодирования частоты
MATp	Количество этапов кодирования фазы
Aspect Ratio (Коэффициент пропорциональности)	Уменьшение времени сканирования путем приведения поля обзора к прямоугольному виду.
Orientation (Ориентация)	Направление сканирования
Transpose (Перенос)	Смена направления кодирования фазы

< Параметры среза>

Slice grp (Группа срезов)	Общее количество групп срезов
Толщина	Толщина среза единица измерения: мм
Gap (Зазор)	Пространство между срезами единица измерения: мм
Общее количество срезов (Total slice)	Общее количество срезов на изображении
Перемежение	2 сбора данных, при которых срезы расположены в шахматном порядке

< Параметры калибровки>

Scaler (Счетчик)	90° значение РЧ импульса
Dw	Время задержки, $1/Dw$ =диапазон частот единица измерения: делитель элементов
RG	Значение коэффициента усиления приема
FA1	90° угол наклона вектора РЧ импульса
FA2	180° угол наклона вектора РЧ импульса

< Особые параметры >

Fat Sat (Жировое насыщение)	Устранение сигнала от жира
MT Sat	Используется для контрастности передачи намагниченности
Partial Nex (Частичное число возбуждений)	Уменьшение числа возбуждений до 3/4 тыс.
Foldover supp (Подавление заворачивания изображения)	Уменьшение заворачивания вокруг артефакта
IR (инверсия-восстановление)	Импульс инверсия-восстановление вкл.
Flow comp (Компенсация потока)	Уменьшение артефактов потока
ECG Gating (Синхронизация ЭКГ)	Кардиосинхронизация

3.5.2 Модификация параметров сканирования

Каждый из разделов параметров сканирования состоит из отдельных секций, описанных в данном разделе.

General Parameters		
TR	3000.0	ms
interEchoTE	16.0	ms
ETL	12	
EFFTE	112.0	ms
Average	2	
Patient dir	Head supine	
Dummy	2	
TI	120.0	ms
Presat Flip	180.0	degree
Fatsat Flip	110.0	degree
Fatsat Freq	-550.0	Hz

Время повторения

Время повторения представляет собой интервал между последовательными импульсами возбуждения в срезе. Время повторения выражается в миллисекундах.

< Применение >

	TR (ВП)	TE (ВЭ)
T1-взвешенное	Короткое ≤ 600	Короткое ≤ 30
PD-взвешенное	Длинное ВП ≥ 2000	Короткое ≤ 30
T2-взвешенное	Длинное ВП ≥ 2000	Длинное ВЭ ≥ 80

ВП контролирует количество поперечной намагниченности, покрывающей продольную плоскость.

При взвешенном T1 изображении, чем короче ВП, тем больше эффектов насыщения (T1) можно увидеть в контрасте.

При взвешенном PD или T2 изображении программируется длинное ВП, чтобы минимизировать эффекты насыщения. Прочие эффекты, такие как дефазирование (T2) или количество протонов в ткани (PD) могут влиять на контрастность изображения.

Длина эхо-трейна

Количество эхо, полученное после однократного возбуждения при 90° .

Увеличение значений этого параметра уменьшает время сканирования. Количество срезов на пакет должно быть кратно длине эхо-трейна.

< Применение >

Методика быстрого спин-эха используется для получения изображений высокого разрешения и сверхдлинных ВП в разумный период времени сканирования. Эти сверхдлинные ВП могут использоваться для улучшения миелографических эффектов, повышения T2 нагрузки на мозг, усиления соотношения сигнал/шум, получения PD информации для тканей с длительным T1 временем, например, ЦСЖ, и увеличения количества доступных срезов.

< Расчеты >

	PD (плотность протонов)	T2	Время сканирован ия	№ среза	Размытость границ
ETL (длина эхо-трейна)↑	↓	↑	↓	↓	↑

- Повышение ETL уменьшает время сканирования.
- Повышение ETL влияет на контрастность. При повышении ETL сигналы, влияющие на контрастность, распределяются по большему количеству точек во времени на кривой T2.
- Повышение ETL уменьшает количество срезов, которые соответствуют ВП.

Эффективное эхо-время

Эффективное эхо-время изображения быстрого спин-эха определяется при получении центральных изображений.

Среднее значение

Среднее значение – количество повторов последовательности импульсов в конкретном исследовании.

Соотношение сигнал/шум увеличивается на квадратный корень коэффициента среднего.

Например, увеличение числа возбуждений (NEX) с 1 до 2 вызывает 40 % увеличение соотношения сигнал шум и удваивает время сканирования. ($\sqrt{2}/1 = 1,41$)

Среднее – коэффициент при расчете времени сканирования.

(ВП) x (количество кодирований фаз) x среднее = основная формула времени двухмерного сканирования.

< Применение >

Обычно при увеличении разрешения увеличивается среднее значение. Исключением является визуализация при трехмерном сканировании.

Слишком большое количество средних значений может значительно увеличить время сканирования, а слишком малое их количество может дать изображения, не поддающиеся диагностике.

< Расчеты >

	Отношение сигнал/шум	Пространственн ое разрешение	Время сканирования	Движение
Среднее ↑	↑	NA	↑	↓

При передвижении курсора в окне параметров выберите одно из значений, предложенных системой, или введите собственное значение.

Matrix Parameters

FOV mm

Aspect_Ratio

MATr

MATp

Transpose

Поле обзора

Поле обзора – область анатомии, выбранная для визуализации. Размер поля обзора указывается в миллиметрах.

Выберите поле обзора от 5 до 45 см (каждое увеличение – 10 мм).

Убедитесь, что поле обзора больше, чем общее количество срезов.

Пространственное разрешение (размер пикселей) для обычных комбинаций поля обзора и матриц исследования:

Полное поле обзора	256 x 128 Матрица исследования	256 x 192 Матрица исследования	256 x 256 Матрица исследования
80 мм	0,31 x 0,63 мм	0,31 x 0,47 мм	0,31 x 0,31 мм
120 мм	0,47 x 0,94 мм	0,47 x 0,71 мм	0,47 x 0,47 мм
160 мм	0,63 x 1,25 мм	0,63 x 0,94 мм	0,63 x 0,63 мм
200 мм	0,78 x 1,56 мм	0,78 x 1,17 мм	0,78 x 0,78 мм
240 мм	0,94 x 1,88 мм	0,94 x 1,41 мм	0,94 x 0,94 мм
320 мм	1,25 x 2,50 мм	1,25 x 1,88 мм	1,25 x 1,25 мм
400 мм	1,56 x 3,13 мм	1,56 x 2,08 мм	1,56 x 1,56 мм
450 мм	1,76 x 3,52 мм	1,76 x 2,35 мм	1,76 x 1,76 мм

Полное поле обзора	512 x 256 Матрица исследования	512 x 84 Матрица исследования	512 x 512 Матрица исследования
80 мм	0,16 x 0,31 мм	0,16 x 0,21 мм	0,16 x 0,16 мм
120 мм	0,23 x 0,47 мм	0,23 x 0,31 мм	0,23 x 0,23 мм
160 мм	0,31 x 0,63 мм	0,31 x 0,42 мм	0,31 x 0,31 мм
200 мм	0,39 x 0,78 мм	0,39 x 0,52 мм	0,39 x 0,39 мм
240 мм	0,47 x 0,94 мм	0,47 x 0,63 мм	0,47 x 0,47 мм
320 мм	0,63 x 1,25 мм	0,63 x 0,83 мм	0,63 x 0,63 мм
400 мм	0,78 x 1,56 мм	0,78 x 1,04 мм	0,78 x 0,78 мм
450 мм	0,88 x 1,76 мм	0,88 x 1,17 мм	0,88 x 0,88 мм

Чтобы рассчитать размеры пикселей для других матриц исследования, разделите поле обзора (в мм) на фазу или частоту матрицы исследования. Например, для поля обзора в 80 мм (или 8 см) и матрицы 256 x 164:

$$80 \div 256 = 0,31 \text{ мм}, 80 \div 164 = 0,48 \text{ мм}$$

Размер пикселя – 0,31 x 0,48 мм.

Фаза поля обзора уменьшается, если фаза матрицы меньше, чем частота.

При уменьшении размера пикселя уменьшается соотношение сигнал/шум, потому что на каждый пиксель приходится меньше протонов, дающих сигнал.

Предполагается, что прочие параметры равны. Соотношение сигнал/шум пропорционально квадрату поля обзора. Например, уменьшение поля обзора с 240 до 120 приводит к уменьшению отношения сигнал/шум на 75 %. Изображение поля обзора орбиты в 120 мм имеет лучшее разрешение, чем изображение поля обзора в 240 мм. Однако результатом является значительное уменьшение соотношения сигнал/шум.

Чтобы компенсировать это, увеличьте среднее значение, отрегулируйте ВП или толщину среза, уменьшите размер матрицы или ВЭ для получения более сильного сигнала и улучшения качества изображения.

< Расчеты >

- Чем меньше поле обзора, тем меньше пиксель и сила сигнала на пиксель.
- Меньшее поле обзора улучшает пространственное разрешение, не влияя на время сканирования, но приводит к зернистости изображения.

Коэффициент пропорциональности

Прямоугольное поле обзора позволяет делать меньшее количество кодирований фаз (меньшее поле обзора, дающее то же разрешение). Это позволяет пользователям приспособливать полученное поле к анатомии и экономить время, необходимое для процесса. В окне параметров пользователь устанавливает переменную, называемую коэффициентом пропорциональности, число между 0,25 и 1,0. Данное число используется для расчета отношения между фазовым полем обзора и считываемым полем обзора. Считываемое поле обзора – то же поле обзора, что установлено в окне параметров. В следующей таблице указаны различные используемые размеры.

РАЗДЕЛ	ФОРМАТНОЕ СОТНОШЕН ИЕ	РАЗМЕР МАТРИЦЫ	ЗАПРОС ФАЗОВОГО КОДИРОВАНИЯ	# ПОЛУЧЕННОЙ ФАЗЫ КОДИРОВАНИЯ	ОТНОСИТЕЛЬН ЫЙ РАЗМЕР Пикселя	ЭКОНОМИЯ ВРЕМЕНИ В %	ОТНОШЕНИЕ СИГНАЛ/ШУМ В %
A	1,00	256	256	256	1,00	00,0	100,0
A	0,88	256	256	224	1,00	12,5	93,5
A	0,75	256	256	192	1,00	35,0	86,6
A	0,63	256	256	160	1,00	37,5	79,1
A	0,50	256	256	128	1,00	50,0	70,7

B	1,00	256	256	256	1,00	00,0	100,0
B	1,00	256	224	224	1,14	12,5	106,9
B	1,00	256	192	192	1,33	35,0	115,5
B	1,00	256	160	160	1,60	37,5	126,5
B	1,00	256	128	128	2,00	50,0	141,4

C	1,00	256	256	256	1,00	00,0	100,0
C	0,88	256	224	196	1,14	23,4	100,0
C	0,75	256	192	159	1,21	37,9	95,2
C	0,63	256	160	144	1,33	43,8	100,0
C	0,50	256	128	100	1,60	60,9	100,0

Раздел А – Если матрица квадратична и используется коэффициент пропорциональности, количество этапов кодирования фазы изменяется, даже если изменения не заметны в окне параметров. Поскольку соотношение сигнал/шум уменьшается с уменьшением коэффициента пропорциональности, настоятельно рекомендуется не использовать коэффициенты пропорциональности ниже 0,67.

Раздел В – Если используется матрица неквадратичной формы, количество этапов

кодирования фазы уменьшается. Произойдет увеличение соотношения сигнал/шум с уменьшением общего времени сканирования. Однако будет иметь место потеря в разрешении изображения.

Раздел С – Чтобы поддерживать относительно постоянный уровень соотношения сигнал/шум, необходимо использовать коэффициент пропорциональности и матрицу неквадратичной формы. Это также повысит экономию времени при небольшой потере в разрешении.

Матрица исследования

Матрица исследования – совокупность точек данных, сгруппированных по направлениям кодирования частоты и фазы. Более высокая плотность точек дает более высокое разрешение.

Фаза влияет на время сканирования и разрешение. Частота влияет на разрешение.

Квадратичная матрица означает, что частота и фаза имеют равные значения.

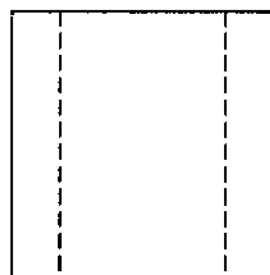
Асимметричная матрица означает, что ось фазы меньше оси частоты.

Если поле обзора фазы меньше 1 и выбрана симметричная матрица, размер и форма пикселя имеют квадратную форму, а поле обзора – прямоугольную форму.

Пиксель



Поле обзора

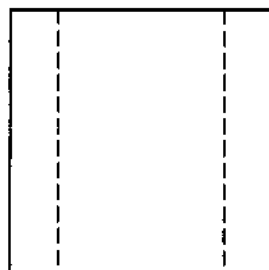


Если поле обзора фазы меньше 1 и выбрана асимметричная матрица, размер и форма пикселя, а также форма поля обзора - прямоугольные.

Пиксель



Поле обзора



< Расчеты >

- Небольшая матрица сокращает время исследования, но обладает меньшим разрешением.

Матрица 256 дает стандартное разрешение.

- Большая матрица имеет большее разрешение, но увеличивает время исследования.

Матрица 512 дает высокое разрешение.

	Сотношение сигнал/шум	Пространственное разрешение	Время сканирования
Фаза (квадратный пиксель) ↑	↑	NA	↑
Фаза (прямоугольный пиксель) ↑	↓	↑	↑
Матрица частоты ↑	↓	↑	NA

Примечание

Значение матрицы кодирования частоты равно или выше значения матрицы кодирования фазы, но не меньше.

Перенос

Обычно направление кодирования фазы для поперечного или сагиттального среза идет вдоль оси Y, а для фронтальных срезов – вдоль оси X. Перенос меняет направления для кодирования частоты.

Плоскость изображения	Кодирование фазы	Физические градиенты		
		X	Y	Z
Осевая	LR	Фаза	Чтение	Срез
	AP	Чтение	Фаза	Срез
Сагиттальная	AP	Срез	Фаза	Чтение
	HF	Срез	Чтение	Фаза
Фронтальная плоскость тела	LR	Фаза	Срез	Чтение
	HF	Чтение	Срез	Фаза

Это помогает избежать наложения артефактов.

Перенос ВКЛ.: переносятся направления кодирования фазы и считывания.

При передвижении курсора в окне параметров выберите одно из значений, предложенных системой, или введите собственное значение.

Slice Parameters	
slice grp	1
Thickness	3.0 mm
Gap	1.0 mm
Total slices	11
Interleave	2

Толщина среза

Толщина среза измеряется в миллиметрах.

В целом, чем тоньше слой, тем лучше разрешение, но хуже соотношение сигнал/шум.

< Применение >

Для небольших структур, таких как гипофиз, позвоночник и внутреннее ухо, используйте тонкие срезы в 3-4 мм.

Для исследования брюшной полости, таза, почек и сердца используйте срезы толще.

< Расчеты >

- Соотношение сигнал/шум и соотношение несущая/шум улучшаются с увеличением толщины среза.
- Чтобы избежать слишком слабый сигнал при использовании тонких срезов, увеличьте поле обзора и среднее значение.

Промежуток

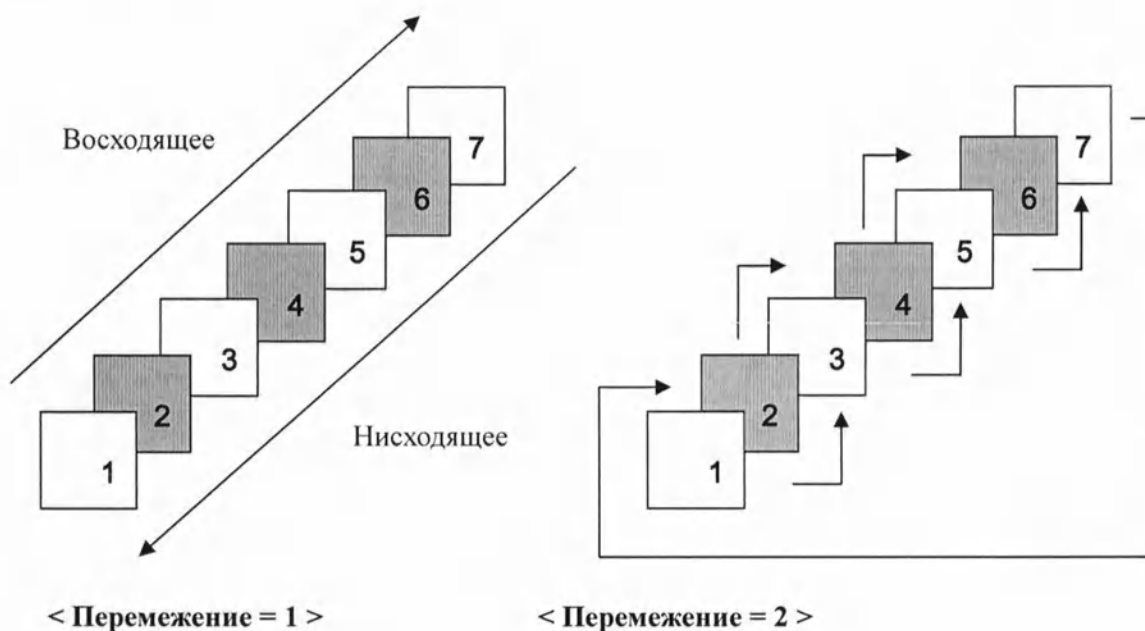
Расстояние между срезами в миллиметрах.

Общее количество срезов

Общее количество срезов всех пакетов.

Перемежение

Перемежение, или наложение, вызывается частичным возбуждением соседних срезов во время возбуждения РЧ и рефокусировкой импульса на 180 градусов. Это становится причиной уменьшения контрастности изображения, поскольку ожидаемое ВП и фактическое ВП могут отличаться.



Например, при выборе перемежения 2 идут срезы 1, 3, 5, 7, затем срезы 2, 4, 6 и 8.

Функция перемежения предотвращает перекрестные артефакты.

Calibration Parameters		
SCALER	0.10	
Dw	27.2	us
Rg	0	
FA1	90.0	degree
FA2	180.0	degree
Fermi Radius	0.6	
Fermi Width	0.2	

Угол наклона вектора (угол переворота)

Угол наклона вектора - угол поворота вектора намагниченности, произведенный радиочастотным импульсом относительно продольной оси статического магнитного поля. Спин-эхо использует достаточное количество РЧ, чтобы переместить продольную намагниченность на поперечную плоскость. Для импульса возбуждения всегда используется стандартный угол наклона вектора в 90 градусов.

< Применение >

Угол наклона вектора используется для изменения контрастности изображения и соотношения сигнал/шум при получении любого типа градиентного эха.

< Расчеты >

- Для большинства последовательностей импульсов диапазон угла наклона вектора составляет от 1 до 180 градусов.

Время задержки

$1 / Dw$ = диапазон частот

Диапазон частот, которые МРТ система «настроена» получать.

Получаемый диапазон частот изображения определяет количество частот, заключенных в изображение.

Частота диапазона сужает частоту приема системы для усиления соотношения сигнал/шум.

< Применение >

Улучшение соотношения сигнал/шум.

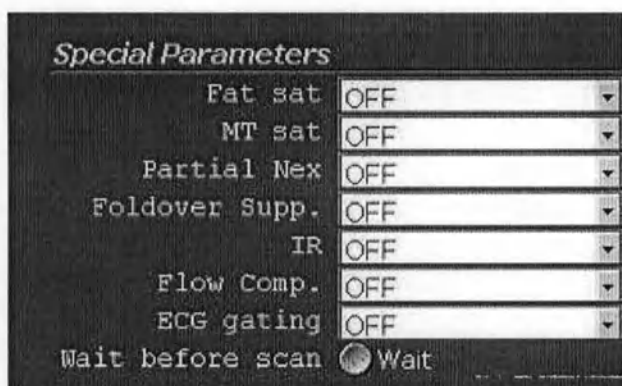
< Расчеты >

- Сужение частоты диапазона системы замедляет частоту дискретизации. В результате увеличивается время считывания.

Выбор диапазона частот системы зависит от ВЭ, матрицы и выбранного поля обзора.

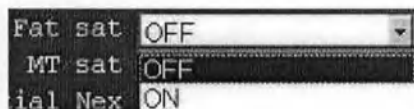
При завершении предварительного сканирования значения RG и счетчика устанавливаются автоматически.

При передвижении курсора в окне параметров выберите одно из значений, предложенных системой, или введите собственное значение.



Особые параметры обеспечивают соответствующую обработку изображения и уменьшение шума.

Жировое насыщение

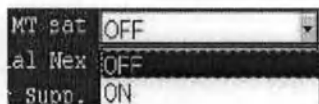


Методика жирового насыщения включает частотно-избирательный импульс, за которым следует дефазированный градиент. 110° импульс, являющийся частотно-избирательным, вызывает перенос изохром жира в поперечную плоскость, где они дефазированы градиентом, применяемым по всем трем осям. Продолжительность импульса составляет 5,2 мс. Этот импульс возбуждает спины жира на частоте приблизительно 220 Гц. Ширина перехода превышает 100 Гц, так что импульс не влияет на спины с частотой воды.

Данная функция уменьшает сигнал от жира при визуализации.

При использовании функции жирового насыщения установите ее из положения **ВЫКЛ.** в положение **ВКЛ.**

Передача намагниченности



Передача намагниченности улучшает контрастность между током крови и окружающей тканью при трехмерной времяпролетной визуализации. При визуализации спин-эха передача намагниченности используется в основном для подавления сигнала мозговой паренхимы, относящейся к области поглощения гадолиний во время обследования.

Передача намагниченности улучшает контрастность насыщением ткани, содержащей значительное количество протеина (например, мозговая паренхима (серое/белое вещество) и скелетные мышцы).

< Расчеты >

- Совместимость только с трехмерным мультиблочным, времяпролетным или двухмерным спин-эхом.
- Совместимость только с головными или нейроваскулярными катушками.

При использовании передачи намагниченности установите ее из положения **ВЫКЛ.** в положение **ВКЛ.**

Частичное число возбуждений



Максимально короткое время сканирования очень важно для получения изображений за разумно необходимый период времени. Отчасти этого можно достичь, используя частичное число возбуждений. Это осуществляется применением симметрии фазового сопряжения. Тогда используется только половина изображений плюс 32 при выборе функции частичного числа возбуждений. Это особенно важно при подавлении заворачивания изображения, которое удваивает время сканирования.

При использовании функции частичного числа возбуждений установите ее из положения **ВЫКЛ.** в положение **ВКЛ.**

Подавление заворачивания изображения



Подавление заворачивания изображения помогает избежать искажения или заворачивания, артефактов, которые появляются, если анатомия слишком велика для поля обзора. Анатомия, превышающая границы поля обзора, накладывается на противоположную сторону изображения. Чтобы избежать этой проблемы, в протоколе выбирается функция подавления заворачивания изображения, т.о. число кодирования фаз удваивается, а амплитуда уменьшается вдвое. Соотношение сигнал/шум увеличивается на коэффициент 1,4, однако, время сканирования удваивается.

< Применение >

Когда поле обзора, выбранное в фазовом направлении, меньше, чем сканируемая анатомия.

Смена фазы и частоты сагиттального или фронтального изображения приводит к расположению фазы по продольной оси тела, что приводит к помехам. Функция подавления заворачивания может исправить эту проблему.

Особенно полезно использовать функцию подавления заворачивания вместе с функцией частичного числа возбуждений. Это позволит получить оптимальное соотношение сигнал/шум и минимизировать влияние на время сканирования.

При использовании функции подавления заворачивания установите ее из положения ВЫКЛ. в положение ВКЛ.

Компенсация потока

Компенсация потока, или обнуление момента градиента, уменьшает количество пульсирующих артефактов, возникающих из-за движения. Данная функция весьма полезна при сканировании шейного и поясничного отделов позвоночника (в частности для T2-взвешенного изображения сагиттальных спинов). Компенсация потока бесполезна при очень быстром потоке, встречающемся в исследованиях сердца.

Компенсация потока обычно используется с T2 взвешенными последовательностями, где проблема артефактов потока встречается гораздо чаще. Компенсация потока также распространяется на длительность градиентов, что в свою очередь сказывается на удлинении ВЭ. В последовательностях спин-эха компенсация потока используется при T2

взвешенных сканированиях. Данное ограничение не распространяется на эхо поле.

Компенсация потока использует градиенты для того, чтобы спины потока оказались в одной фазе с неподвижными спинами. Дополнительные градиентные импульсы используются для корректирования дисперсии фазы, вызванной движением, обусловленным ускорением и скоростью. В результате сосуды, которые на изображениях имеют тенденцию быть серыми или черными, становятся яркими. В определенных областях артефакты потока могут стать более отчетливыми.

Направление компенсации потока – опция исследований с быстрым спин-эхом.

Компенсация потока уменьшает количество артефактов потока, устанавливая протоны потока в одну фазу с неподвижными протонами.



Для применения градиента компенсации потока необходимо выбрать направление, направление среза и кодировку частоты.

Система предлагает направление в зависимости от плоскости сканирования. При сагиттальной или фронтальной плоскости сканирования [Частота] – стандартная настройка. При осевой плоскости [Срез] – стандартная настройка.

< Применение >

Направление компенсации потока должно совпадать с направлением потока протонов. Например, сагиттальный позвоночник должен иметь ту же ось частоты, что и направление компенсации потока, поскольку частота идет от головы к ногам, что является направлением ЦСЖ и тока крови.

При использовании функции компенсации потока установите ее из положения ВЫКЛ. в положение направления компенсации потока.

Синхронизация

Синхронизация импульса позволяет синхронизировать РЧ триггер с сердечным циклом. Это минимизирует артефакты движения, обусловленные ЦСЖ или током крови. Синхронизация импульса в основном используется при получении изображений мозга, позвоночника и тела.

В таблице представлено время TR (ВП) для разных сердечных ритмов. Можно самостоятельно рассчитать TR (ВП), используя R-R интервал, по следующему уравнению:

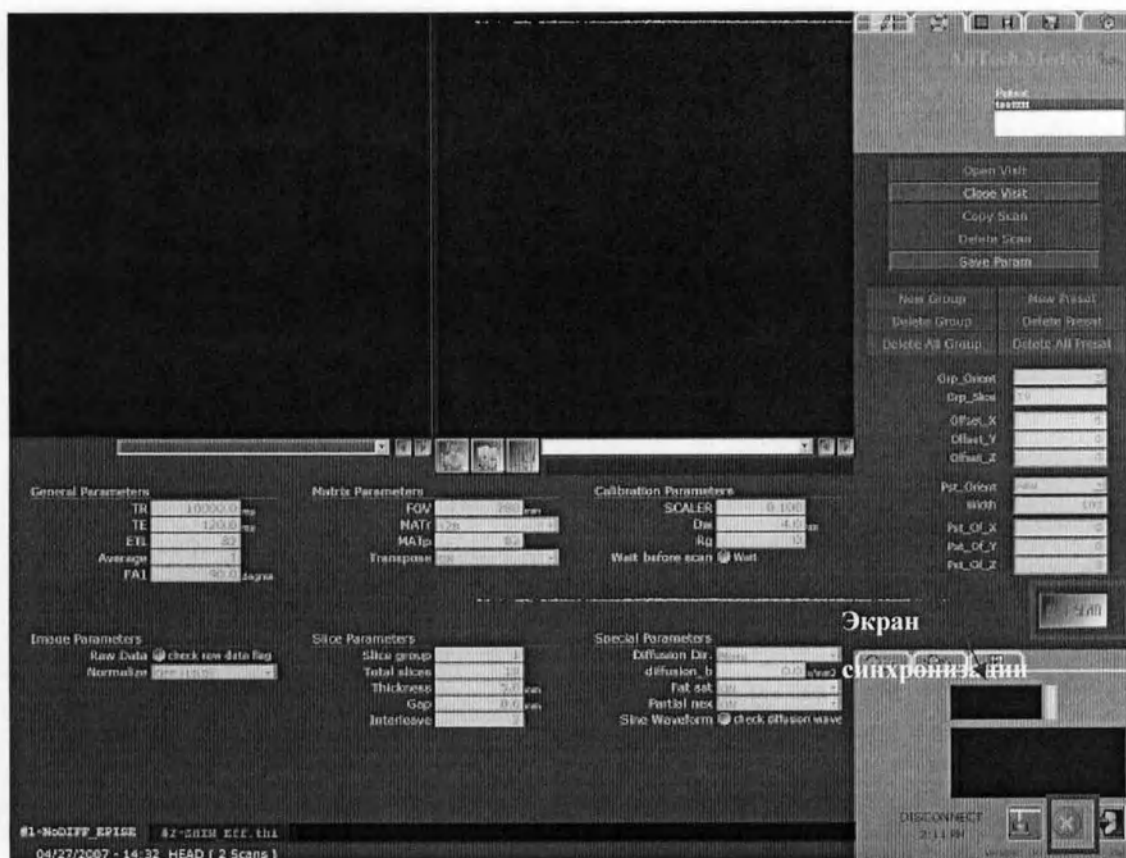
$$\text{ВП} = (\text{R-R интервал}) * \text{кол-во интервалов} * 80\%$$

Сердечный ритм	R-R интервал (мс)	T2 TR (мс)	T1 TR (мс)
55	1090	2800(3)	875
60	1000	2700(3)	800
65	923	2500(3)	738
70	857	2300(3)	685
75	800	2200(3)	640
80	750	2000(3)	600
85	705	1900(3)	564
90	666	2400(4)	532
100	600	2200(4)	480
110	545	2000(4)	436

Использование синхронизации в протоколе продлевает время сканирования, поскольку ВП зависит от сердечного ритма пациента.

3.6 Начало сканирования

После установки всех параметров можно начинать сканирование.



: Начать сканирование



: Остановить сканирование

4.1 Описание функции просмотра

Данная функция позволяет отображать отсканированные изображения. Также можно проводить анализ изображений.

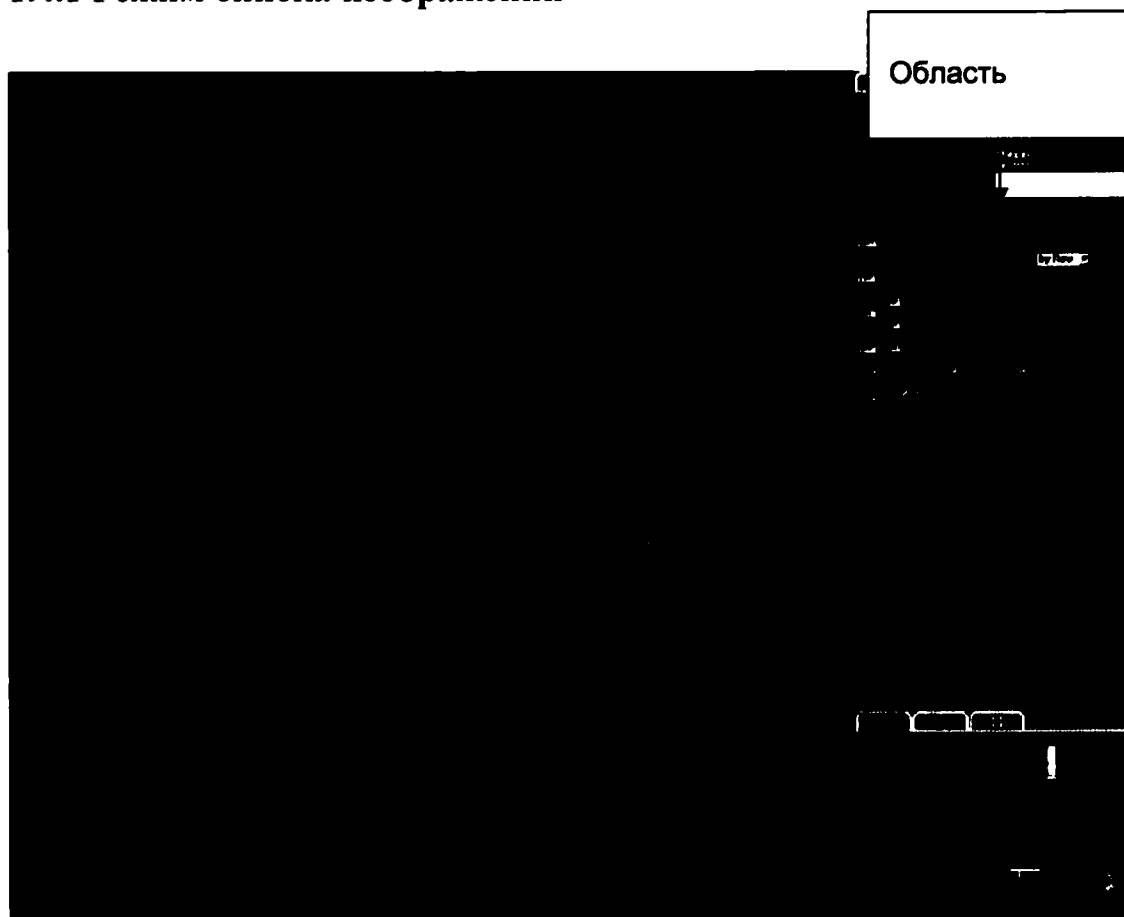
Данная глава включает в себя следующие разделы:

- ◆ Рабочее пространство SM160
- ◆ Основная структура ориентации изображения
- ◆ Изменение формата экрана
- ◆ Вызов изображения
- ◆ Поиск пациента
- ◆ Поиск изображений пациента

4.2 Рабочее пространство SM160

Основную структуру рабочего пространства SM160 можно разделить на три режима. Это режим списка изображений и режим списка кадров, а также режим съемки. Рассмотрим каждый из них в отдельности.

1.4.1 Режим списка изображений

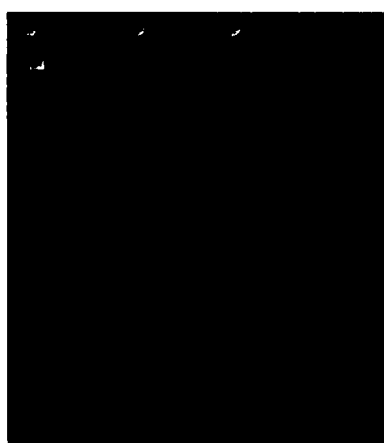


- **Область изображения:** Здесь находится изображение.
 - **Область функций:** Область функций находится в правой верхней части и включает масштабирование изображений, а также функции измерения.
 - **Область списка изображений:** здесь отображается информация об уже изученных изображениях.
- Список сканирований пациента появляется здесь в хронологической последовательности.

1.4.2 Режим списка кадров



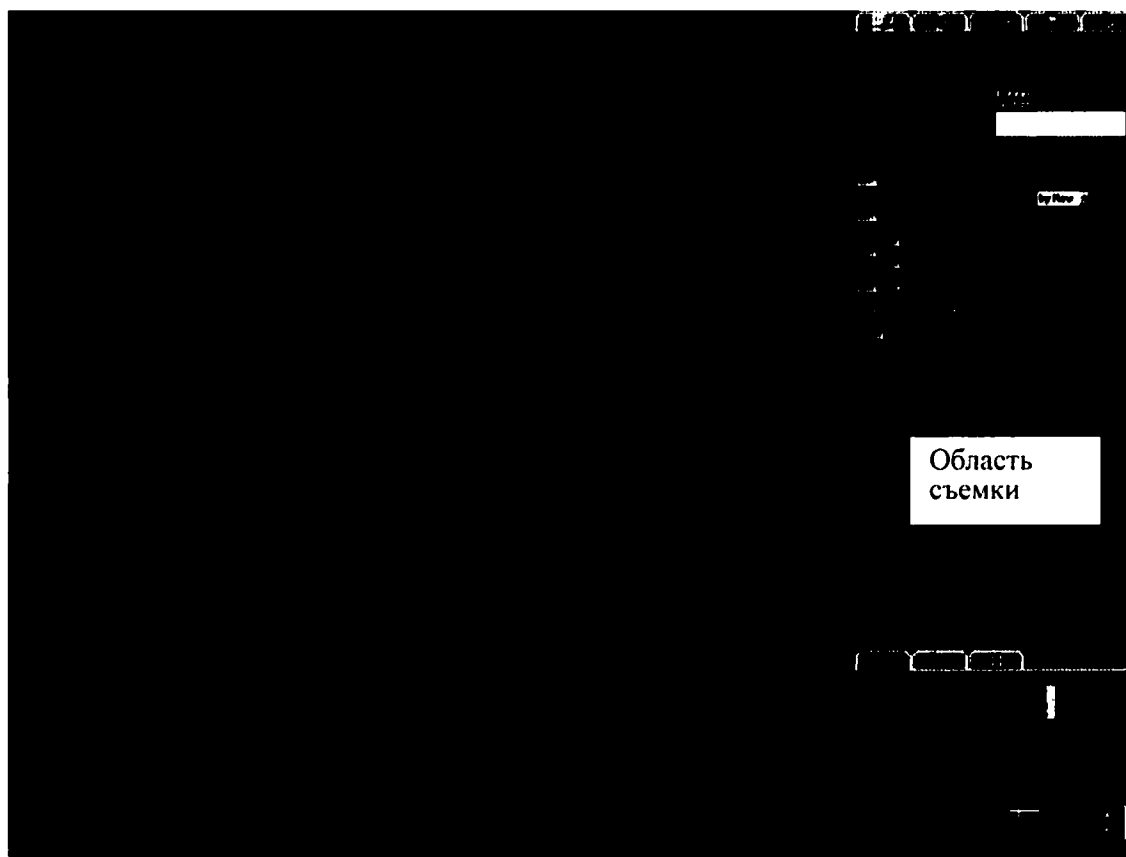
Информация
о списке
съемки



- **Автосохранение съемки:** В данной области кадры сохраняются в новом файле.

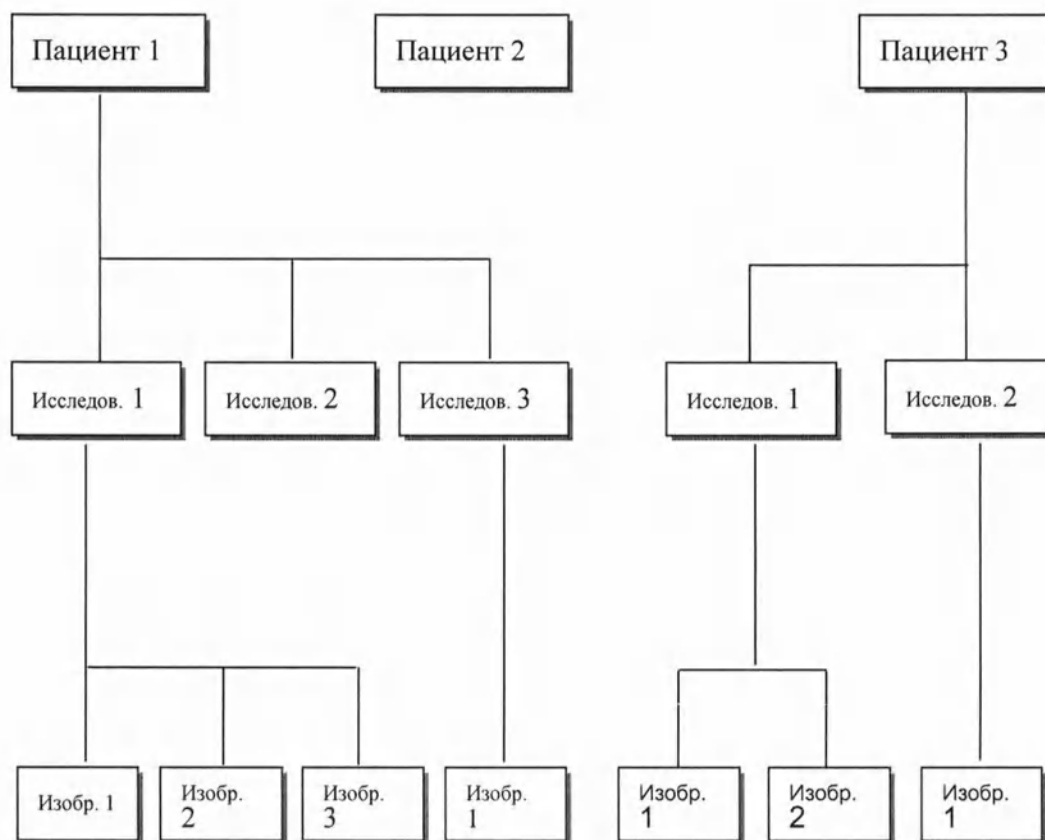
Если необходимо провести повторную съемку пациента, можно сделать это напрямую, без повторения всего процесса.

1.4.3 Режим съемки



- **Область съемки:** Здесь осуществляется съемка полученных изображений.

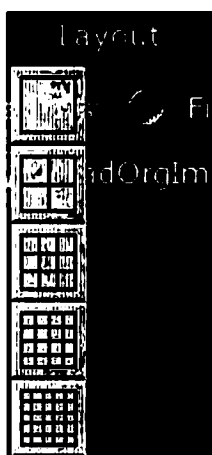
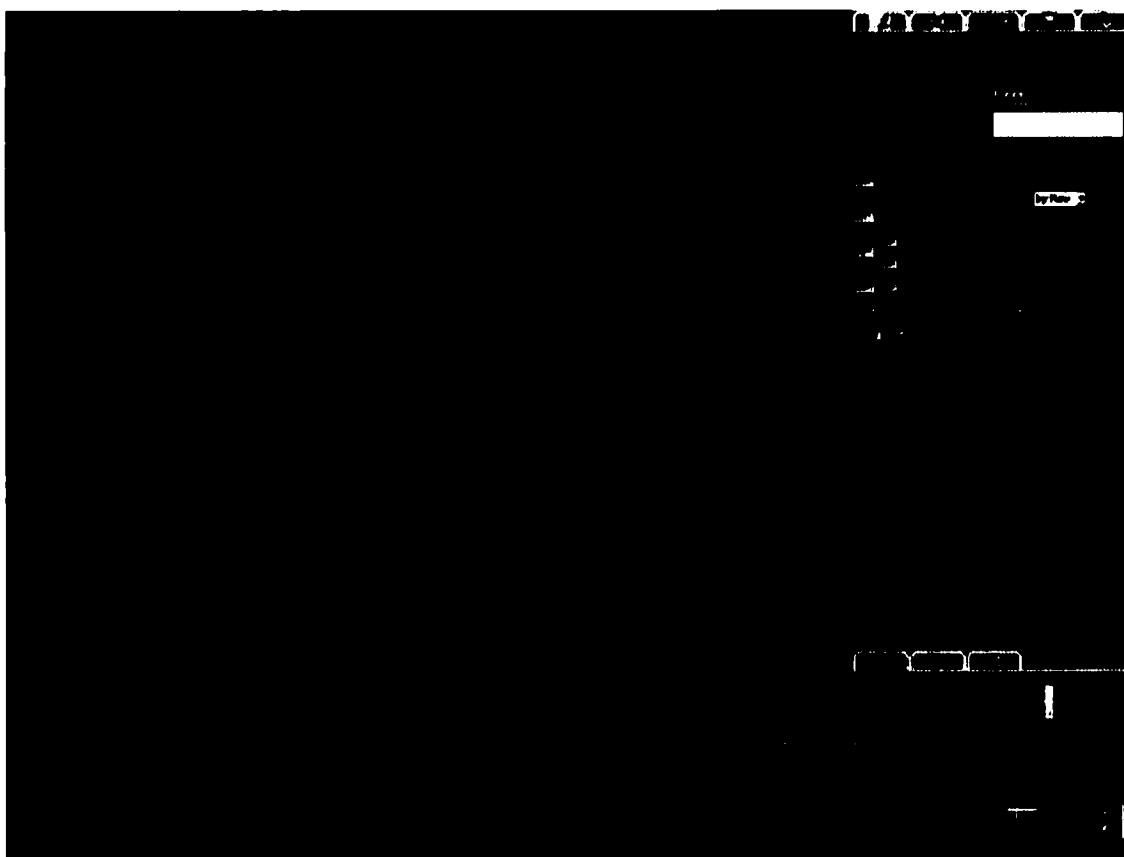
4.3 Основная структура ориентации изображения



- **Исследование:** Одного пациента можно подвергать нескольким исследованиям. Например, если пациенту просканирован поясничный отдел позвоночника и мозг, это будут разные номера исследования.
- **Изображение:** Во время обследования путем сканирования получают данные, которые формируют изображение.
- **Номер изображения:** Каждый номер изображения пациента присваивается последовательно.

4.4 Изменение формата экрана

Сканированные изображения исследования отображаются на мониторе. Можно изменить формат экрана, что повлияет на количество изображений на экране, отображаемых одновременно.



Нажмите кнопку форматов для отображения доступных форматов.

	экранный формат 1 на 1
	экранный формат 2 на 2
	экранный формат 3 на 3
	экранный формат 4 на 4
	экранный формат 5 на 5

Выберите нужный формат экрана.

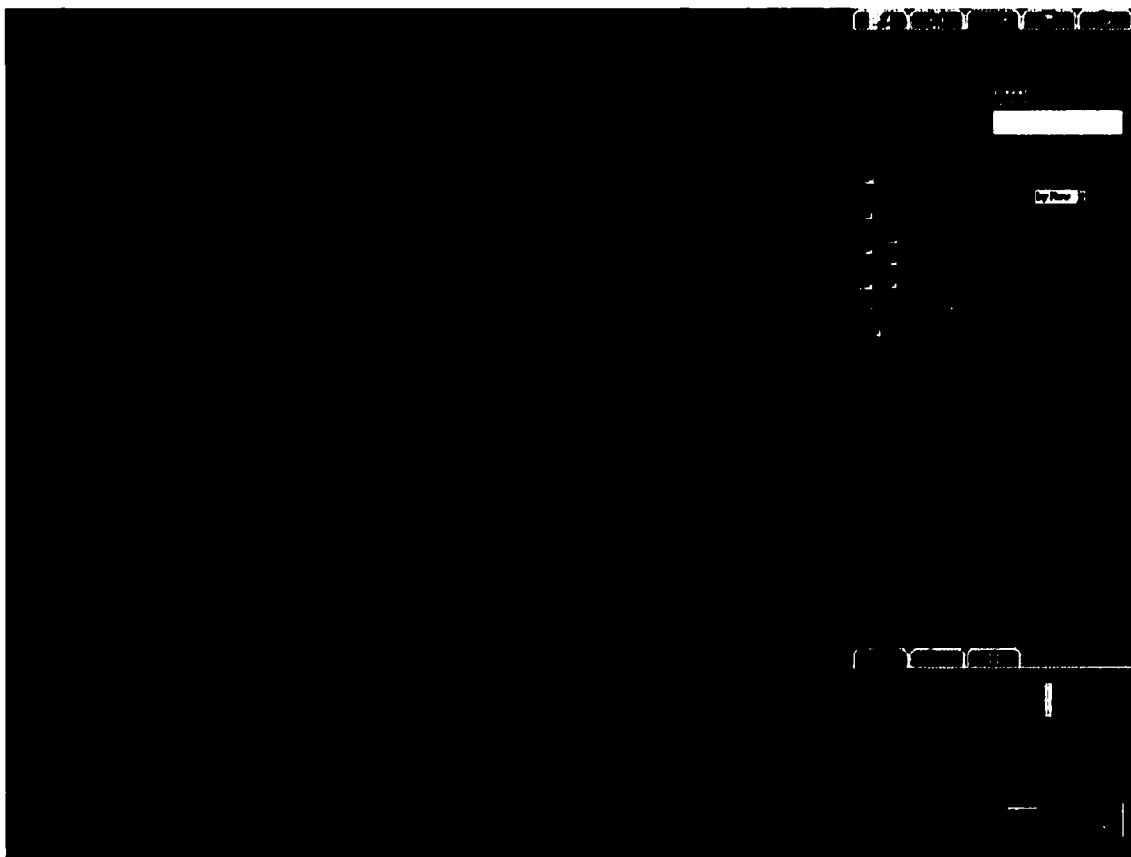
4.5 Вызов изображения

Сканированные изображения исследования можно отображать на экране в окне просмотра.



< Процедура >

1. Изменить на режим списка изображений.
2. Нажать на изображение исследования, которое необходимо отобразить в разделе информации об исследовании.
3. Нажать кнопку  и появится следующее окно просмотра изображений.

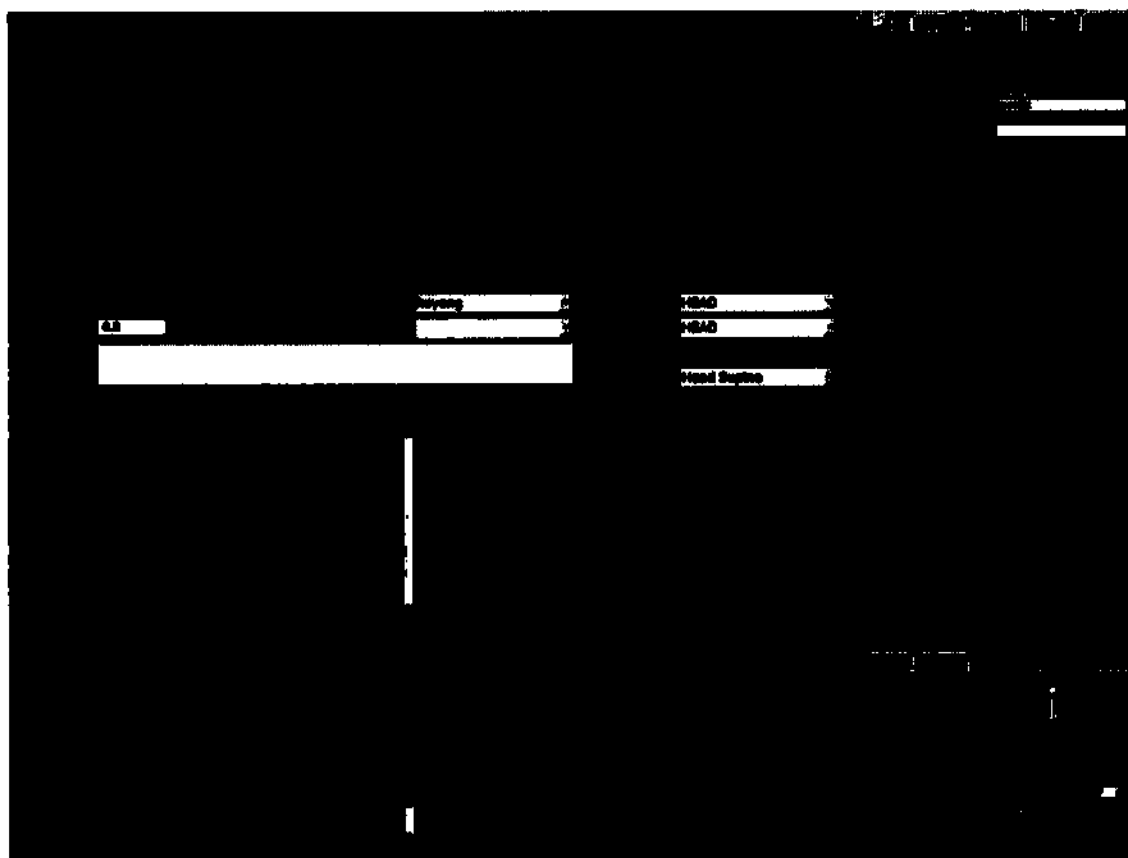


Выбранные изображения исследования отобразятся на экране в окне просмотра.

	Выбрать все изображения в окне просмотра.
	Удалить изображения из окна.
	Заккрыть окно.

4.6 Поиск пациента

Для поиска сканирования пациента можно использовать окно регистрации пациента.

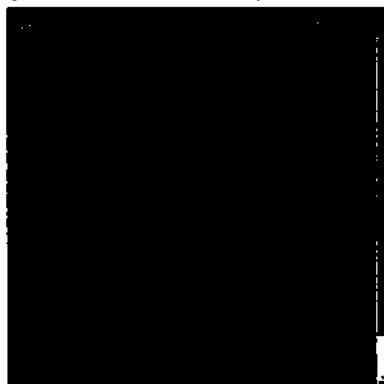
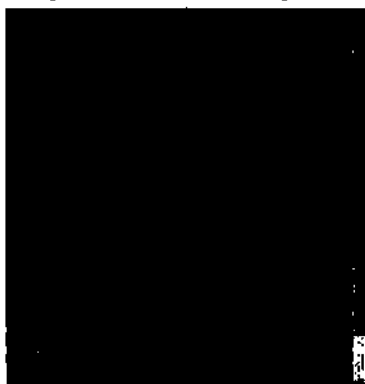


Для поиска последних изображений пациента нажмите на имя пациента в списке «Последний пациент» с правой стороны.

В данной области могут находиться данные максимум тридцати пациентов.

Самый последний пациент находится сверху списка.

Выберите режим имени или режим идентификационного номера пациента.



4.6.1 Диалоговое окно поиска пациента

Для поиска последних изображений пациента можно использовать окно регистрации пациента. По завершении сканирования можно искать и изображение, и информацию в виде данных другого пациента.

< Процедура >



1. Нажмите кнопку [открыть посещение]. Появится следующее окно.

Patient Search Dialog female

AND ☒ **USE** ☒ Patient ID
OR ☐ Name
☐ Birthday
☐ Visit Date
☐ Region
☐ Weight Kg

FIND PREV NEXT SELECT CANCEL

Patient ID	Name	Birthday	Visit Date	Region	Sequence	Weight
SHOULDER TEST	KISOMG	1999/12/30				
SHOULDER	SHOULDER	1975/06/03				
20011026_CCTVCF	20011026_CCTVCF	1999/12/30				
20011029_CCTVCF	20011029_CCTVCF	1999/12/30				
CYTROM_TURPOST	stback	1999/12/30				
QAS11030	ice test	2000/01/01				
QAS11030_1	GP coil test	2000/01/01				
20011030_CCTVCF	20011030_CCTVCF	1999/12/30				
HEMO TEST	stback	1999/12/30				
SEPI	JAMES	1999/12/30				
20011031_HEADCOI...	20011031_HEADCOI...	1999/12/30				
SEPI XI	SOMG KYO II	1999/12/30				
SEPI XII	JAMES	1999/12/30				
20011101_CCTVCF	20011101_CCTVCF	1999/12/30				
JEDM	JEDM	1976/02/02				
20011101_CCTVCF...	20011101_CCTVCF...	1999/12/30				
GRBIAS TEST	SWLEE	1974/10/11				
20011102_IRS	20011102_IRS	1999/12/30				
QAS11105	foldover test	2000/01/01				
20011105_CCTVCF	20011105_CCTVCF	1999/12/30				
20011106_CCTVCF_ZF1	20011106_CCTVCF	1999/12/30				
CHD JX MOUM 1106	CHD JX MOUM ...	1972/05/05				
DIPFUSION	JAMES	1999/12/30				
SENG LIFE	SENG LIFE	1976/02/02				
20011107_CCTVCF...	20011107_CCTVCF...	1999/12/30				
20011108_CCTVCF	20011108_CCTVCF	1999/12/30				
1108 TEST	1108 TEST	1999/12/30				
1108 TEST_1	1108 TEST_1	1999/12/30				

AND	OR	Patient ID
☒	☐	Name
☐	☐	Birthday
	☐	Visit Date
	☐	Region
	☐	Weight

2. : Выберите параметр поиска, который хотите использовать.

3. Например, введите идентификационный номер пациента.

4. Отобразится искомое изображение пациента.

FIND	Поиск
SELECT	Выбрать тип поиска
CANCEL	Закрыть окно поиска
PREV	Предыдущий пациент
NEXT	Следующий пациент

4.7 Поиск изображений пациента

Также можно загрузить сканированные изображения на экран в окно просмотра.



< Процедура >

1. Изменить на режим списка изображений.

2. Нажать кнопку  [Посещение]. Откроется диалоговое окно выбора изображений.

Patient Search Dialog

☒ AND ☒ USE
☐ OR ☐ Patient ID:
☐ ☐ Name:
☐ ☐ Birthday:
☐ ☐ Visit Date:

Patient ID	Name	Birthday	Visit Date
TEST 1	Bill	1999/12/30	
TEST	test	1999/12/30	

Visit Date	Region	TX Coil Name	RX Coil Name	Patient Dir	Weight
2001/11/17 - 02:39:47	HEAD	Body	head	Head First	60.0

3. Дважды нажать на идентификационный номер пациента или нажать кнопку с выбранным идентификационным номером пациента.
4. Отобразится искомое изображение пациента.

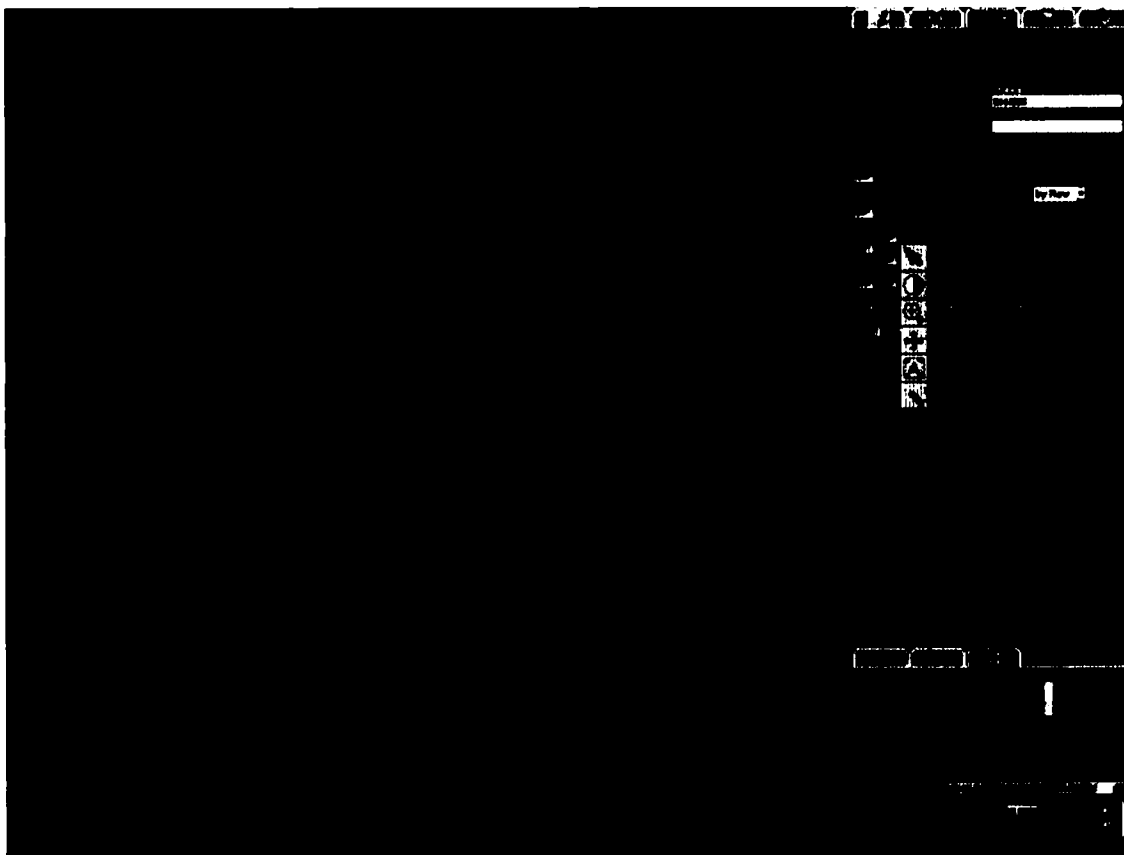
FIND	Найти нужное изображение
SELECT	Выбрать изображение
CANCEL	Закончить поиск изображения

5.1 Описание функции анализа

Изображения, полученные при сканировании, обрабатываются с помощью различных функций анализа, имеющихся в режиме инструментов.

Данная глава включает в себя следующие разделы:

- ◆ Инструменты редактирования
- ◆ Изучаемая область
- ◆ Расположение изображения
- ◆ Перемещение изображения на дисплее
- ◆ Расположение экрана
- ◆ Проекция максимальной интенсивности
- ◆ Мультипланарная реконструкция изображений



5.2 Инструменты редактирования

5.2.1 Курсор



: Отключает выбранный инструмент.

5.2.2 Окно/центр

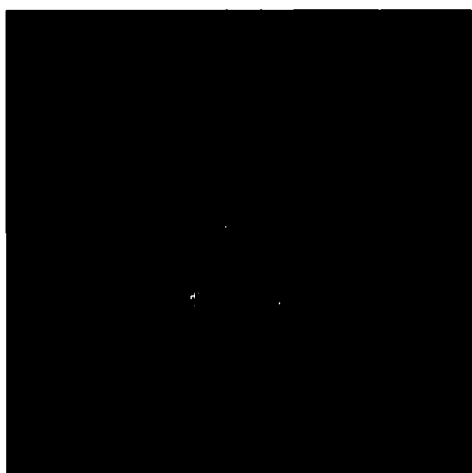


: Контроль изображения окно/центр.

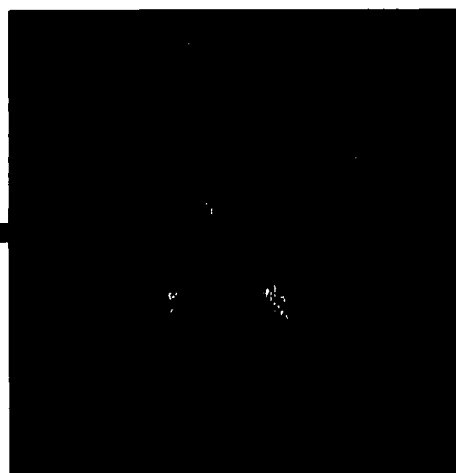
5.2.3 Масштабирование



: Масштабирование оригинального размера изображения



< Оригинальное изображение >

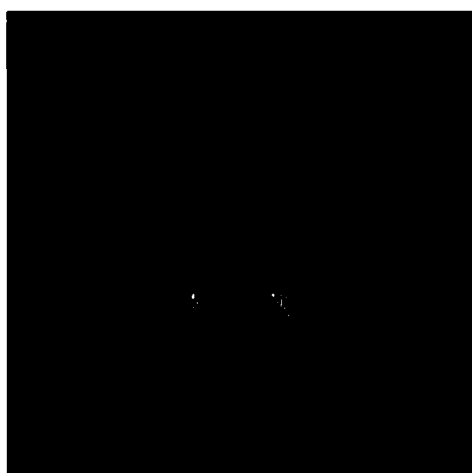


< Масштабированное изображение >

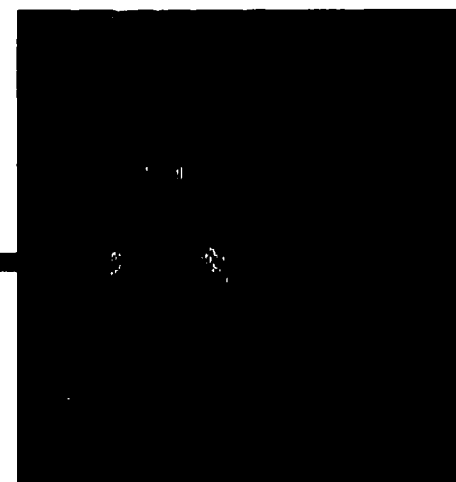
5.2.4 Панорамирование



: Перемещение изображения вверх – вниз или вправо – влево.



< Оригинальное изображение >



< Масштабированное и панорамированное изображение >

5.2.5 Фильтр



Можно использовать фильтр для подавления артефактов изображения, сглаживания, улучшения резкости и даже улучшения соотношения сигнал/шум. Выбор фильтров определяется пользователем.



< Процедура >

1. Выбрать изображение.
2. Выбрать фильтр при необходимости применить его к необработанному изображению.

5.2.6 Комментарий



: Показ информации об изображении, которая будет отражена на пленке

Annotation Dialog

- ☐ Machine Name
- ☐ Contrast Enhancement
- ☐ Slice Number
- ☐ Echo Number
- ☐ Hospital Name
- ☐ Patient Name
- ☐ Patient ID
- ☐ Scan Date

☐ Flow Direction

setting A
setting B

- ☐ Scan Name
- ☐ TR / TE
- ☐ ETL
- ☐ TI
- ☐ Flip Angle
- ☐ Avg
- ☐ Scan Time
- ☐ Options
- ☐ FOV
- ☐ Thk / Gap
- ☐ Matrix Size
- ☐ Comment

Select All OK Cancel

OK	Нажать после выбора информации, которая будет отражена на пленке.
Cancel	Нажать для отмены вышеуказанного.
Select All	Нажать для выбора всей информации.

< Процедура >

1. Выбрать информацию об изображении из меню комментариев.

При выборе пункта кнопка становится темной («утопленной»). Если пункт не выбран, кнопка остается светлой.

2. Нажать кнопки пунктов при необходимости добавить пункт.

3. Нажать кнопку  по окончании.

5.2.7 Инвертирование



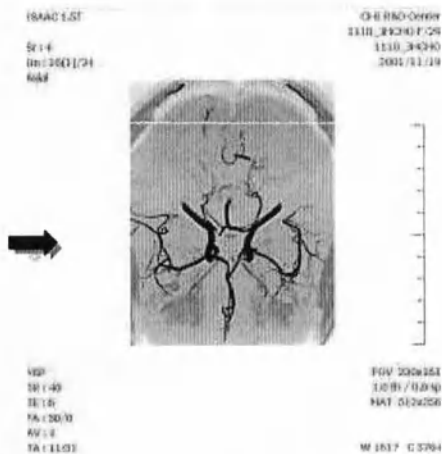
Все светлые пиксели активного изображения отображаются темными, как на негативе.

< Процедура >

1. Выбрать изображение.
2. Нажать кнопку инвертирования.

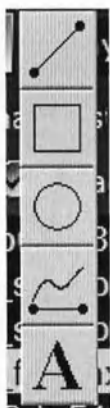


< Оригинальное изображение >



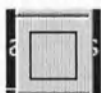
< Инвертированное изображение >

5.3 Изучаемая область



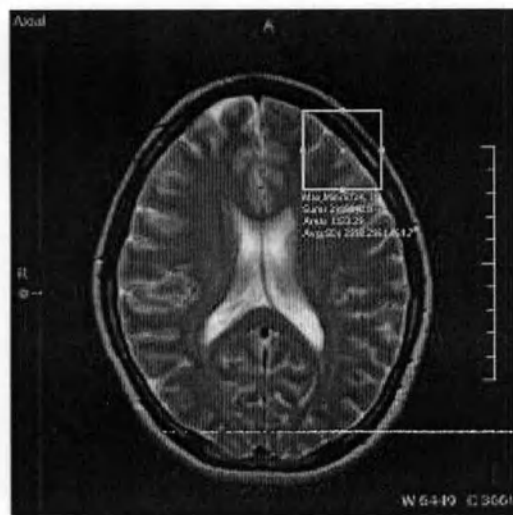
Выберите опцию из ниспадающего меню.

5.3.1 Прямоугольник



Эту функцию можно использовать для расчета соотношения сигнал/шум.

Автоматически отобразится форма прямоугольника.



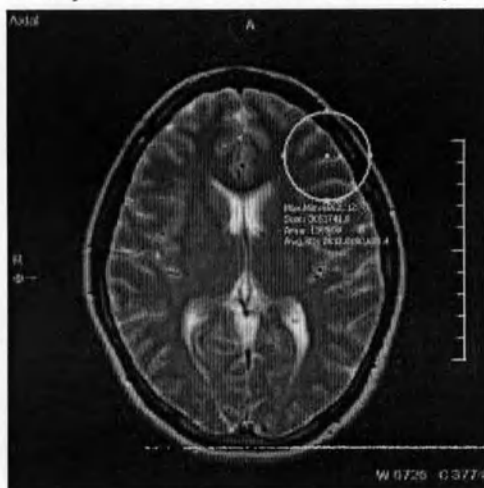
< Процедура >

1. Выбрать область изображения для измерения.
2. Выбрать прямоугольник в ниспадающем меню.

5.3.2 Круг



Функция автоматического измерения соотношения сигнал/шум в круге.



< Процедура >

1. Выбрать изображение.
2. Выбрать круг в ниспадающем меню.

5.3.3 Профиль



Функция оценки профиля. Отображение распределения уровня яркости вдоль специальной линии среза в виде диаграммы. Результатом является кривая интенсивности, идущая через область.



< Процедура >

1. Выбрать изображение.
2. Выбрать профиль в ниспадающем меню.

5.3.4 Расстояние



Расстояние на МР изображении измеряется с точностью до миллиметра с помощью функции измерения расстояния. Линии чертятся мышью.



< Процедура >

1. Выбрать изображение.
2. Выбрать расстояние в ниспадающем меню.

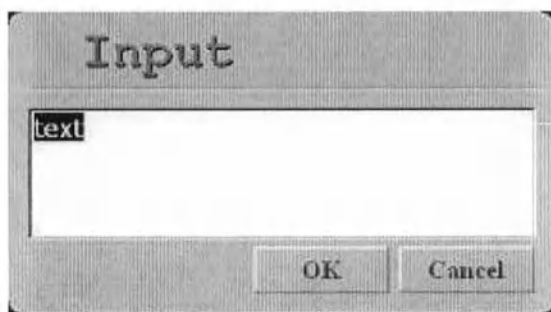
5.3.5 Текст



В изображение можно вставить комментарий. Зачастую существует необходимость выделить конкретные детали на изображении или ввести текст.

< Процедура >

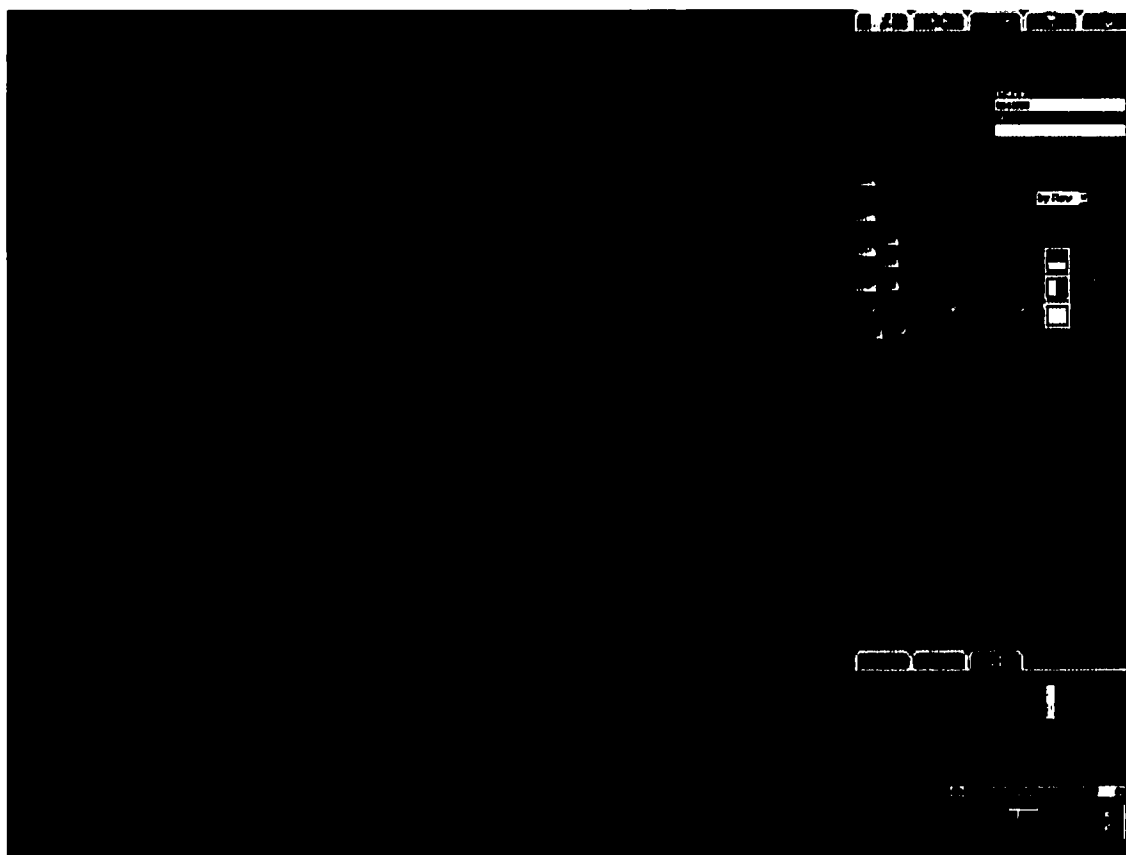
1. Выбрать изображение, в которое необходимо ввести текст.
2. Нажать кнопку текста.
3. Нажать правую кнопку мыши. Появится следующее маленькое окно.



4. Ввести нужный текст.

OK	Нажать после ввода текста в изображение.
Cancel	Отменить функцию.

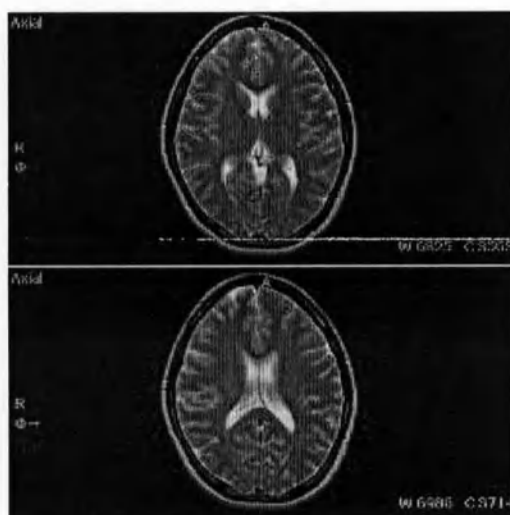
5.4 Половинный размер



5.4.1 Верхняя / нижняя часть



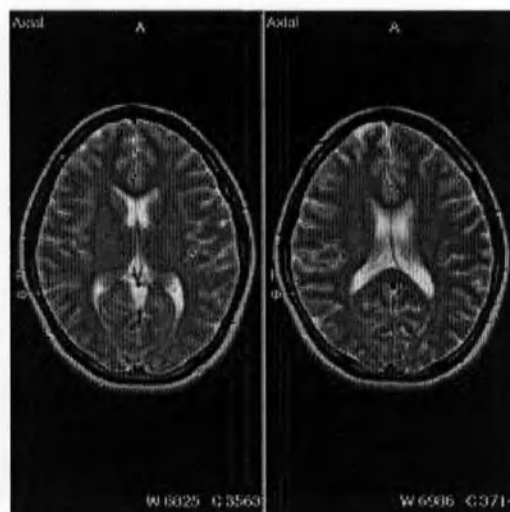
Функция размещения 2 изображений на экране, путем его деления на верхнюю и нижнюю части.



5.4.2 Левая / правая часть



Функция размещения 2 изображений на экране, путем его деления на правую и левую части. Часто используется при съемке изображений позвоночника.

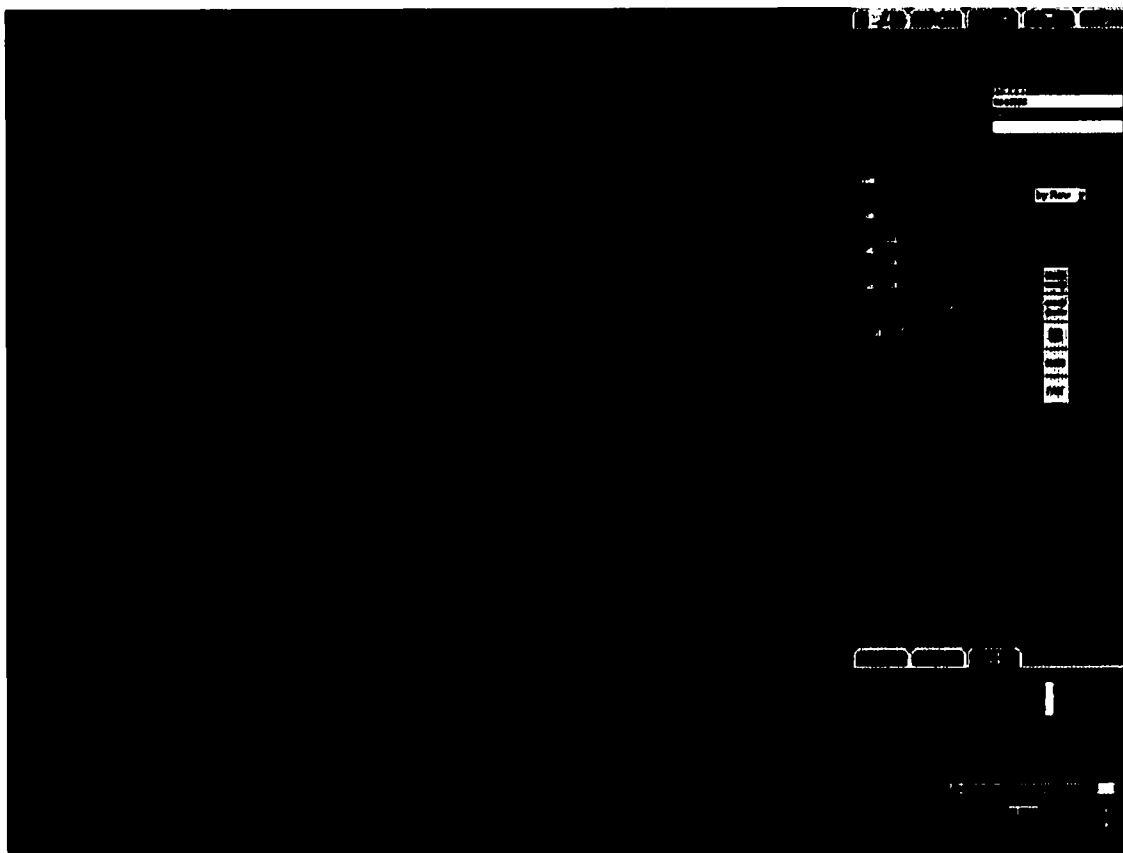


5.4.3 Обычный размер



: Отменяет вышеуказанные функции деления экрана.

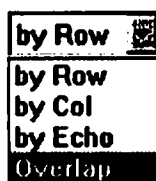
5.5. Перемещение изображения на дисплее



5.5.1 Описание функции

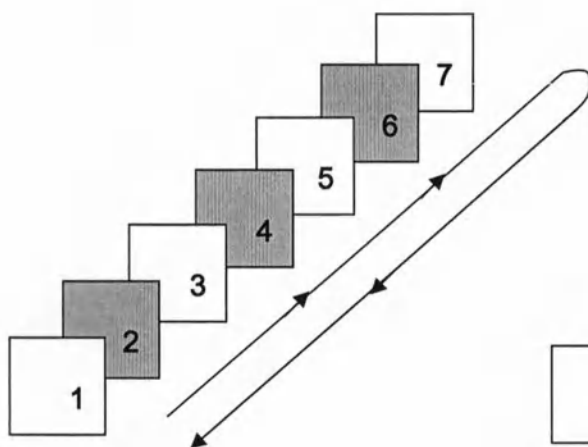
Данная функция представляет выбранные изображения замкнутыми в виде кинофильма. Часто используется при исследовании сердца, сочленений и ангиоисследованиях.

5.5.2 Процедура

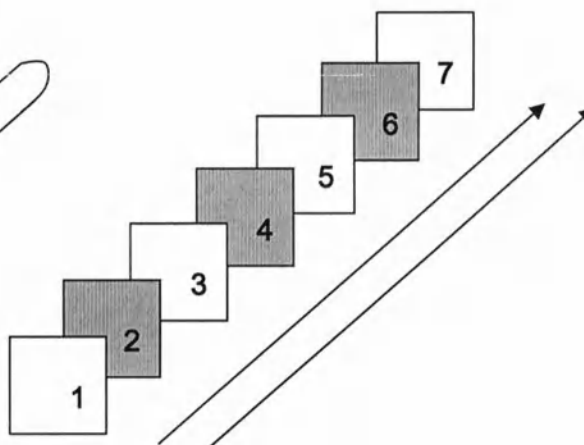


- (1). Выбрать кнопку наложения ("overlap").
- (2). Изображения на экране будут последовательно накладываться.
- (3). Выбрать тип кинофильма.
- (4). Данные числа представляют номера изображений

	1,2,3,4,5,6,7→6,5,4,3,2,1→2,3,4,5,6,7→6,5,4.....
	1,2,3,4,5,6,7→1,2,3,4,5,6,7→1,2,3,4,5,6,7.....



< YoYo >



< Цикл >

(5). Контролировать скорость. (Максимум 30 кадров в секунду)



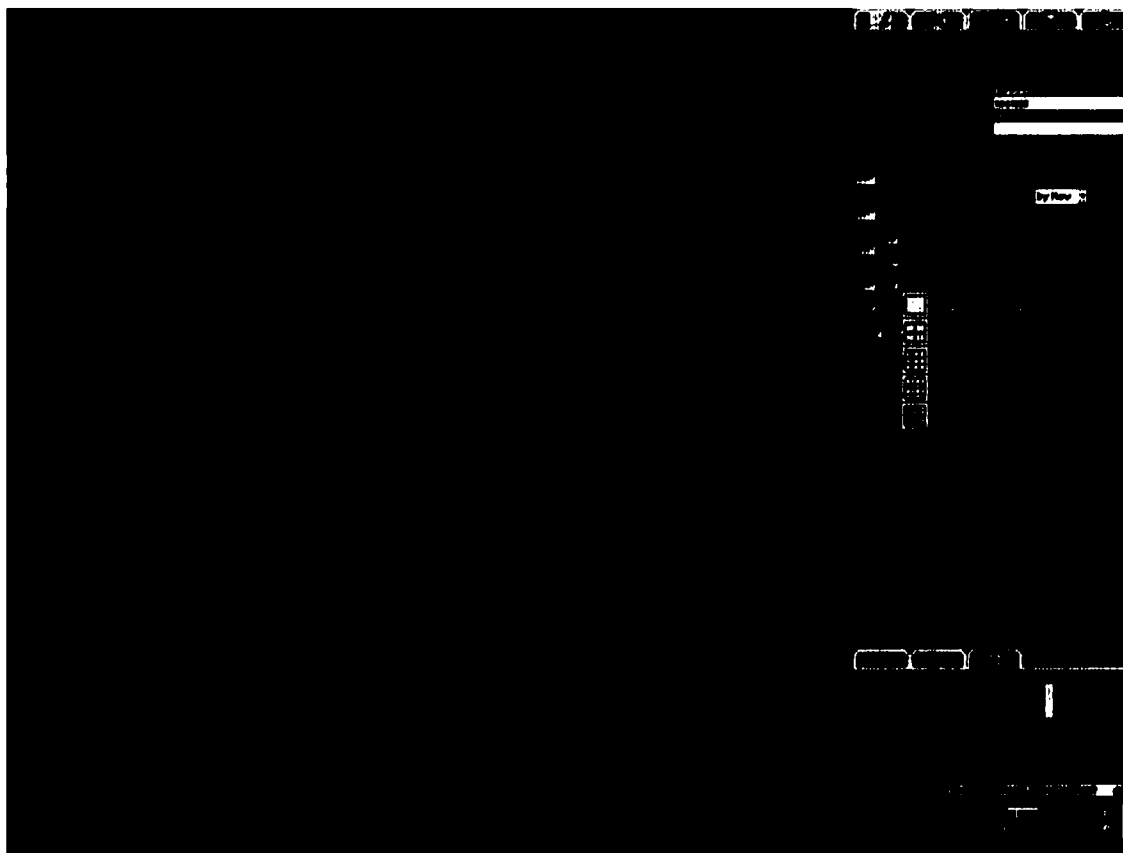
(6). Нажать кнопку



для отмены функции кино.

5.6. Функция расположения экрана

Формат экрана можно изменить.



Формат показа изображения

	экранный формат 1 на 1
	экранный формат 2 на 2
	экранный формат 3 на 3
	экранный формат 4 на 4
	экранный формат 5 на 5

< Процедура >

1. Выбрать желаемый формат из предложенного выше списка.
2. Формат изображений изменится на выбранный формат.

5.7 Проекция максимальной интенсивности (MIP)

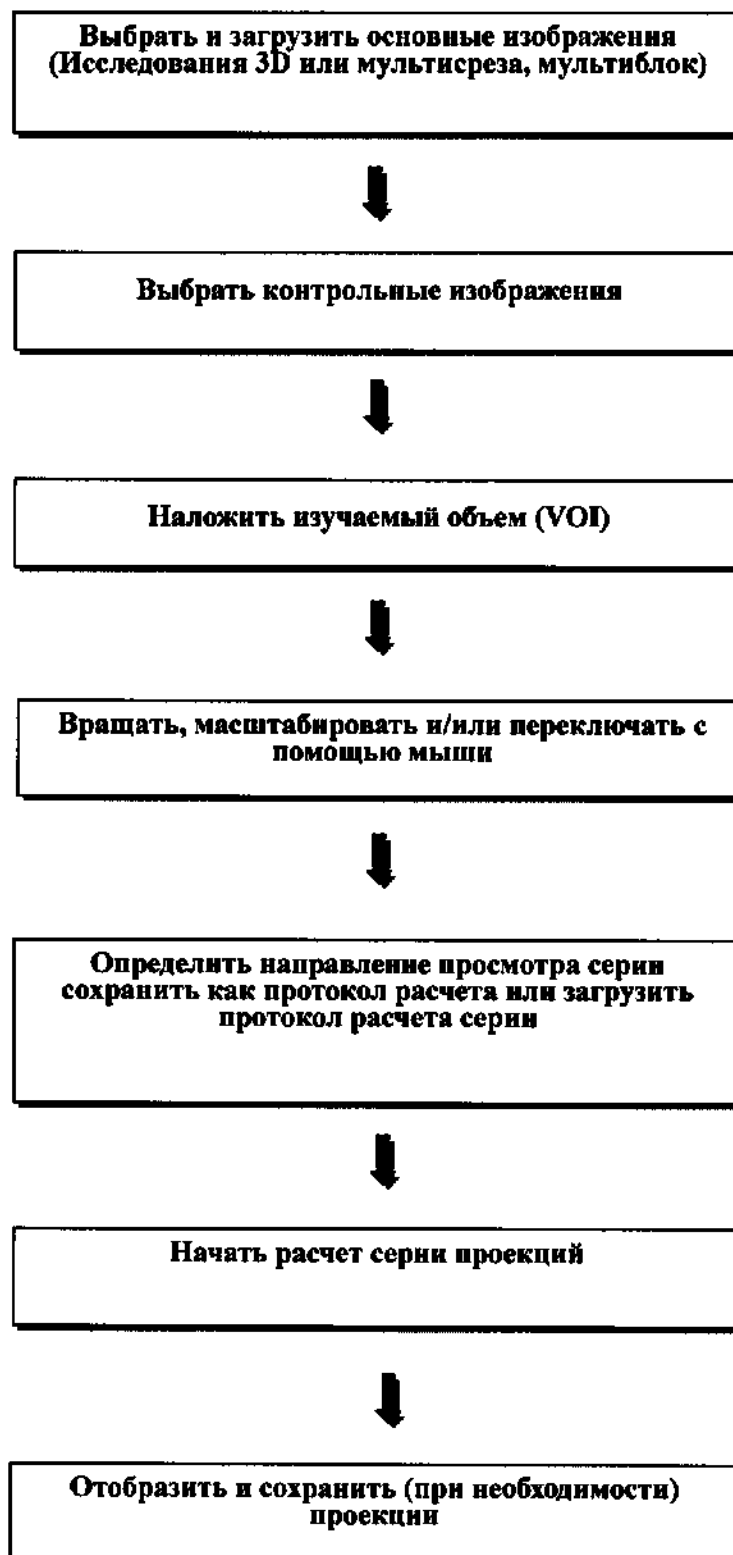
Методика, рассматривающая сумму каждой части томограмм как трехмерные данные и позволяющая наивысшей точке, проходящей по линии проекции, быть координирующей точкой томограммы.

Трехмерные MIP исследования или исследования мультисрезов рассчитываются с помощью функции MIP. Компьютер выбирает пиксели с наивысшей интенсивностью из набора данных и загружает их в новый файл изображения.

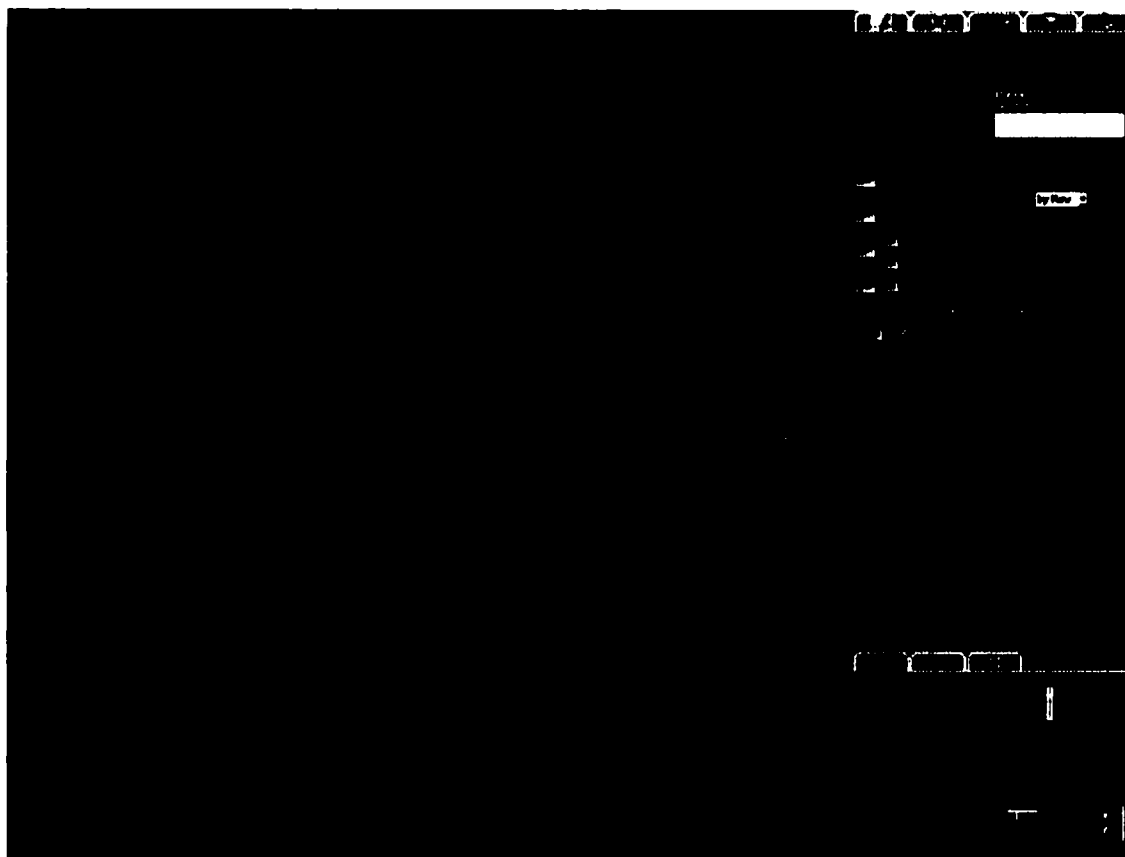
5.7.1 Описание функции

В основном данная функция используется для МР вазографии. Это процедура, при которой кровяные сосуды отображаются с большей интенсивностью, чем все изображение.

5.7.2 MIP последовательность



5.7.3 Процедура



	Показать контрольное изображение
MIP	Начать MPR (Мультипланарную реконструкцию изображений)
MPR	Начать MIP (Проекцию максимальной интенсивности)
Inadelis Rea	Показать обрабатываемые изображения
Exit	Заккрыть программу

Выбор основных изображений

Загрузить серию в приложение, выбрать серию из списка изображений и нажать кнопку MIP или MPR.



Загрузка основных изображений

Maximum Intensity Projection		
MIP Yawing	MIP Tilting	Rendering
Start Angle 0	Start Direction 	No. Control Point 30
End Angle 0	End Direction 	Add Control Point
Step Angle 20	No. Projected Slices 15	Delete Control Point
Change Direction		Define Thickness
Now rendering.... Progress [70%] 		
Projection		Exit

< загрузка обработки изображения >

Окно обработки загруженного изображения показывает, какой процент загрузки совершен.



При завершении загрузки в окне просмотра представлены три изображения.

Осевое	Сагиттальное
Фронтальное	

Выбор контрольного изображения

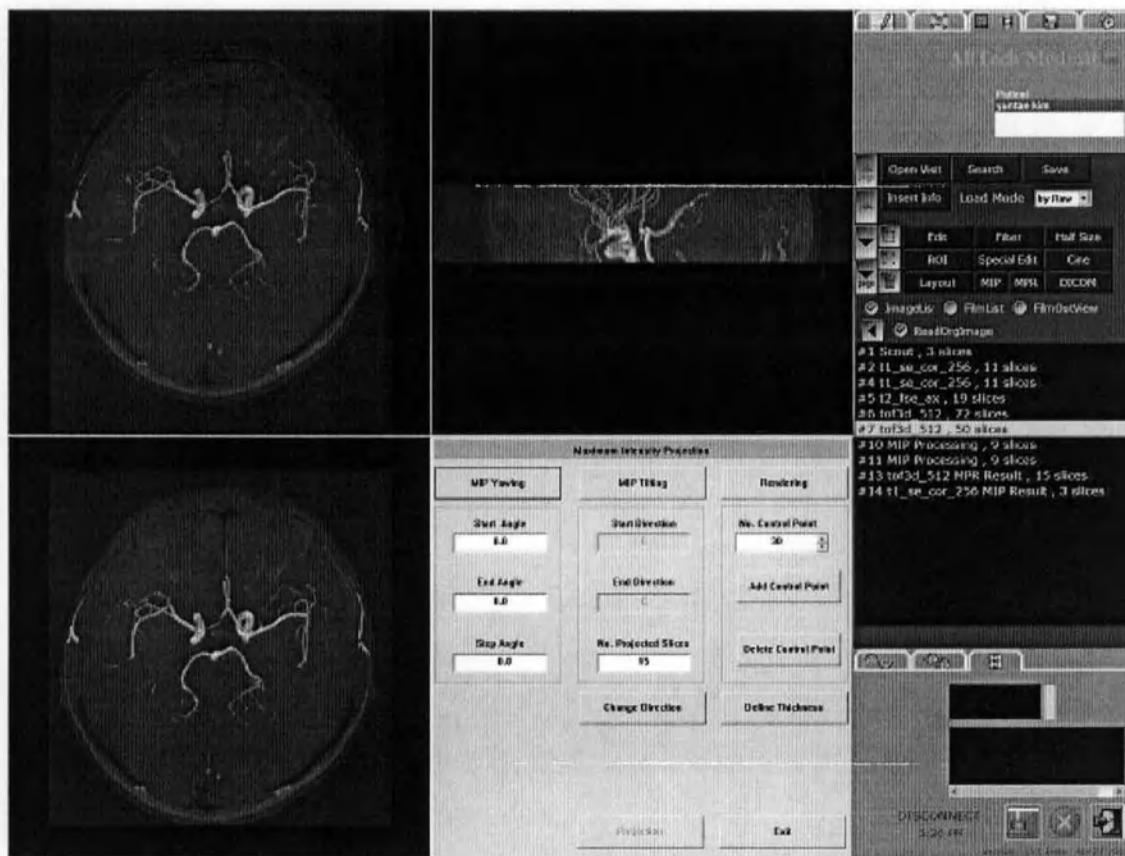
После загрузки основного изображения система показывает изображения, по одному в каждой ориентации.

Выберите контрольное изображение перед установкой любых параметров.

Контрольное изображение – изображение, используемое в качестве основы для всех расчетов проекции.

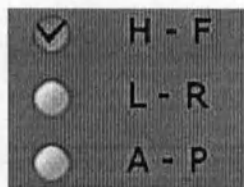
Контрольное изображение может являться основным изображением (также как и срезом) и располагается перпендикулярно желаемой оси вращения.

Выберите одно из трех изображений в качестве контрольного изображения.



Изменение контрольного изображения

Контрольное изображение можно изменить в любое время



Эти кнопки помогут мгновенно поменять контрольное изображение.

Наложение изучаемого объема

Начальной точкой определения проекций является изучаемый объем, который устанавливает границы пространства основных изображений.

После применения MIP все основное изображение становится изучаемым объемом.



Прямоугольный изучаемый объем накладывается на каждое изображение.

Изучаемый объем либо его часть можно изменить.

При нажатии кнопки **Type** изучаемый объем отображается следующим образом



	Максимальный размер изучаемого объема
	Изменить тип изучаемого объема

Определение направления просмотра

Необходимо для установки направления просмотра MIP для восстановления всей серии MIP над основным контрольным изображением.

MIP Yawing

Start Angle

0

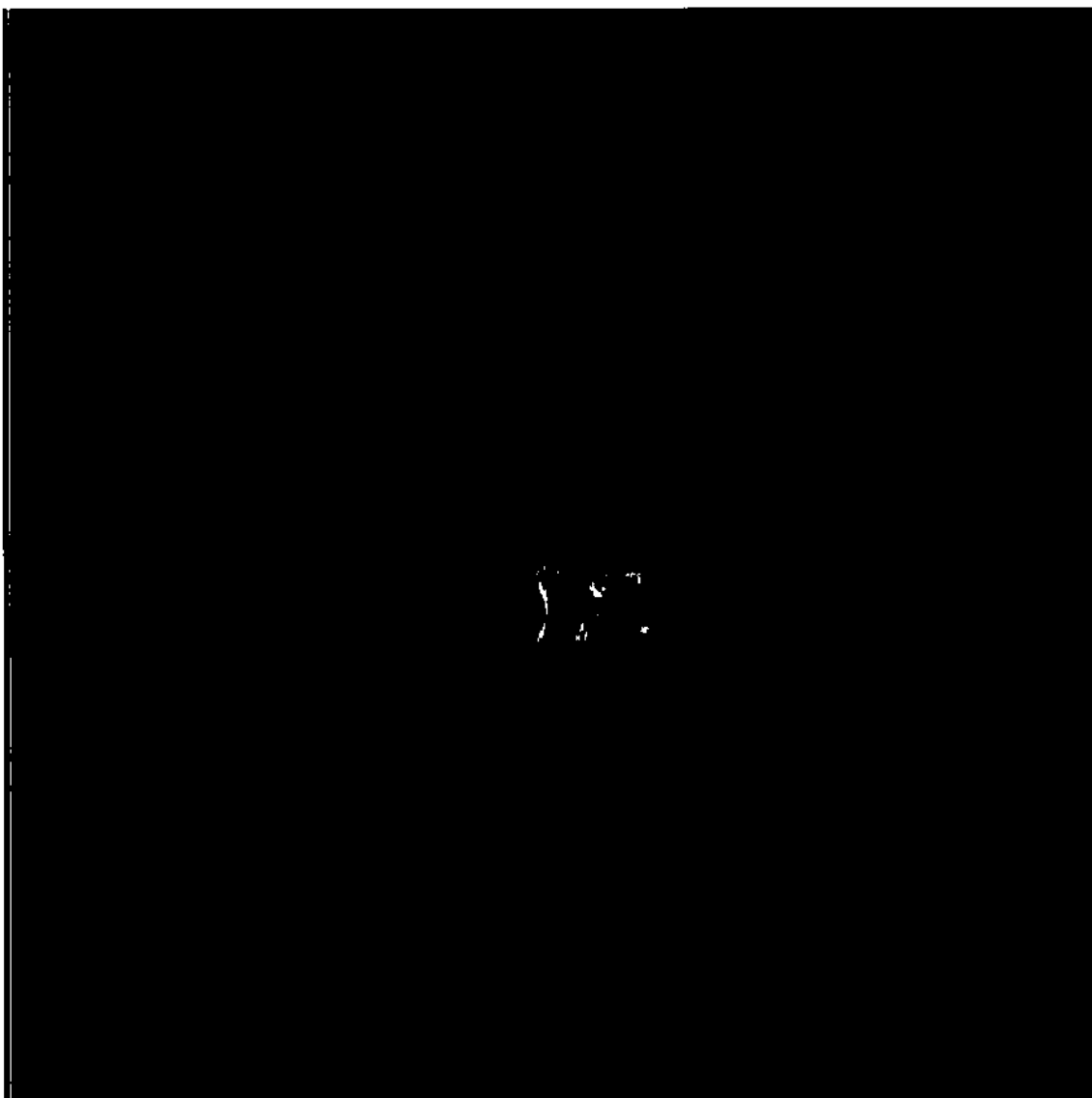
End Angle

180

Step Angle

-7.5





Начало: Начальное положение:

Интервал: Пространство среза (единица измерения: градусы)

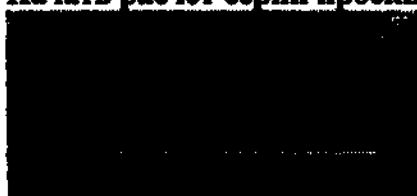
Срез: Весь срез

Начать MIP (проекция максимальной интенсивности)

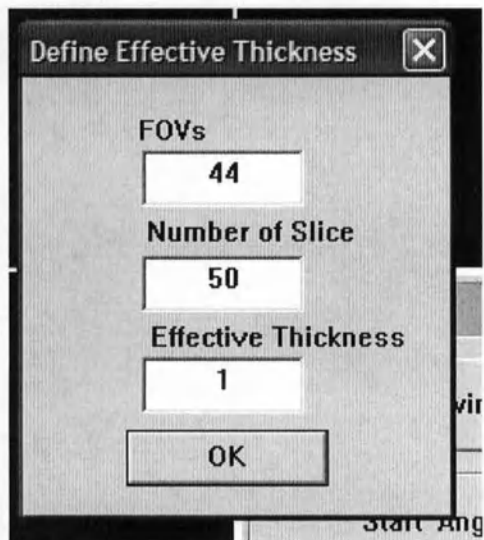


: Создать функцию MIP.

Начать расчет серии проекций

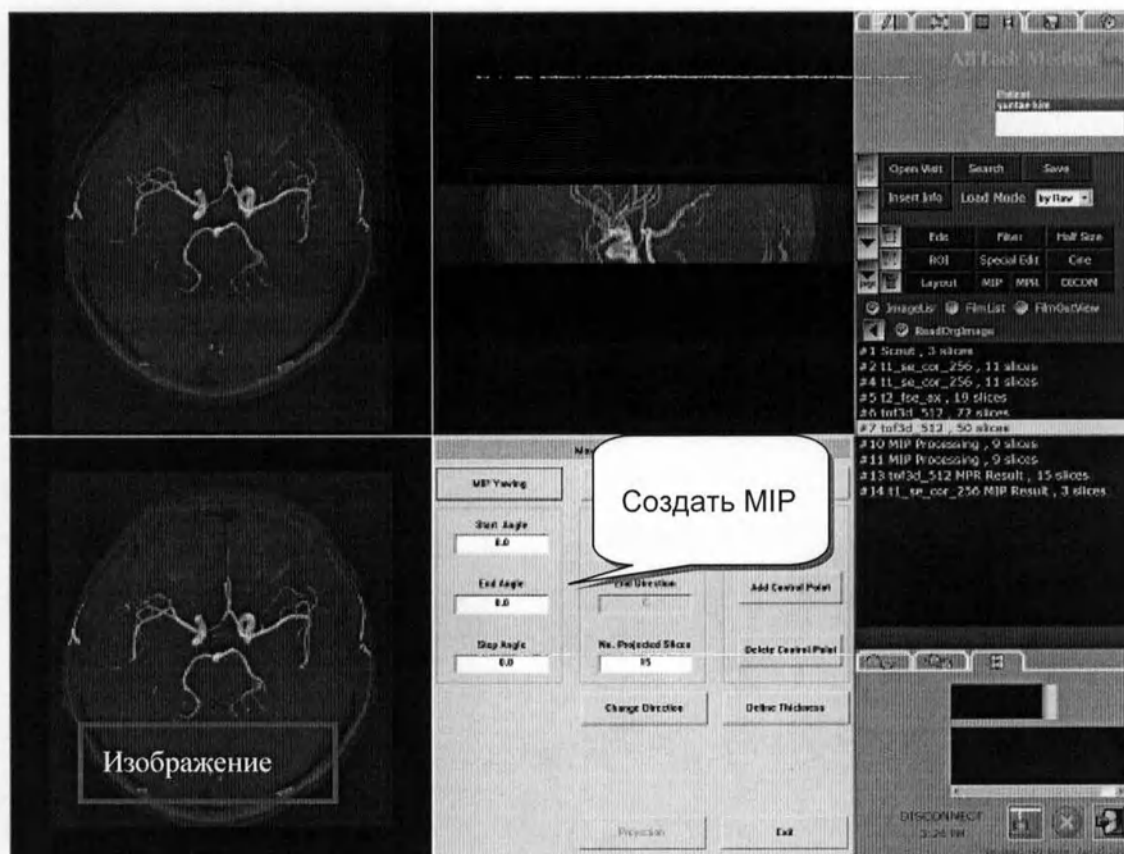


Окно расчета MIP показывает процент заверщенного расчета.



Определяет толщину генерируемой MIP.

Отображение проекции



Можно посмотреть MIP изображения в кинорежиме

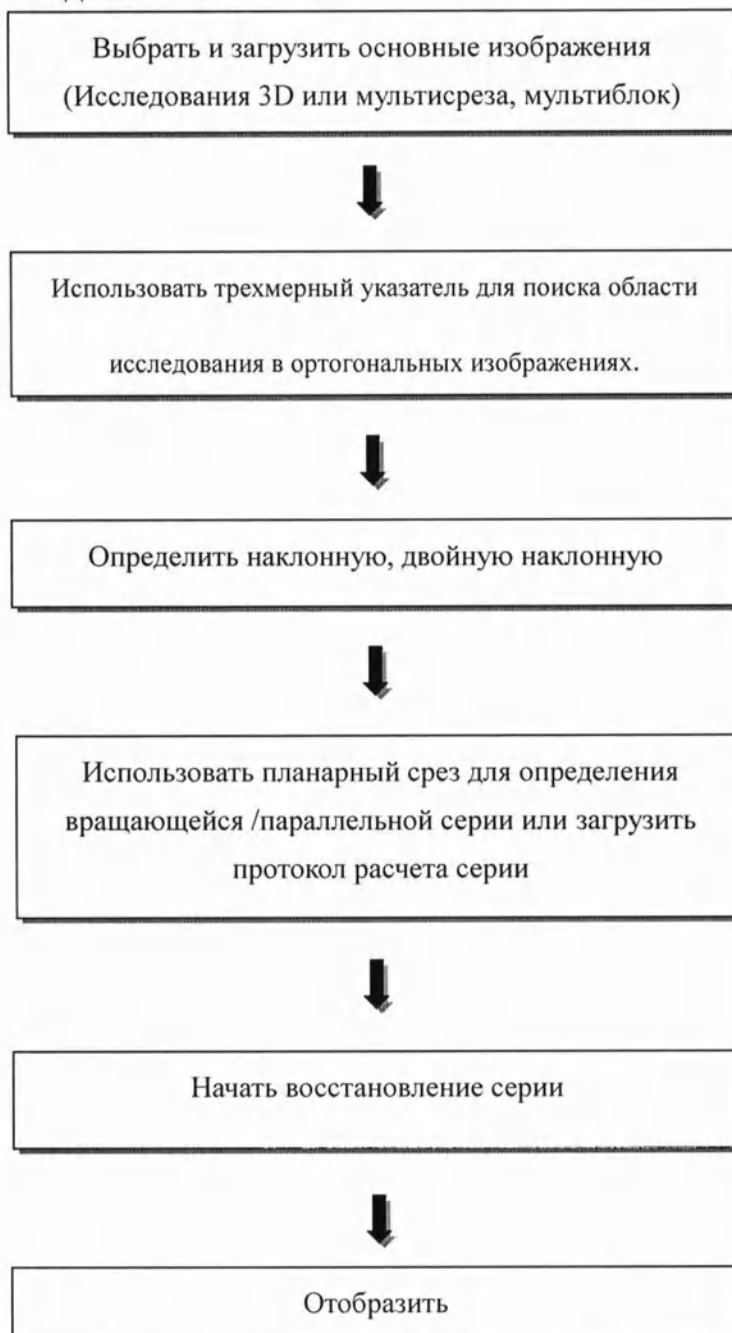
	Запустить кинофункцию
	Остановить кинофункцию

5.8 Мультипланарная реконструкция изображений (MPR)

5.8.1 Описание функции

Это технология получения нового изображения путем реконструкции двухмерных и трехмерных наборов данных.

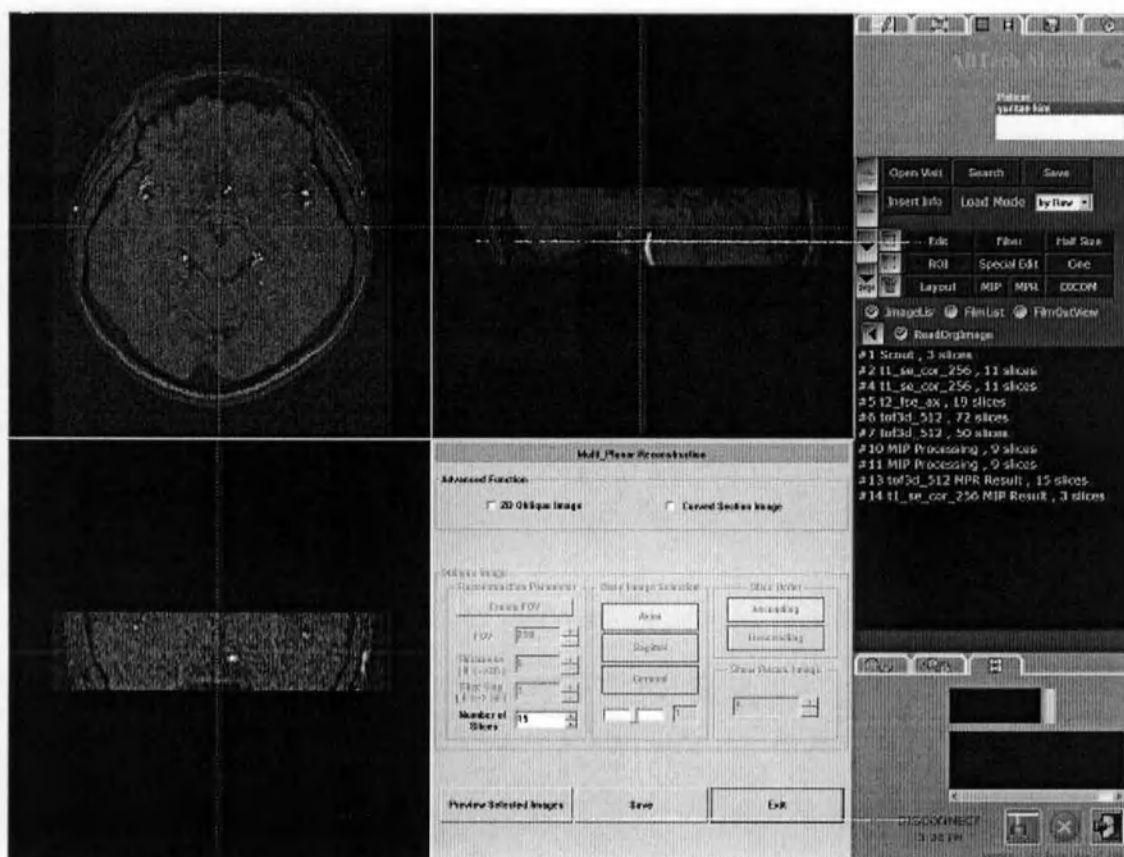
5.8.2 MPR последовательность



5.8.3 Процедура

Выбор основных изображений

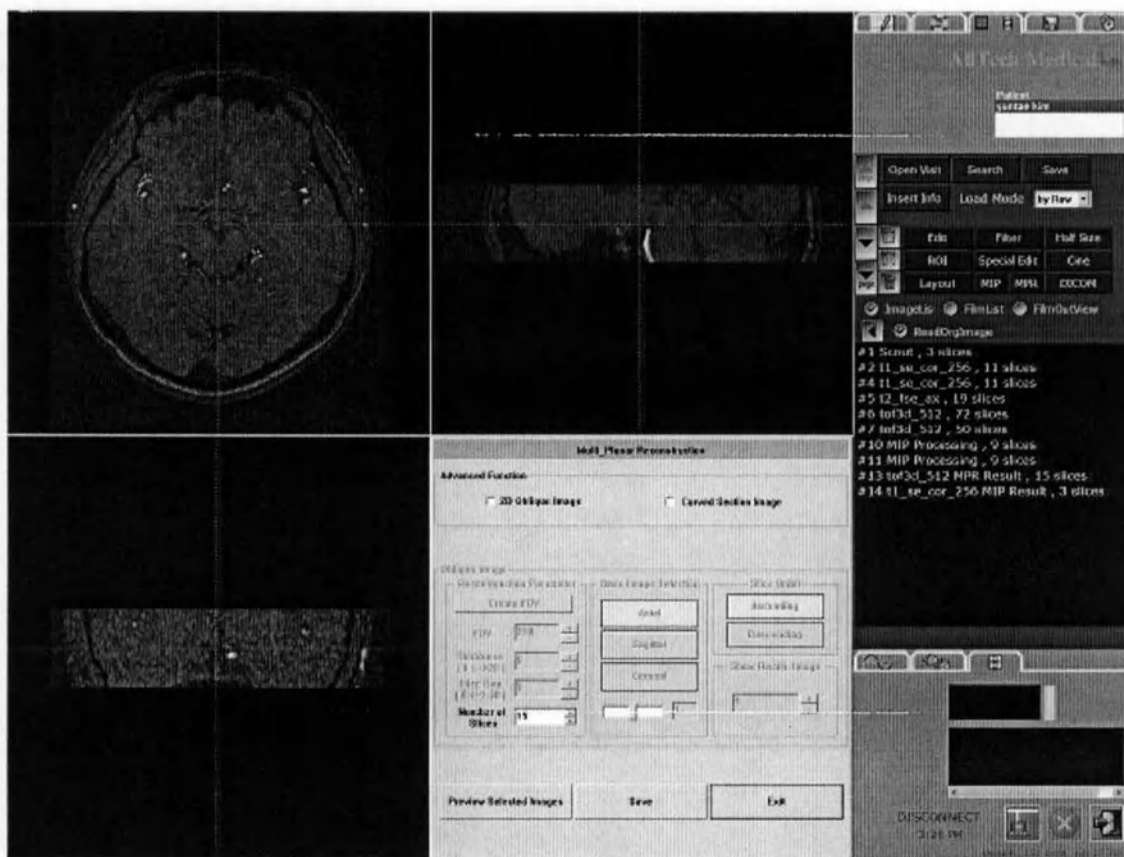
Отображается диалоговое окно изображения. Если нужно другое изображение – выберите его напрямую или из списка.



Загрузка основных изображений

< загрузка обработки изображений >

Окно обработки загруженного изображения показывает, какой процент загрузки завершён.



При завершении загрузки в окне просмотра представлены три изображения.

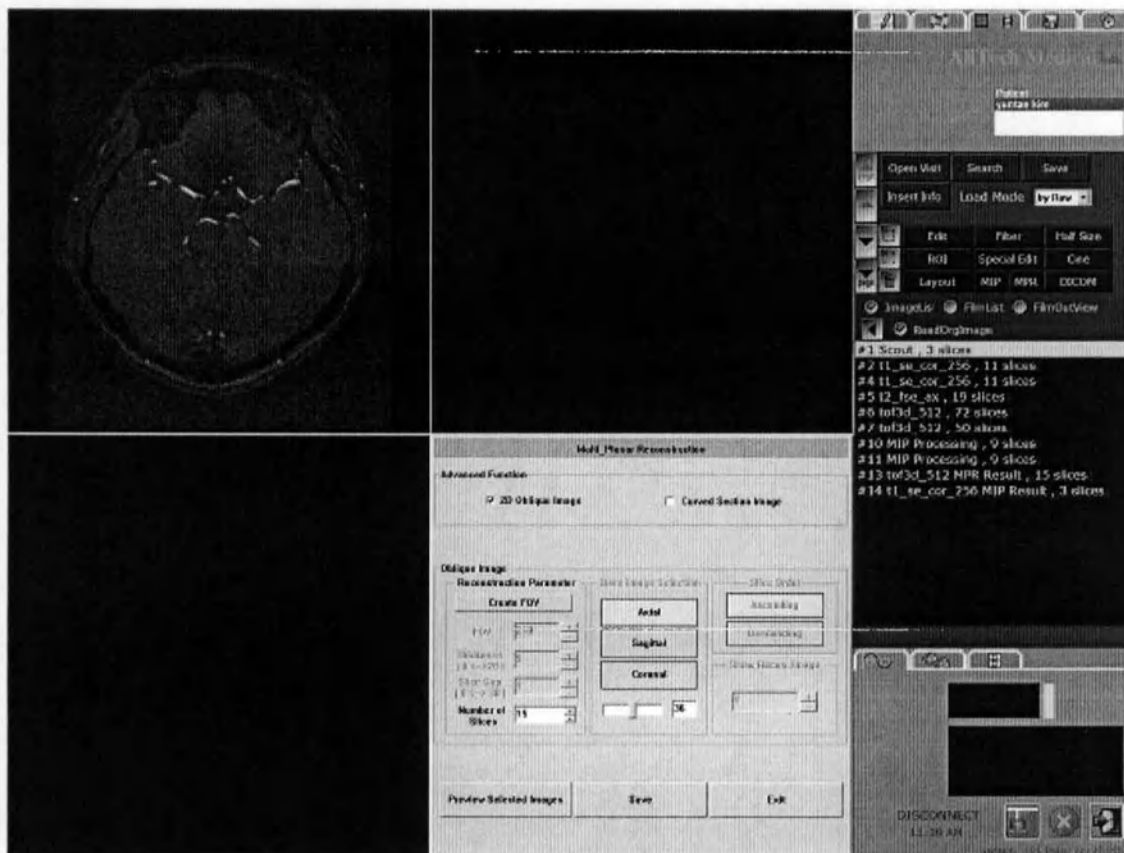
Осевое	Сагиттальное
Фронтальное	

Изменение основного изображения

Основное изображение можно изменить в любое время

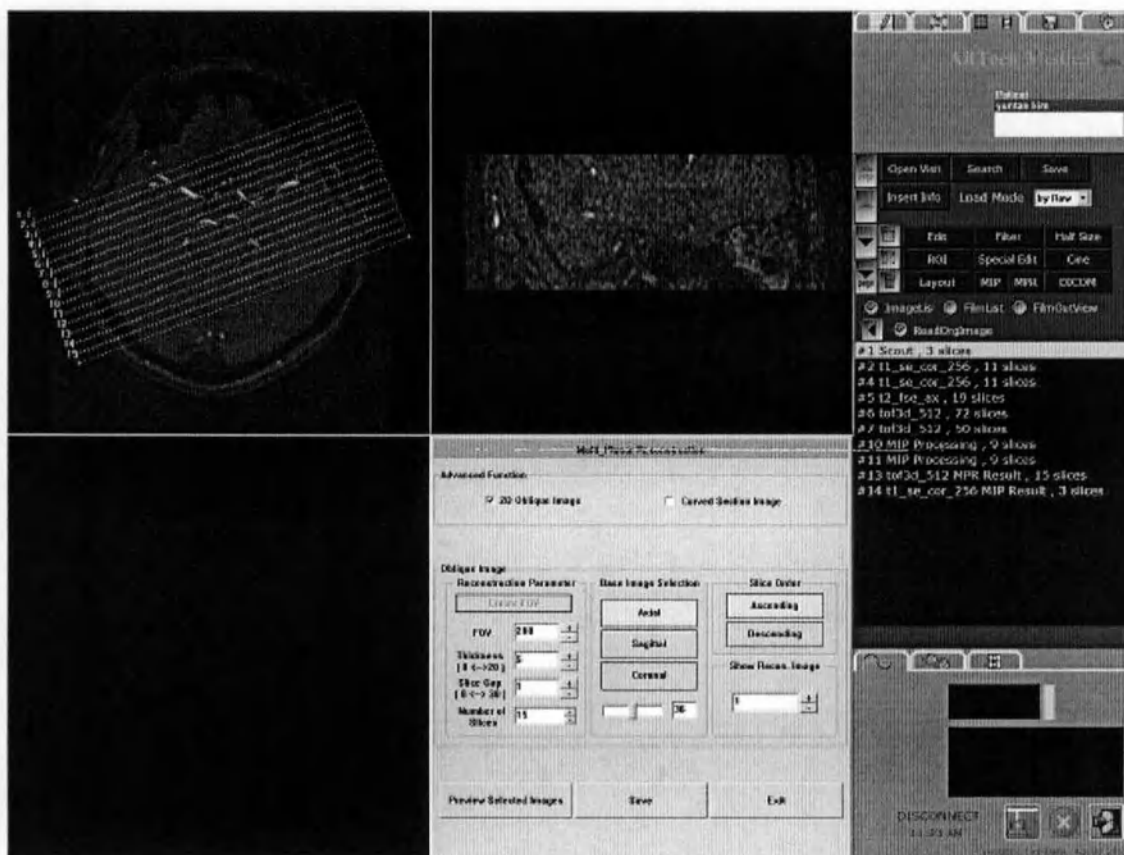
Определение прямоугольных срезов

Тип среза можно выбрать между наклонной и двойной наклонной.

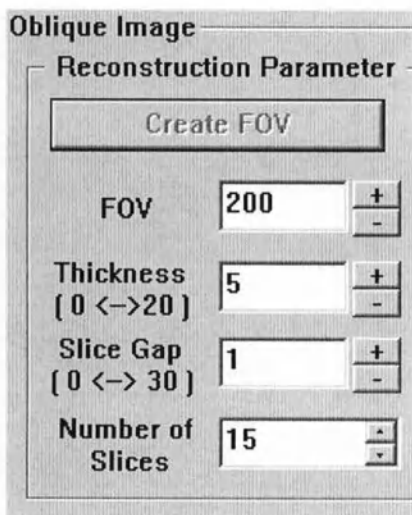


Тип среза можно изменить с помощью указанной выше кнопки.

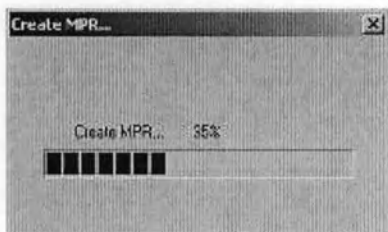
< Наклонная среза>



Можно вращать и передвигать линию среза в нужном направлении, произведя выбор в нижнем левом углу группы срезов с помощью левой кнопки мыши. Настройте нужным образом параметры визуализации ниже.



Начать расчет серии проекций



Окно расчета MPR показывает процент заверщенного расчета.

Показать MPR изображение

Перед сохранением в базу данных можно совершить предварительный просмотр

Preview Selected Images

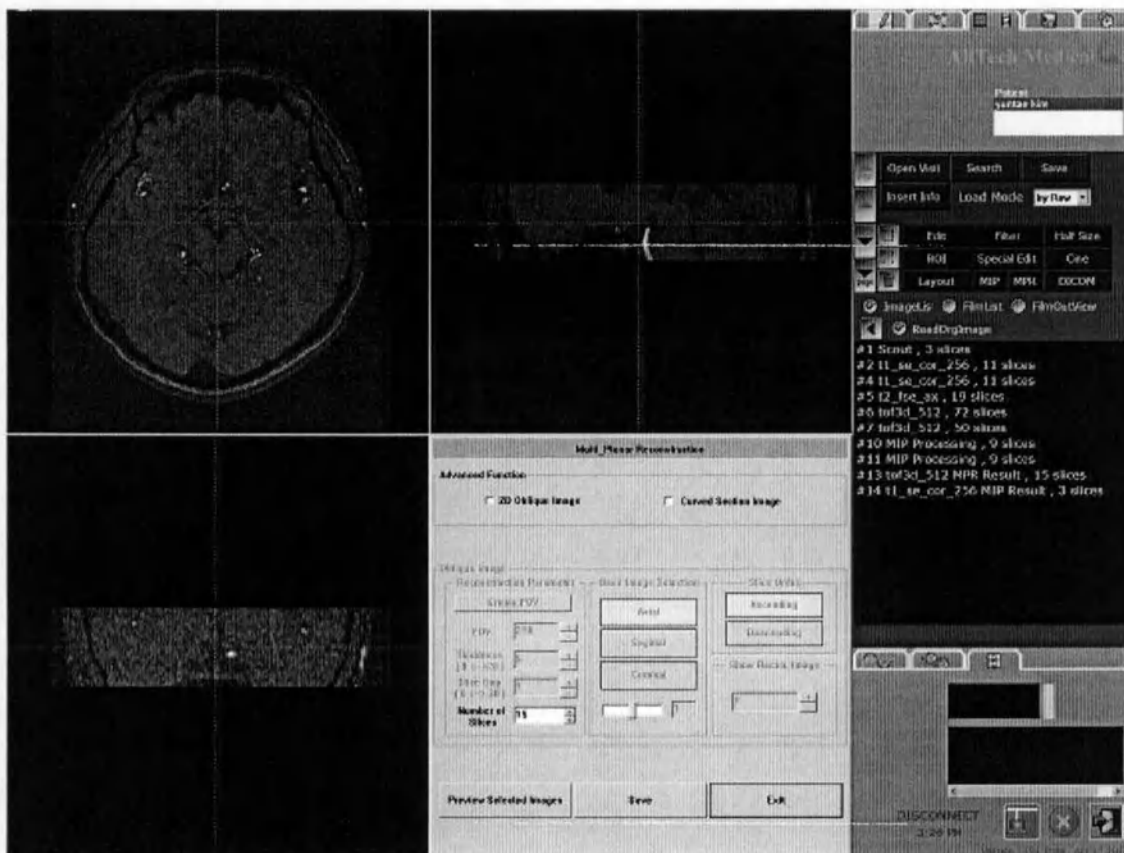
изображений, нажав кнопку

. Изображения появятся в

верхнем правом окне.



< Двойная наклонная >

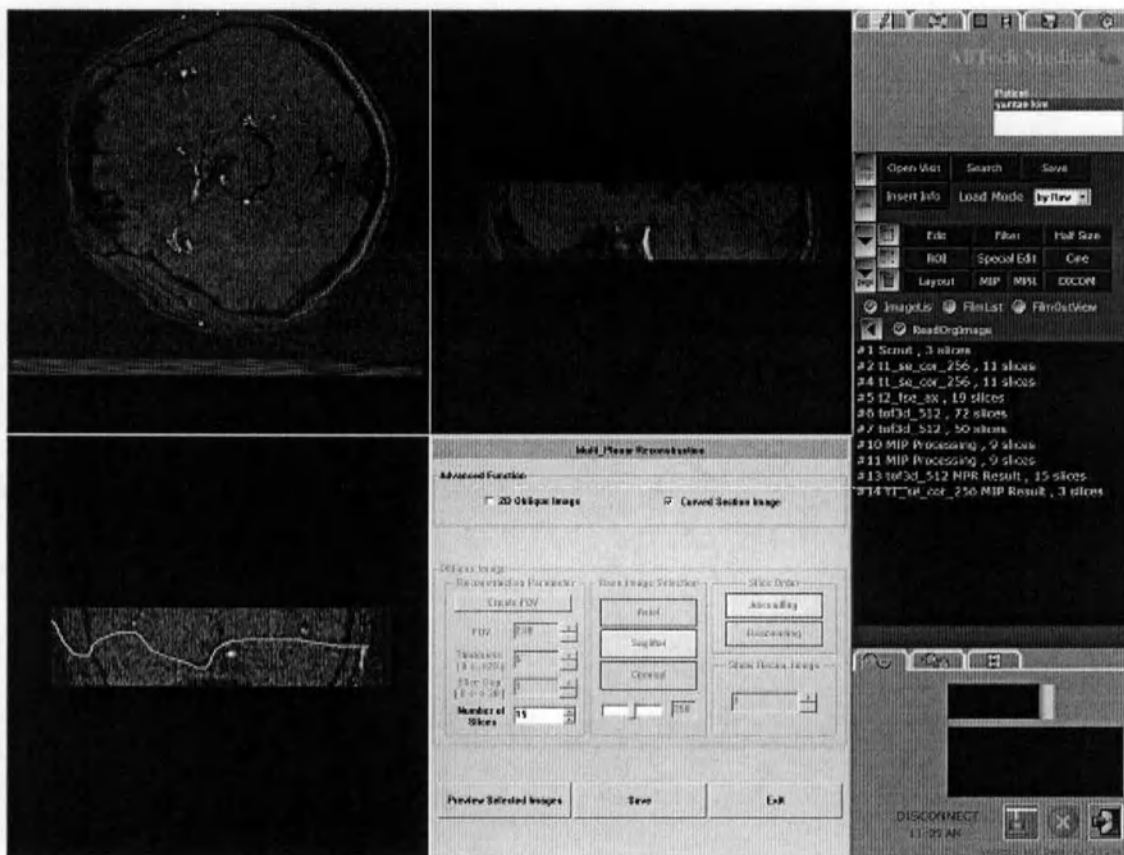


Осевое изображение является основным.

Другие изображения показаны в виде прямоугольных срезов, идущих через основное изображение.

Когда серия загружена в MPR и не выбран процесс обработки, система по умолчанию установлена на двойную наклонную.

Изображение с изогнутым участком. Позволяет подвергать изогнутые срезы MPR обработке.левой кнопкой мыши выделите исследуемый участок.



6.1 Описание функции съемки

Данная функция позволяет снимать изображения, представленные в окне просмотра изображений.

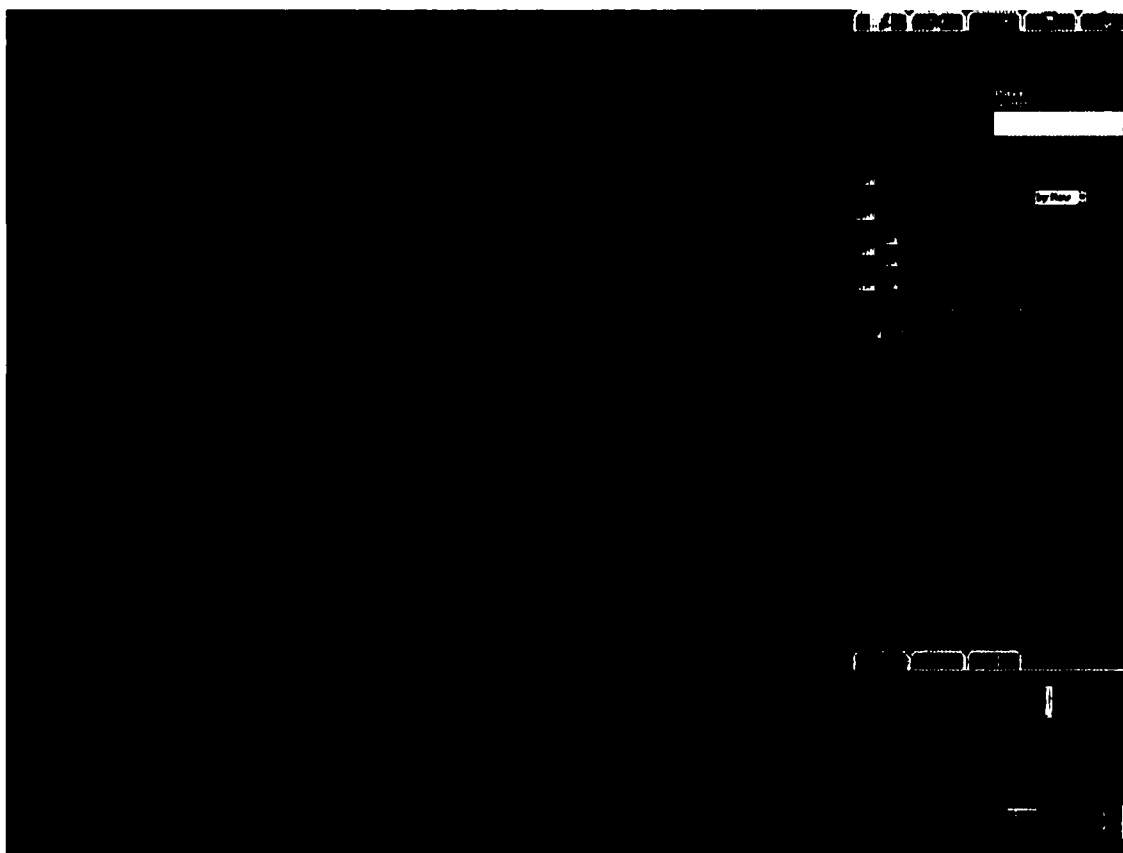
Данная глава включает в себя следующие разделы:

♦ Процедура съемки

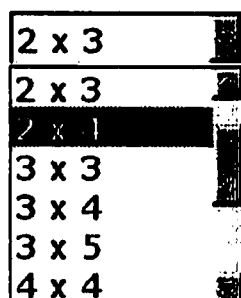
♦ Состояние печати

♦ Автосохранение кадров

6.2 Процедура съемки



1. Выберите формат съемки



2. При нажатии кнопки  после выбора изображения для съемки в окне просмотра изображений, оно переходит в зону съемки.
3. При нажатии кнопки  после выбора всех изображений, они все

переходят в зону съемки.

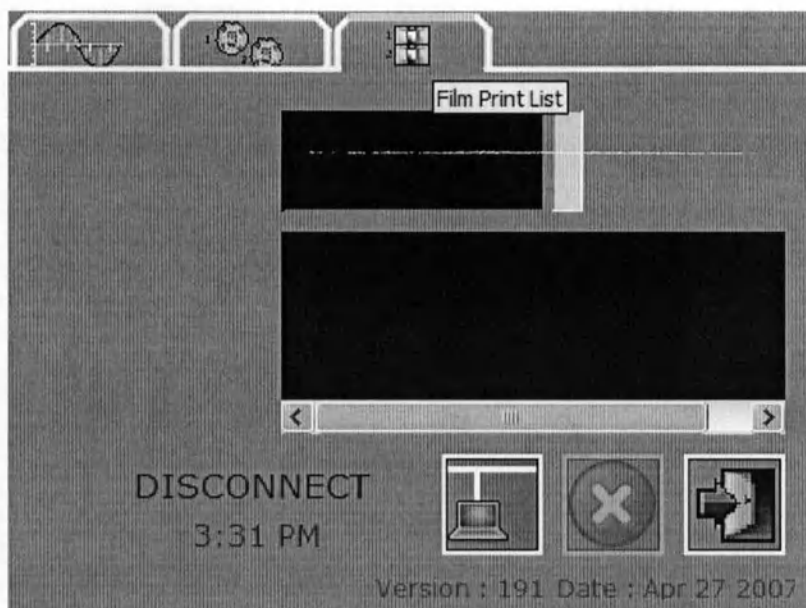
4. При нажатии клавиши пробела после выбора изображений, они переходят в зону съемки.

5. При нажатии кнопки  после выбора изображений пленка распечатывается.

6.3 Состояние печати

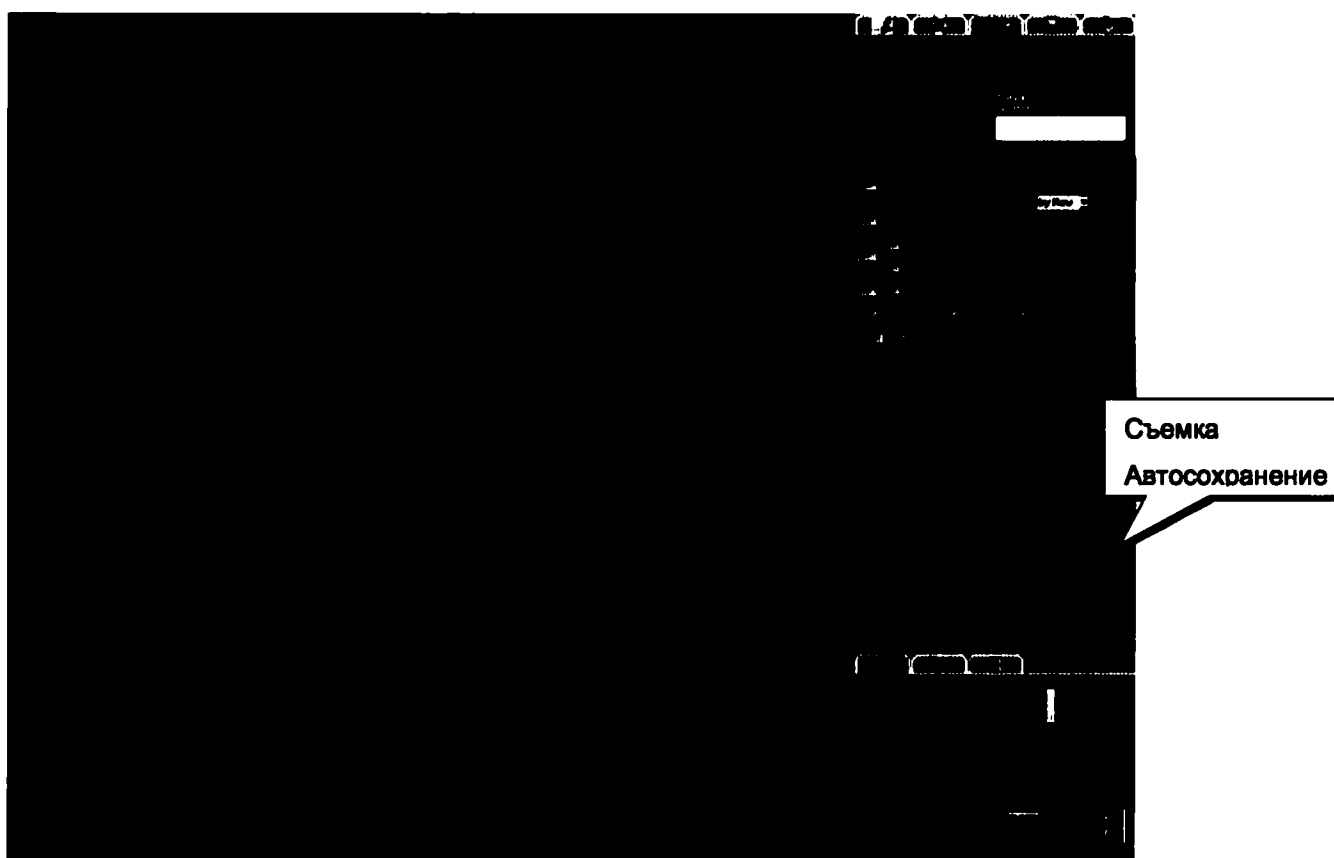
Если необходимо показать состояние печати, нажмите кнопку  внизу экрана.

Появится экран состояния печати.



6.4 Автосохранение кадров

После окончания съемки кадры автоматически сохраняются в списке справа.



Список кадров пригодится, когда понадобится вновь распечатать изображения. Нет необходимости тратить время на повторную загрузку последних отснятых страниц.

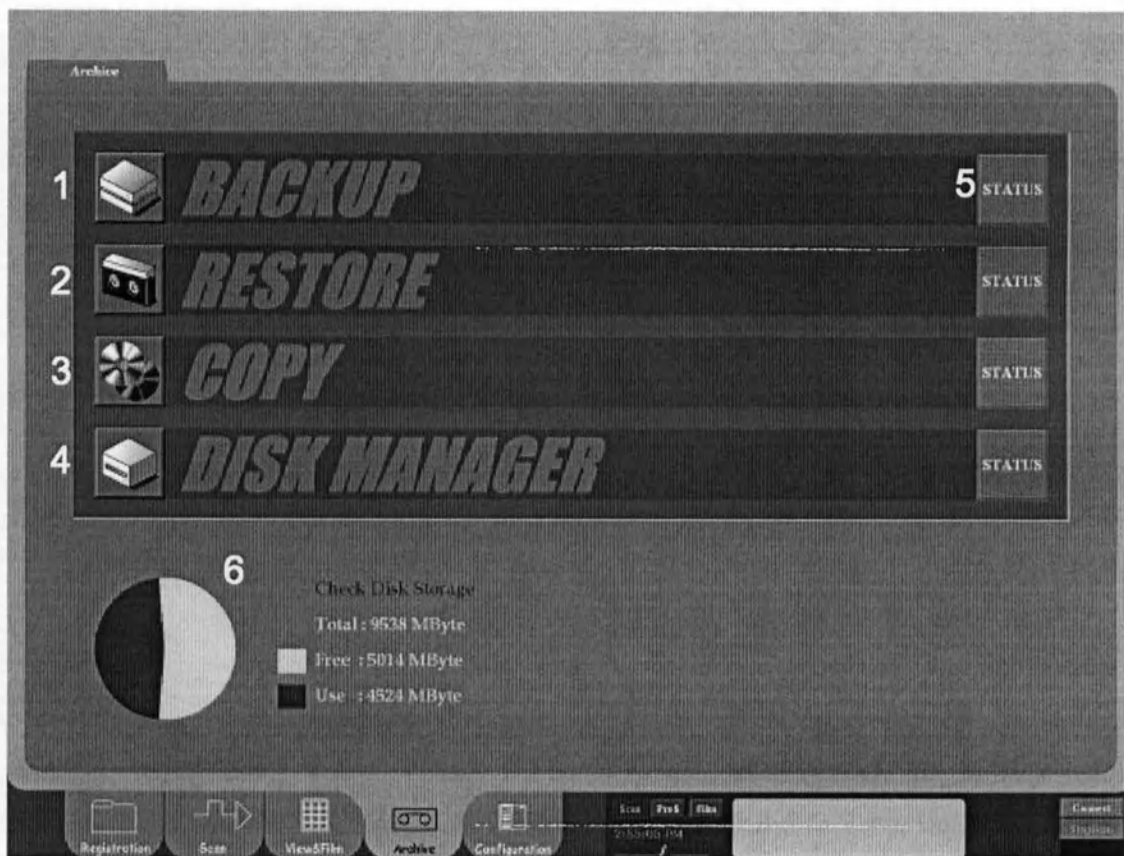
Глава 7. АРХИВ

7.1 Описание функции архива

Данная функция позволяет хранить и сохранять информацию о пациентах на жестком диске или прочих носителях информации (CD Rom, магнитооптический дисковод, пленка массива данных или Zip-дисковод).

Данная глава включает в себя следующие разделы:

- ◆ Резервное копирование
- ◆ Восстановление
- ◆ Копирование
- ◆ Программа управления диском
- ◆ Состояние
- ◆ Дисковая память



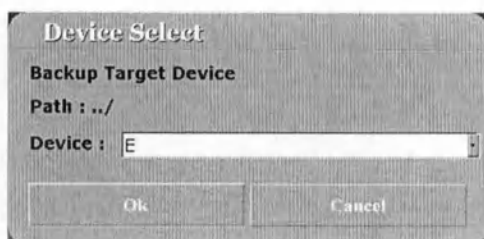
Значки соответствуют функциям, которые необходимо использовать.

7.2 Резервное копирование

Произведите резервное копирование после проверки носителя, который будете использовать. (□)

В первую очередь информация резервного копирования включает данные о сканировании.

Нажмите кнопку резервного копирования. Автоматически появится следующее окно:



Ok: Начать резервное копирование.

Cancel: Прекратить резервное копирование.

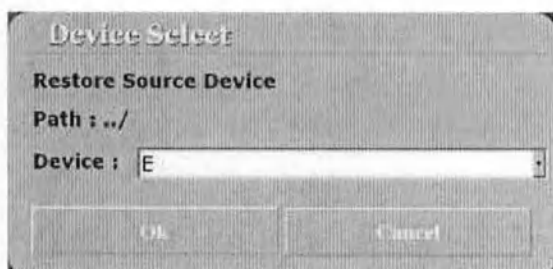
7.3 ВОССТАНОВЛЕНИЕ

Прочитайте информацию после проверки устройства, на которое будет произведено восстановление. (□)

Выберите необходимую информацию. (□)

Загрузите выбранную информацию в текущее меню, используя базу данных.

Нажмите кнопку восстановления. Автоматически появится следующее окно:



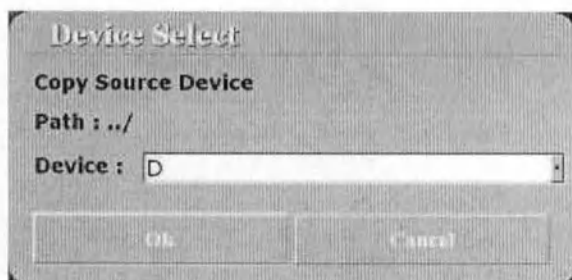
7.4 КОПИРОВАНИЕ

Прочитайте информацию после проверки пути копирования. (□)

Выберите информацию для копирования (□)

Скопируйте выбранную информацию после проверки пути копирования. (□)

Нажмите кнопку копирования. Автоматически появится следующее окно:



7.5 ПРОГРАММА УПРАВЛЕНИЯ ДИСКОМ

Подготовьте файлы и настройте пути. (□)

Нажмите кнопку программы управления диском. Автоматически появится следующее окно:



Функция удаления файлов и настройки каталогов.

Пользователь может выбрать одну или более функций из следующих:

Ненужный файл: файлы, отличающиеся от информации базы данных

Файл резервного копирования: файлы, предназначенные для резервного копирования

Выбранный файл: файлы, временно выбранные пользователем.

Старый файл: файлы с истекшим сроком защиты.

Свободное пространство диска: нижний предел размера диска. Если доступная емкость диска станет меньше значения «свободное пространство диска», ранние файлы будут удалены в хронологическом порядке.

Select	Список посещений
Device Define	드라이브명을 설정
Ok	Начать удаление
Cancel	Отменить удаление

Нажмите кнопку . Автоматически появится следующее окно:

Visit List

Select Visit : 0
Total Size (MB): 0

▶ PARK BYUN...	PARK BYUNG KON	M	33	2001-10-10 09:42	5	53	0
▶ KIM HWA S...	KIM HWA SUN	F	64	2001-10-10 10:25	5	53	0
▶ SON JU SUN	SON JU SUN	F	73	2001-10-10 13:26	10	81	0
▶ SON JU SUN	SON JU SUN	F	73	2001-10-10 14:28	4	42	0
▶ CHOI SANG...	CHOI SANG MOK	M	45	2001-10-11 10:58	6	53	0
▶ KANG HEE...	KANG HEE CHANG	M	32	2001-10-11 11:54	7	53	0
▶ LEE YOUNG...	LEE YOUNG RAE	F	71	2001-10-15 13:45	5	53	0
▶ SHIN TAE O...	SHIN TAE OAK	F	40	2001-10-15 15:14	6	64	0
▶ NAM JIN W...	NAM JIN WOO	M	30	2001-10-15 16:19	7	64	0
▶ JUNG SOO...	JUNG SOON RAE	F	44	2001-10-16 11:28	7	58	0
▶ JUNG SOO...	JUNG SOON RAE	F	44	2001-10-16 12:33	5	28	0
▶ KWAK GEU...	KWAK GEUM SOON	F	44	2001-10-24 13:46	7	64	0
▶ PARK JUNG...	PARK JUNG SOON	F	71	2001-10-26 12:49	9	67	0
▶ JEON YON...	JEON YONG AE	F	43	2001-10-26 15:11	1	0	0
▶ LEE JUNG...	LEE JUNG GYU	M	46	2001-10-26 16:12	8	64	0
▶ 1-3551	na byung jun	M	81	2001-10-29 13:39	7	64	0
▶ PARK JONG...	PARK JONG SIK	M	32	2001-10-29 14:28	8	64	0
▶ LEE DEOK...	LEE DEOK SOO	M	73	2001-10-29 15:22	7	63	0
▶ HAN IN SEOK	HAN IN SEOK	M	52	2001-10-29 16:20	9	77	0
▶ YEO YOUN...	YEO YOUNG SOON	F	39	2001-10-31 15:04	9	83	0
▶ KANG SOO...	KANG SOON DAN	F	74	2001-10-31 15:58	7	51	0
▶ MOON CHO...	MOON CHOL SIK	M	44	2001-11-02 13:33	5	53	0
▶ SEO KYUN...	SEO KYUNG SOON	M	68	2001-11-02 14:11	7	53	0
▶ KANG HEE...	KANG HEE CHANG	M	32	2001-11-02 16:23	7	64	0
▶ WOO CHON...	WOO CHONG LIM	M	69	2001-11-05 14:09	7	64	0

Search / Select
Select All
Ok
Cancel

В списке посещений показано количество посещений и общий размер файлов.

Search / Select	Найти посещение
Select All	Выбрать все посещения
Ok	Обработка
Cancel	Отмена

Нажмите кнопку Поиск/выбор. Появится следующее окно:

Visit List Select

☒ Visit date

☐ Patient ID

☐ Name

☐ Region

☐ Sequence

☐ Backup

2001/01/01

Search
Cancel

Найдите посещение по дате, идентификационному номеру пациента, имени, области

исследования, последовательности или файлу резервного копирования.

Нажмите кнопку устройства. Автоматически появится следующее окно:

Device Define

Device: D

Path: ../

Limit: 100 MB

Buttons: Reset, Add, Delete, Ok, Cancel

Reset	Сбросить параметры устройства
Add	Добавить новое имя устройства
Delete	Удалить выбранное устройство
Ok	Подтвердить изменение
Cancel	Закрыть диалоговое окно без изменений

7.6 СОСТОЯНИЕ

Показать текущее состояние выполнения действия (получить список, скопировать файл, обработать пункт и т.п.) (□)

Выполнение действия можно остановить.

Глава 8. КОНФИГУРАЦИЯ

8.1 Описание функции конфигурации

Данная функция позволяет сохранять измененные протоколы и перемещать части протоколов.

Система визуализации SM160 включает базовый набор протоколов. Эти протоколы разработаны специалистами приложения SM160.

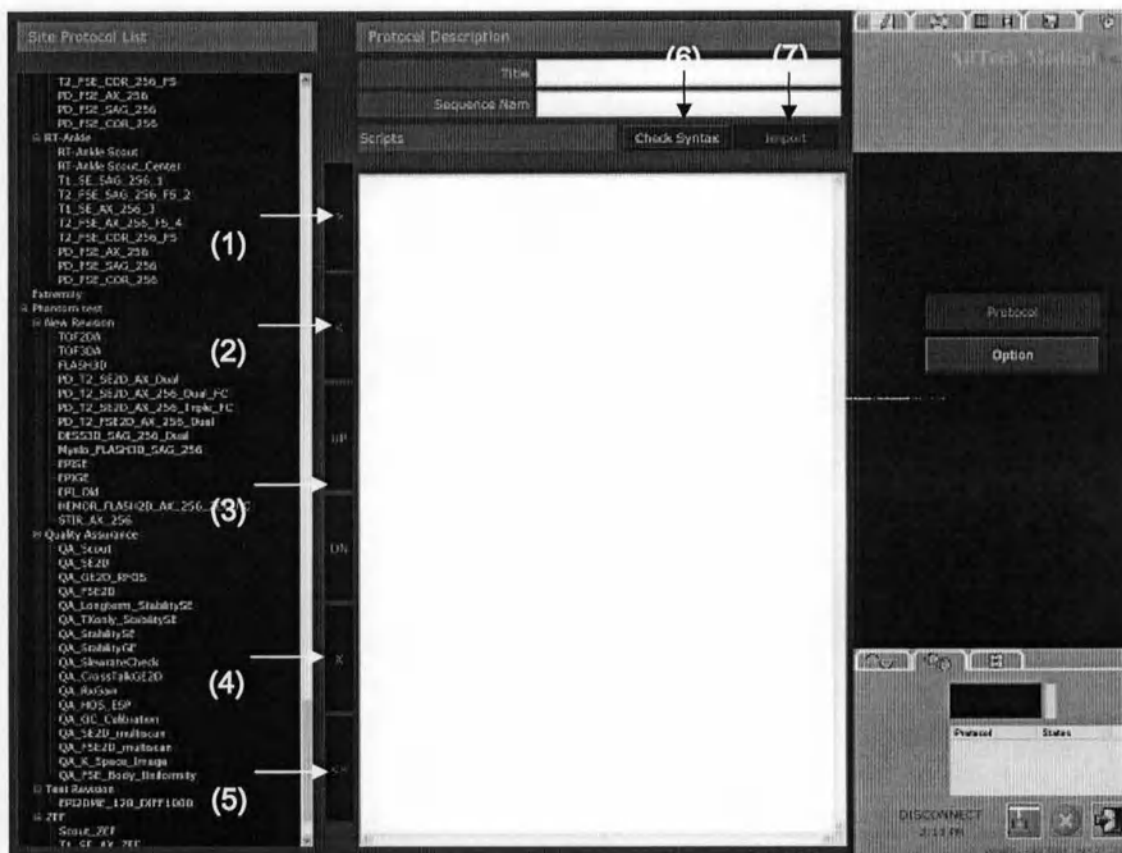
SciMedix Inc. рекомендует использование этих протоколов, поскольку они прошли испытания и обеспечивают хорошее качество визуализации.

Хотя параметры базового протокола можно изменить до начала сканирования, базовый протокол нельзя удалить. Таким образом, обеспечивается целостность набора базовых протоколов.

Также вполне вероятно, что базовые протоколы могут не соответствовать целям визуализации в каком-либо конкретном случае. По этой причине программа визуализации позволяет пользователю создать собственный протокол, используя существующие.

8.2 Обзор конфигурации

Протоколы являются копиями наиболее часто используемых установок сканирования для различных частей анатомии тела. Конфигурация протоколов позволяет выстраивать эти протоколы в процессе сканирования.



< Применение >

Уменьшить время обследования с помощью стандартизированных протоколов.

Создать архив наиболее часто используемых и эффективных протоколов.

Созданные протоколы можно копировать или удалять.

- (1) : Отображение или модификация одного из протоколов в левой части верхнего изображения (список созданных протоколов). При нажатии этой кнопки после выбора конкретного протокола в правом окне появится его содержимое (описание протокола). Например, при нажатии этой кнопки после выбора предварительного протокола в левом окне, в секторе описания протокола появятся название, наименование

последовательности и содержимое предварительного протокола.

- (2) : Модификация существующих протоколов. При нажатии этой кнопки после отображения протокола для модификации и непосредственно модификации, существующие протоколы модифицируются.
- (3) : Изменение последовательности протоколов. При нажатии кнопки «вниз» (DN) после выбора конкретного протокола этот протокол перемещается вниз, при нажатии кнопки «вверх» (UP) протокол перемещается вверх.
- (4) : Удаление существующего протокола. При нажатии этой кнопки после выбора соответствующего протокола он удаляется из списка протоколов.
- (5) : Регистрация новых протоколов в списке протоколов. При нажатии этой кнопки после создания нового протокола в разделе описания протокола и выбора каталога протокола (например, каталог протокола шейного отдела позвоночника в каталоге протокола позвоночника), созданный протокол регистрируется в каталоге протоколов.
- (6) : Проверка ошибок в созданных или измененных протоколах. Нажмите эту кнопку после создания нового протокола в разделе описания протокола. При наличии ошибок появится сообщение о синтаксической ошибке ("Syntax error"), при отсутствии ошибок появится сообщение "Good".
- (7) : Запрос файла сценария импульса (Pulse Script File(*.cps)) SciMedix Inc. с жесткого диска. При нажатии этой кнопки после выбора файла в окне, в разделе описания протокола появится файл сценария.

8.3 Добавление протокола в систему

< Процедура >

1. Выбрать «Конфигурация» [Configuration] в режиме.
2. Выбрать протокол.
3. Переместить в зону описания протокола. Появится следующее окно.



4. Выберите из списка созданных протоколов область анатомии, которую собираетесь добавить.
5. Нажмите кнопку под номером 5.

8.4 Удаление протокола

< Процедура >

1. Выбрать «Конфигурация» [Configuration] в режиме.
2. Выбрать из списка созданных протоколов протокол для удаления.
3. Нажать кнопку под номером 4.

Глава 9. СИСТЕМА

9.1 Описание системных функций

Всё оборудование системы SM160 MR должно оставаться включенным после работы. Благодаря этому снижается преждевременный износ оборудования, вызываемый регулярным включением и выключением. В целях безопасности при выходе из системы усилители переходят в режим ожидания.

Данная глава включает в себя следующие разделы:

- ♦ Обычное выключение
- ♦ Закрытие комнаты сканирования
- ♦ Экстренное выключение
- ♦ Чистка и дезинфекция

9.2 Обычное выключение

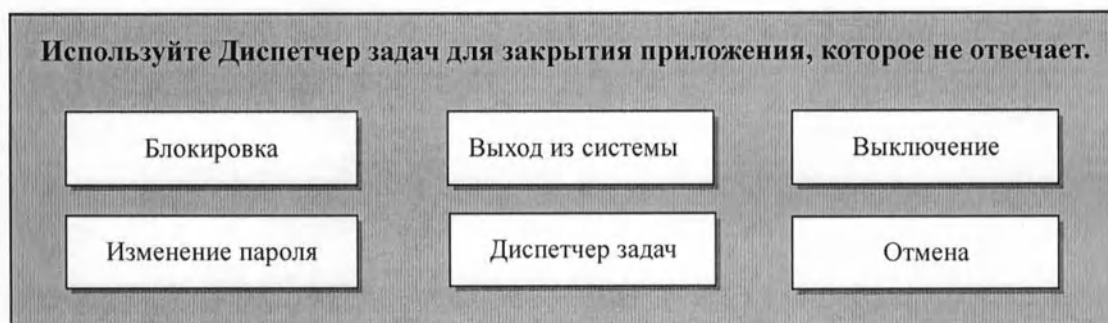
К концу рабочего дня все файлы данных о пациентах отправляются в Медиаархив.

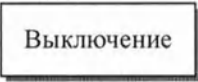
После архивации необходимо произвести выход из системы и перевод усилителей в режим ожидания.

9.2.1 Выход из системы

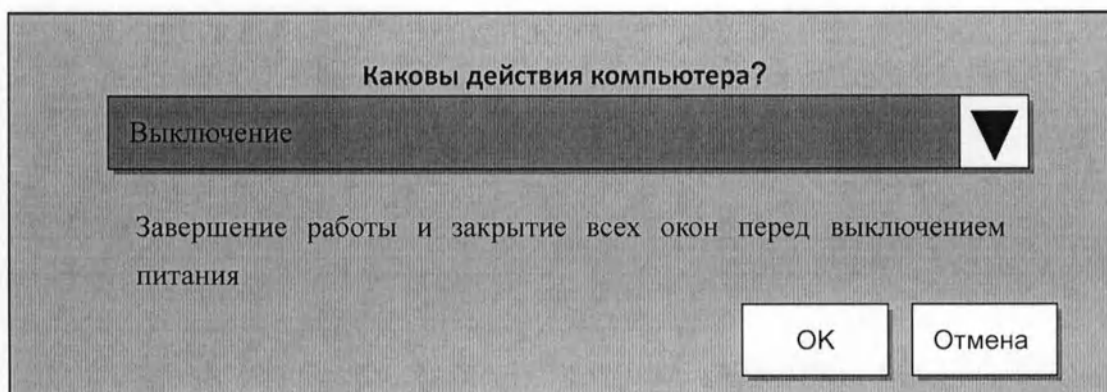
Необходимо каждый день осуществлять выход из системы в целях обеспечения сохранности вашей информации.

После нажатия кнопки  необходимо нажать на кнопку выхода из системы.



Нажать кнопку 

На экране появится следующее сообщение:



Нажать текстовую кнопку. 

9.3 Закрытие двери в комнату сканирования

Согласно рекомендациям SciMedix Inc., по окончании рабочего дня необходимо закрывать дверь в комнату сканирования в целях соблюдения безопасности. Это необходимо для предотвращения попадания в комнату ферромагнитных объектов, которые впоследствии могут нанести пациентам травму.

При уборке комнаты сканирования запрещается использовать ферромагнитное оборудование, такое как металлические вёдра, аэрозольные баллончики или пылесосы.

В комнате сканирования запрещается использовать металлические или стальные щётки или при работе с РЧ катушками.

9.4 Экстренное выключение

Системой предусмотрено два уровня аварийного выключения: аварийное выключение питания и отключение магнита.

Выключение первого уровня осуществляется из комнаты сканирования, второго уровня — из аппаратной.

Экстренное выключение питания позволяет обесточить всю систему.

Отключение магнита позволяет снизить мощность магнита в случае попадания ферромагнитных объектов.

9.4.1 Выключение питания

В случае крайней необходимости можно выключить питание всей системы.

Это рекомендуется делать только в чрезвычайных ситуациях, например, при угрозе пожара.

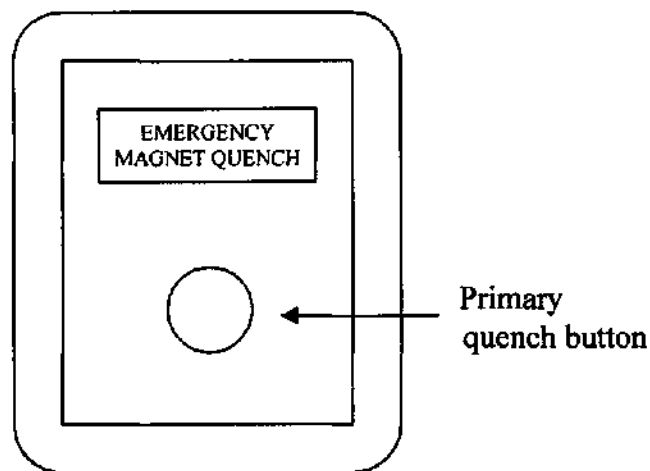
9.4.2 Выключение магнита

Для экстренных ситуаций предусмотрено выключение магнита.

Отключать магнит следует, например, в том случае, если существует угроза нанесения травмы пациенту или в случае примагничивания большого объекта, который невозможно удалить иным способом.

Для этого необходимо открыть крышку аварийного выключателя и нажать красную кнопку выключения магнита.

После этого сверхпроводимость магнита ослабнет приблизительно на 30 секунд.



9.4.3 Меры предосторожности во время отключения магнита

Необходимо следовать следующим инструкциям перед и во время выключения магнита:

1. Вывести весь вспомогательный персонал и пациентов из МР помещения.
2. Открыть окно, если таковое имеется, в комнате сканирования.
3. Если в комнату подводится гелий, необходимо оставить дверь в помещение открытой.

Предупреждение

Запрещается находиться и входить в помещение без автономных дыхательных аппаратов, если содержание кислорода не превышает 19,5%. Низкое содержание кислорода опасно для жизни. Нахождение в помещении с содержанием кислорода менее 19,5% без дополнительного источника кислорода может привести к серьезным последствиям, иногда с летальным исходом. Датчик концентрации кислорода, оборудованный громким сигналом, позволит узнать, когда концентрация кислорода станет ниже критической отметки.

Предупреждение

При необходимости использования автономных дыхательных аппаратов, следует убедиться, что они не являются ферромагнитными.

Предупреждение

Запрещается прикасаться к отключенному магниту. При определенных условиях на

поверхности магнита может быть электрический потенциал, превышающий 1000 вольт.

9.5 Чистка и дезинфекция

В этой главе описываются мероприятия по уборке и дезинфекции системы.

9.5.1 Чистка компонентов системы

Следует регулярно чистить те компоненты системы, которые часто используются.

Компоненты SM160 MR можно чистить влажной тряпкой. Тряпку следует смачивать либо в воде, либо в специальном тёплом растворе.

Запрещается использовать абразивные бытовые щётки. Также запрещается использовать органические растворители или растворы, содержащие органические растворители (например, этиловый спирт, ацетон, пятновыводитель и др.), так как они могут повредить синтетические материалы, использованные при создании компонентов системы.

Запрещается разбрызгивать моющую жидкость на секции системы, так как она может просочиться внутрь компонентов.

Также запрещается разбрызгивать моющую жидкость непосредственно на компоненты системы.

Монитор На экране операционной консоли имеется подавляющий отражение слой, который крайне чувствителен к царапинам. Экран следует протирать раз в две недели мягкой тряпкой. Запрещается использовать моющие средства для удаления отпечатков пальцев и пыли.

Камера Камеру следует протирать чистой мягкой тряпкой. Оптическую и зеркальную системы следует чистить только не оставляющей ворса материей или бумагой для протирки оптических стёкол.

9.5.2 Дезинфекция

Для дезинфекции всех поверхностей сканера рекомендуется использовать стандартные водные растворы дезинфицирующих средств на основе ацетальдегида и/или амфолитных поверхностно-активных веществ. Не рекомендуется использование дезинфицирующих средств на основе фенола или хлора, так как они могут негативно повлиять на материалы аппарата. По тем же причинам не рекомендуется использование концентрированных растворов с высоким содержанием спирта, таких как средства для обеззараживания рук.

Не следует использовать дезинфицирующий распылитель, так как он может просочиться внутрь магнита и повредить чувствительную электронику (возможно повреждение электрических компонентов и образование легковоспламеняемой смеси из воздуха и паров раствора).

Обратите внимание: Как известно, множество добавок, входящих в состав дезинфицирующих средств, опасны для здоровья. Концентрация этих препаратов в воздухе не должна превышать ограничения, установленные местными регулятивными органами. Необходимо следовать всем указаниям производителя относительно использования продукта, а также обеспечить хорошее проветривание комнаты.

9.5.3 Уход за полами

При уходе за полами следует использовать только такие средства, которые не повредят антистатические свойства полового покрытия.

Мы рекомендуем:

- Для чистки: Sofix (Thompson-Werke, Dusseldorf)
- Для ухода: Conter liquid (Thompson-Werke, Dusseldorf)
- Запрещается использовать средства, обладающие следующими свойствами:
- Средства, выделяющие аммиак (NH_3) в результате реакций разложения или распада. Аммиак вызывает механическую коррозию.
- Средства, содержащие силикон. Силикон имеет тенденцию к скапливанию, что приводит к возникновению проблем с контактом.
- Аэрозоли (спреи). Они содержат растворители, которые вызывают структурные изменения в термопластике.

Предложения

Мы надеемся, что данное руководство поможет вам. Если у вас появятся какие-либо предложения или дополнения, пожалуйста, сообщите нам.

Мы обязательно учтём ваши пожелания в следующей версии руководства, если это будет выполнимо.

Спасибо за сотрудничество.

Целью данного руководства является описание основных функций системы MPT SM160 1,5 Тесла.

Данное руководство подлежит изменению только с одобрения SciMedix Inc. R&D Center.

Приложение А

А.1 Параметры

В следующей таблице перечислены параметры, которые появляются в окне параметров при выборе протокола. Список протоколов незначительно варьируется в зависимости от типа сканирования. Поэтому возможны небольшие расхождения между следующим списком и списком параметров вашего аппарата.

Таблица А-1

Параметры и их описание

Параметр	Описание
Количество пакетов	Количество пакетов срезов для сканирования
Полоса насыщения	Количество полос насыщения, которое требуется для сканирования. Пользователь может удалять и добавлять полосы.
Ориентация пакетов	Направление, в котором производятся срезы: осевое, сагиттальное, коронарное.
Общее количество срезов	Общее количество срезов всех пакетов.
Количество срезов в пакете	Количество срезов в текущем пакете, подлежащих сканированию.
Поле обзора	Поле обзора, которое является частью изображения (измеряется в миллиметрах — мм).
Толщина среза	Толщина среза измеряется в миллиметрах (мм).
Зазор между срезами	Расстояние между срезами в миллиметрах (мм).
Смещение_X	Расстояние по оси X от срезов до изоцентра (в миллиметрах).
Смещение_Y	Расстояние по оси Y от срезов до изоцентра (в миллиметрах).
Смещение_Z	Расстояние по оси Z от срезов до изоцентра (в миллиметрах).
Угол_Y	Угол наклона срезов (в градусах) относительно передней и задней (пз) панелей.
Угол_X	Угол наклона срезов (в градусах) относительно правой и левой (пл) панелей.
Угол_Z	Угол наклона срезов (в градусах) относительно краниальной и тыльной (кт) панелей.
Режим сканирования	Используемая импульсная последовательность. Режим сканирования не может быть изменён в окне параметров. Чтобы изменить режим сканирования, необходимо выбрать новый протокол в рамках нужного режима сканирования.

Матрица изображений	Размер матрицы восстанавливаемого изображения.
Количество фазовых кодировок	Количество шагов фазовых кодировок, или «обзоров», используемое при построении изображения.
Направление фазовой кодировки	Направление, в котором будет осуществляться фазовая кодировка: пз, пл, кт.

Таблица А-1

Параметры и их описание (продолжение)

Параметр	Описание
время простоя	Период времени от начала одной последовательности импульсов до начала следующей последовательности импульсов (TR — ВП) в миллисекундах (мс).
эхо-время	Период времени между импульсом возбуждения и эхо (TE — ЭВ) в миллисекундах (мс).
угол наклона вектора	Вращение вектора намагниченности за счёт РЧ импульса.
сдвиг воды/жира	Количество пикселей, на которое смешаются сигналы воды и жира друг от друга вследствие РЧ импульса.
частичное число возбуждений	Если выставлено значение «да», то выполняется симметрия фазового сопряжения. Значительно сокращает время сканирования.
время инверсионной задержки	Промежуток времени в миллисекундах между подготовительной инверсией и импульсами возбуждения.
ETL	Для быстрых спин-эхо последовательностей является длина эхо-трейна. Увеличение значения этого параметра уменьшает время сканирования. Количество срезов на пакет должно быть кратно длине эхо-трейна.
количество возбуждений	Количество средних значений на срез. (nex)
название катушки	Название используемой РЧ катушки (как указано в протоколе)
компенсация потока:	Если выставлено значение «да», уменьшается количество артефактов в изображениях.
синхронизация	Если выставлено значение «да», время начала каждого повторения зависит от пульса пациента. К пациенту должен быть подключен пульсовый оксигемометр.
подавление заворачивания изображения	Если выставлено значение «да», устраняется появление артефактов при заворачивании изображения в направлении фазы.
насыщенность	Выбор импульса возбуждения жировой ткани для обнуления сигнала изображения

положение пациента	Положение, в котором пациент лежит на столе: на спине или на животе.
ориентация пациента	Параметр показывает, лежит ли пациент головой к прибору или ногами.
угол наклона вектора импульса предварительного насыщения	Угол наклона вектора импульса предварительного насыщения определяет контраст, найденный в самих полосах насыщения.
коэффициент пропорциональности	Это прямоугольная часть поля обзора, получаемая в процессе направления фазы.

Таблица А-1

Параметры и их описание (продолжение)

Параметр	Описание
режим определения среднего	Если выставлено значение «внутренний», усреднение производится посредством получения изображений. В противном случае, усреднение выполняется при сканировании.
частичное эхо	Если выставлено значение «да», то выполняется симметрия фазового сопряжения в данных эхо. Допускает укороченные промежутки эхо.
тон импульса	Описывает соотношения углов наклона с выбранным трёхмерным блоком.
контрастность передачи намагниченности	Если выставлено значение «да», контрастность передачи намагниченности рассчитывается специальной подготовительной последовательностью
Тип фильтра	Выбор между тремя значениями: «по умолчанию», «сглаживание», «контраст».
Перемежение	Данный параметр определяет, в какой последовательности происходит получение срезов/блоков.
Флаг Ферми	Данный параметр определяет использование фильтра данных. Значение «да» значительно понизит качество изображений. Рекомендуется устанавливаемое по умолчанию значение «нет».

A.2 Опции визуализации

В этом разделе описываются доступные опции визуализации.

Перечень доступных опций:

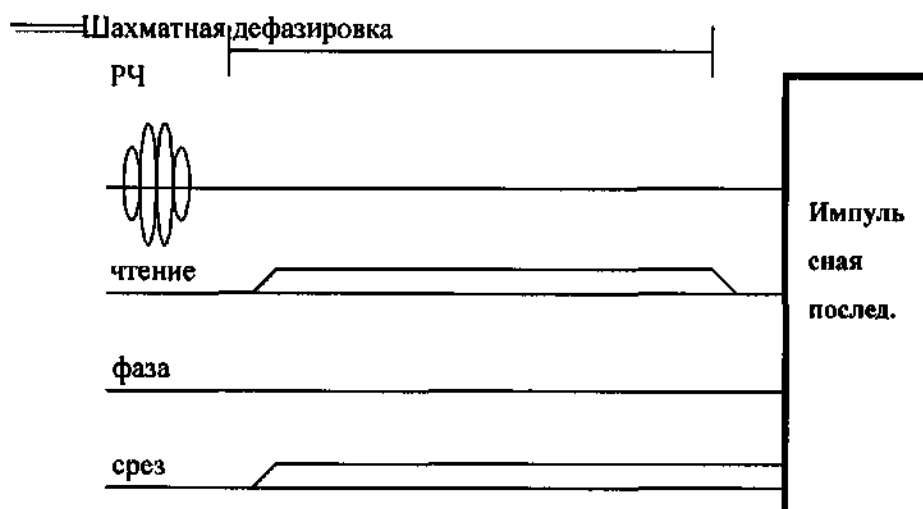
- Режим определения среднего
- Жировое насыщение
- Компенсация потока
- Подавление заворачивания изображения
- Синхронизация
- Визуализация срезов
- Множественно-единичная визуализация срезов
- Частичное эхо
- Частичное число возбуждений
- Прямоугольное поле обзора
- РЧ подавление
- Группировка срезов
- Повтор сканирования
- Полосы насыщения
- Угол наклона вектора
- Сдвиг воды/жира

2.1 Режим определения среднего

В последовательность добавлена новая опция — режим определения среднего. С её помощью имеется возможность определять среднее как внутри, так и снаружи цикла визуализации. Внешнее определение среднего позволяет усреднять показатели движения. Режим определения среднего выбирается из окна панели либо как внутренний (в этом случае цикл функции частичного числа возбуждений устанавливается вокруг цикла среза), либо как внешний (в этом случае в этом случае цикл функции частичного числа возбуждений устанавливается вокруг цикла визуализации).

2.2 Жировое насыщение

Методика жирового насыщения включает частотно-избирательный импульс, за которым следует дефазировочный градиент. 110° импульс, являющийся частотно-избирательным, вызывает перенос изохром жира в поперечную плоскость, где они дефазировются градиентом, применяемым по всем трем осям. Продолжительность импульса составляет 5,2 мс. Этот импульс возбуждает спины жира на частоте приблизительно 220 Гц. Ширина перехода превышает 100 Гц, так что импульс не влияет на спины с частотой воды.



2.3 Компенсация потока

Компенсация потока, или обнуление момента градиента, уменьшает количество пульсирующих артефактов, возникающих из-за движения. Данная функция очень полезна при сканировании шейного и поясничного отделов позвоночника. Компенсация потока бесполезна при очень быстром потоке, встречающемся в исследованиях сердца.

Компенсация потока обычно используется с T2 взвешенными последовательностями, где проблема артефактов потока встречается гораздо чаще. Компенсация потока также распространяется на длительность градиентов, что в свою очередь сказывается на удлинении ВЭ. В последовательностях спин-эха компенсация потока используется при T2 взвешенных сканированиях.

Принцип работы: Компенсация потока использует градиенты для того, чтобы спины потока оказались в одной фазе с неподвижными спинами. Дополнительные градиентные импульсы используются для корректирования дисперсии фазы, вызванной движением, обусловленным ускорением и скоростью. В результате сосуды, которые на изображениях имеют тенденцию быть серыми или черными, становятся яркими. В определенных областях артефакты потока могут стать более отчетливыми.

2.4 Подавление заворачивания изображения

Подавление заворачивания изображения помогает избежать искажения или заворачивания, артефактов, которые появляются, если анатомия слишком велика для поля обзора. Анатомия, превышающая границы поля обзора, накладывается на противоположную сторону изображения. Чтобы избежать этой проблемы, в протоколе выбирается функция подавления заворачивания изображения, т.е. число кодирования фаз удваивается, а амплитуда уменьшается вдвое. Соотношение сигнал/шум увеличивается на коэффициент 1,4; однако, время сканирования удваивается.

Указание по применению — Особенно полезно использовать функцию подавления заворачивания вместе с функцией частичного числа возбуждений. Это позволит получить оптимальное отношение сигнал/шум и минимизировать влияние на время сканирования.

2.5 Принцип работы синхронизации

Синхронизация импульса позволяет синхронизировать РЧ триггер с сердечным циклом. Это минимизирует артефакты движения, обусловленные ЦСЖ или током крови. Синхронизация импульса в основном используется при получении изображений мозга, позвоночника и тела.

В таблице представлено время TR (ВП) для разных сердечных ритмов. Можно самостоятельно рассчитать TR (ВП), используя R-R интервал, по следующему уравнению:

$$TR = (R-R \text{ интервал}) * \text{кол-во интервалов} * 80\%$$

Частота сердцебиений	R-R интервал (мс)	T2 TR (мс)	T1 TR (мс)
55	1090	2800(3)	875
60	1000	2700(3)	800
65	923	2500(3)	738
70	857	2300(3)	685
75	800	2200(3)	640
80	750	2000(3)	600
85	705	1900(3)	564
90	666	2400(4)	532
100	600	2200(4)	480
110	545	2000(4)	436

Использование синхронизации в рамках выбранного протокола увеличивает время сканирования, так как TR (ВП) зависит от частоты сердцебиений пациента.

2.6 Визуализация срезов

Визуализация срезов является методом сбора данных и их трансформации в изображение. Данные с нескольких срезов собираются в течение одного времени повторения (TR — ВП). Традиционное спин-эхо использует этот метод сбора данных. Каждый срез традиционного спин-эха имеет одну линию К-пространства, которая собирается за каждое повторение (см. схему ниже). Однако быстрые спин-эхо последовательности (FSE — БСЭ) характеризуется несколькими линиями К-пространства (ETL) на каждый срез в этом режиме.

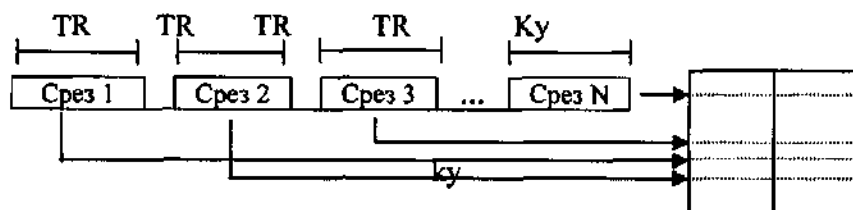
ВРЕМЯ СКАНИРОВАНИЯ = TR * количество визуализаций * число возбуждений * коэффициент пропорциональности / ETL



2.7 Множественно-единичная визуализация срезов

Данные по множественно-единичной визуализации срезов собираются иначе, нежели при обычной визуализации срезов. При использовании этого метода данные собираются только с одного среза за каждое повторение (TR). В случае короткой последовательности визуализаций только для одного среза собирается линия К-пространства в течение одного периода повторения. В этом методе период повторений значительно короче, чем при множественно-единичной визуализации.

ВРЕМЯ СКАНИРОВАНИЯ = СРЕЗЫ * TR * число изображений * коэффициент пропорциональности / ETL



2.8 Частичное эхо

Поддержание максимально короткого времени сканирования и эхо-интервала очень важно для получения изображений с мелкими дыхательными артефактами, обладающими высоким соотношением сигнал/шум. Отчасти этого можно достичь, используя частичное число возбуждений. Уменьшение продолжительности эхо-интервала позволит снизить количество артефактов потока. Это осуществляется применением симметрии фазового сопряжения. Тогда используется только половина эхо плюс 10% при выборе функции частичного эхо. Это особенно важно, когда требуется короткий FWHM и выбирается wfs от 1,3 и выше.

2.9. Частичное число возбуждений

Максимально короткое время сканирования очень важно для получения изображений за разумно необходимый период времени. Отчасти этого можно достичь, используя частичное число возбуждений. Это осуществляется применением симметрии фазового сопряжения. Тогда используется только половина изображений плюс 32 при выборе функции частичного числа возбуждений. Это особенно важно при подавлении заворачивания изображения, которое удваивает время сканирования.

2.10 Прямоугольное поле обзора

Прямоугольное поле обзора позволяет делать меньшее количество фазовых кодировок (меньшее поле обзора, дающее то же разрешение). Это позволяет пользователям приспособлять полученное поле к анатомии и экономить время, необходимое для процесса. В окне параметров пользователь устанавливает переменную, называемую **коэффициентом пропорциональности**, число между 0,25 и 1,0. Данное число используется для расчета отношения между фазовым полем обзора и считываемым полем обзора. Считываемое поле обзора – то же поле обзора, что установлено в окне параметров. В следующей таблице указаны различные используемые размеры.

СЕКЦИЯ	КОЭФ-Т ПРОП-ТИ	РАЗМЕР МАТРИЦ Ы	ЗАПРОС ФАЗОВОГО КОДИРОВА НИЯ	ПОЛУЧЕН НЫЙ № ФАЗОВОГО КОДИРОВА НИЯ	ОТНОСИТ ЕЛЬНЫЙ РАЗМЕР ПИКСЕЛЕ Й	% СЭКОНОМ ЛЕННОГО ВРЕМЕНИ	% СООТНО ШЕНИЯ СИГНАЛ/ ШУМ
A	1.00	256	256	256	1.00	00.0	100.0
A	0.88	256	256	224	1.00	12.5	93.5
A	0.75	256	256	192	1.00	35.0	86.6
A	0.63	256	256	160	1.00	37.5	79.1
A	0.50	256	256	128	1.00	50.0	70.7

B	1.00	256	256	256	1.00	00.0	100.0
B	1.00	256	224	224	1.14	12.5	106.9
B	1.00	256	192	192	1.33	35.0	115.5
B	1.00	256	160	160	1.60	37.5	126.5
B	1.00	256	128	128	2.00	50.0	141.4

C	1.00	256	256	256	1.00	00.0	100.0
C	0.88	256	224	196	1.14	23.4	100.0
C	0.75	256	192	159	1.21	37.9	95.2
C	0.63	256	160	144	1.33	43.8	100.0
C	0.50	256	128	100	1.60	60.9	100.0

Раздел А – Если матрица квадратична и используется коэффициент пропорциональности, количество этапов кодирования фазы изменяется, даже если изменения не заметны на экране панели. Поскольку соотношение сигнал/шум уменьшается с уменьшением коэффициента пропорциональности, настоятельно рекомендуется не использовать коэффициенты пропорциональности ниже 0,67.

Раздел В – Если используется матрица неквадратичной формы, количество этапов кодирования фазы уменьшается. Произойдет увеличение соотношения сигнал/шум с уменьшением общего времени сканирования. Однако будет иметь место потеря в разрешении изображения.

Раздел С – Чтобы поддерживать относительно постоянный уровень отношения сигнал/шум, необходимо использовать коэффициент пропорциональности и матрицу неквадратичной формы. Это также повысит экономию времени при небольшой потере в разрешении.

2.11 РЧ подавление

РЧ подавление осуществляется посредством настройки добавления фазы к α импульсу. Эта дополнительная фаза является функцией собираемого шага кодирования фазы. RG подавление вызывает изменение контраста посредством инкогерентности фазы последовательности. Хорошим примером последовательности с РЧ подавлением является f короткая последовательность. По этой причине последовательность теряет свою внутрифазовую когерентность в состоянии покоя и становится подавленной последовательностью, которая T1 взвешена.

2.12 Полосы насыщения

Полосы насыщения помогают уменьшить артефакты потока с помощью блоков насыщения ткани за пределами объема формирования изображения. Количество артефактов потока минимизируется, поскольку спины, попадающие в объем визуализации, находятся не в фазе.

2.13 Повтор сканирования

Повтор сканирования позволяет пользователю применять тот же протокол много раз с постоянным или переменным интервалом между каждой процедурой сканирования. Выбор осуществляется внизу страницы протокола или через каталог сканирования под заголовком «Интервалы» (Delays). На экране высвечиваются кнопки для выбора значений (миллисекунды, секунды и минуты) и выбора режима интервала (стартстартный, стартстопный или кумулятивный интервал по отношению к первому сканированию). Значение интервала первого сканирования – всегда ноль. Если интервал не установлен, попробуйте использовать функцию загрузка/пауза. Дополнительные повторные

сканирования являются дополнительными срезами в базе данных для формирования единого, объединенного сканирования. Максимальное количество срезов, доступное для сканирования матрицы 256, составляет 256. Более подробная информация об интервалах сканирования представлена в Главе 8.

2.14 Группировка срезов

Группировка срезов позволяет проводить объединенные сканирования для получения большего количества срезов, чем при обычном времени повторения. Это осуществляется автоматически, путем возврата и проведения второго сбора с целью получения второго набора срезов. Например, если необходимо получить 23 среза, а текущее время повторения позволяет получить только 18 срезов, появится серия окон сообщений, извещающих о том, что можно увеличить время повторения, уменьшить количество срезов или провести группировку срезов и удвоить время сканирования.

2.15 Изменяемый угол наклона вектора

Последняя функция, добавляемая к турбо короткой последовательности, - изменяемый угол наклона вектора. Это означает, что применяемый угол наклона вектора становится меньше при перемещении через K-пространство. Стандартная установка – 0,0. Это означает, что во время визуализации угол не меняется. Однако если переменная установлена на 0,75, во время визуализации угол уменьшится на 75%. Следовательно, при самых высоких частотах k-пространства, можно будет увидеть угол наклона вектора лишь в 3 градуса, при условии, что изначальный угол наклона был 12 градусов. Данная функция предназначена для уменьшения высокочастотных помех.

2.16 Водно-жировой сдвиг

Водно-жировой сдвиг позволяет оператору контролировать диапазон частот приемника, тем самым, увеличивая соотношение сигнал/шум изображения. Большинство последовательностей позволяют напрямую контролировать водно-жировой сдвиг. Исключение составляет быстрое спин-эхо, при котором водно-жировой сдвиг устанавливается в соответствии с выбранным временем внутреннего эха. Повышение водно-жирового сдвига увеличивает соотношение сигнал/шум, а также повышает минимально допустимое эхо-время. Поэтому существует оптимальное соотношение между двумя переменными.

Принцип работы: Водно-жировой сдвиг определяет устанавливаемый принимаемый диапазон частот. Водно-жировой сдвиг в 2,0 позволяет установить приемник на 16 кГц. Эта разница частот приемника позволяет увеличить соотношение сигнал/шум путем устранения случайных электронных шумов системы. При увеличении водно-жирового сдвига диапазон частот уменьшается, так же как и количество шума, поступающего в приемник. Однако увеличивается эхо-время. Например, при увеличении водно-жирового сдвига с 2,0 до 4,0 можно ожидать увеличения соотношения сигнал/шум на

$$\frac{\sqrt{4}}{\sqrt{2}} = 1.41$$

Однако при увеличении соотношения сигнал/шум также наблюдается увеличение артефактов химического сдвига с двух до четырех пикселей. Это может оказаться очень полезным при диагностике определенных заболеваний.

Приложение Б

Б.1 Стол пациента

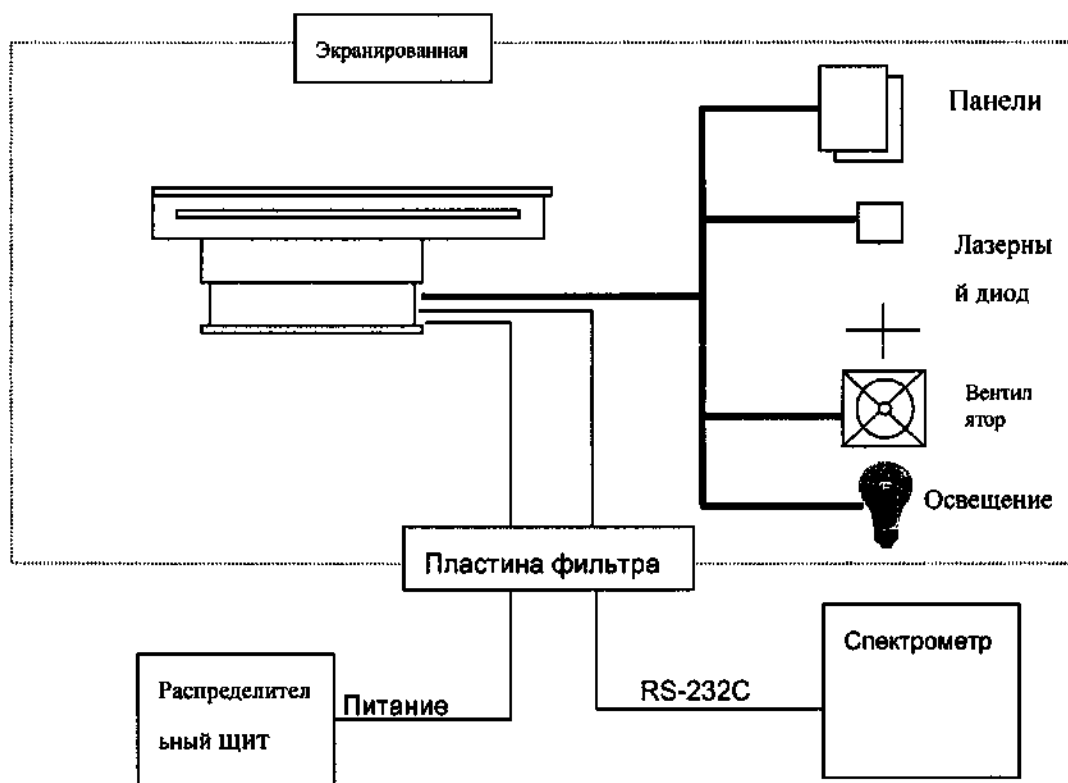
1.1 Функции стола пациента

Стол пациента используется для перемещения пациента.

При МР обследовании очень важно сотрудничество пациента.

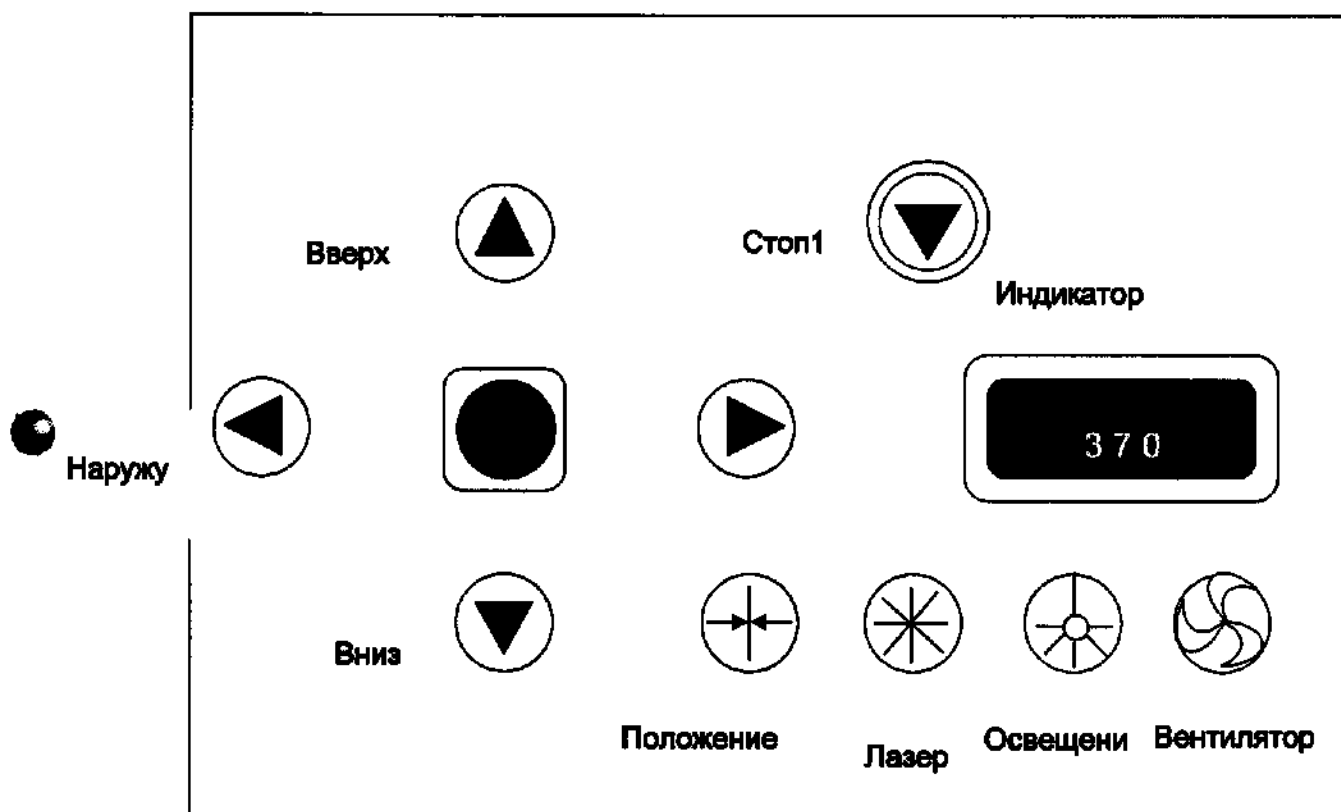
Аккуратно и правильно поместите пациента.

Стол пациента используется для позиционирования пациента во время сканирования, а также для удержания любых нужных катушек.



< Схема соединений >

1.2 Эксплуатация стола пациента



< Панель управления >

1. Вверх: Поднимает стол пациента

При нажатии этой кнопки стол пациента начинает плавно подниматься с максимальной скоростью 30 мм в секунду. При достижении максимально верхнего предела (или отжатии кнопки) стол пациента плавно остановится. Когда стол полностью достигает **верхнего/рабочего** положения, загорается светодиод рядом с кнопкой **стрелки вверх**. Дальнейшее нажатие этой кнопки не приведет ни к какому результату.

2. Вниз: Опускает стол пациента

При нажатии этой кнопки **И ТОЛЬКО ЕСЛИ СТОЛ ПАЦИЕНТА НАХОДИТСЯ В БЕЗОПАСНОМ ПОЛОЖЕНИИ**, стол пациента начинает плавно опускаться с максимальной скоростью 30 мм в секунду. При достижении максимально нижнего предела (или отжатии кнопки) стол пациента плавно остановится. Когда стол полностью достигает нижнего положения, загорается светодиод рядом с кнопкой **стрелки вниз**. Дальнейшее нажатие этой кнопки не приведет ни к какому результату.

3. Внутрь: Перемещает поверхность стола к магниту

При нажатии этой кнопки **И ТОЛЬКО ЕСЛИ СТОЛ ПАЦИЕНТА НАХОДИТСЯ В ВЕРХНЕМ/РАБОЧЕМ ПОЛОЖЕНИИ**, стол пациента начинает плавно двигаться в направлении магнита с максимальной скоростью 150 мм в секунду.

При достижении предела (или отжатии кнопки) стол пациента плавно остановится. Когда стол полностью достигает положения **ВНУТРЕННЕГО ПРЕДЕЛА**, загорается светодиод рядом с кнопкой **стрелки внутрь**. Дальнейшее нажатие этой кнопки не приведет ни к какому результату.

4. Наружу: Перемещает поверхность стола за пределы магнита

При нажатии этой кнопки стол пациента начинает плавно перемещаться в направлении от магнита с максимальной скоростью 150 мм в секунду. При достижении предела (или отжатии кнопки) стол пациента плавно остановится.

Когда стол полностью достигает положения **ВНЕШНЕГО ПРЕДЕЛА**, загорается светодиод рядом с кнопкой стрелки **наружу**. Дальнейшее нажатие этой кнопки не приведет ни к какому результату.

5. **Стоп:** Нажатие этой кнопки прекращает питание привода стола и дает возможность извлечь пациента из магнита вручную.

Если существует линия связи между столом пациента и главным компьютером, стол пациента может отправить команду аварийной ситуации на главный компьютер.

6. **Лазер:** При нажатии этой кнопки происходит включение или выключение лазера.

Повторное нажатие кнопки **ВКЛ.** лазера приведет к выключению лазера.

Если последовательность уже запущена, стол медленно переместится для точного позиционирования. При повторном нажатии произойдет отмена точного позиционирования.

7. **Положение отметки**

При нажатии этой кнопки индикатор покажет “d” мм, что означает расстояние в миллиметрах между отметкой лазера и центром визуализации градиентной системы. Для каждой системы расстояние определяется и настраивается во время установки и калибровки с помощью кнопок **модифицирования центра**.

8. **Фокусировка (функция + внутрь)**

От оператора требуется вначале нажать **функциональную кнопку**, затем кнопку **внутрь (IN)** и удерживать в течение 2 секунд для активации этого действия. При активации этой функции (**ТОЛЬКО ЕСЛИ СТОЛ ПАЦИЕНТА НАХОДИТСЯ В ВЕРХНЕМ/РАБОЧЕМ ПОЛОЖЕНИИ**) стол пациента начинает двигаться в направлении магнита на точное расстояние в “d” мм. В результате стол плавно примет заданное положение без возврата в исходное положение с точностью в ± 1 мм. При фокусировке стола индикатор потухает. Отображается 000 мм.

Для прекращения перемещения нажмите **функциональную кнопку** или кнопку **внутрь (IN)**.

9. Автоматический выход наружу (функция + наружу)

От оператора требуется вначале нажать функциональную кнопку, затем кнопку **внутри (IN)** и удерживать в течение 2 секунд для активации этого действия. При активации этой функции стол переместится от магнита в положение **ВНЕШНЕГО ПРЕДЕЛА**.

Для прекращения перемещения нажмите функциональную кнопку или кнопку **наружу (Out)**.

10. Модифицирование центра (функция + вверх)

От оператора требуется вначале нажать функциональную кнопку, затем кнопку **вверх (UP)** и удерживать в течение 3 секунд для активации этого действия. Определится расстояние между отметкой лазера и центром визуализации градиентной системы во время процедуры установки и калибровки для каждой системы. Вначале будет мигать текущее расстояние. Для точной настройки нажмите кнопку «поднять» или «опустить». Чтобы избежать режима установки, вначале нажмите функциональную кнопку, затем кнопку **вверх (UP)** и удерживайте в течение 3 секунд

11. Индикатор положения

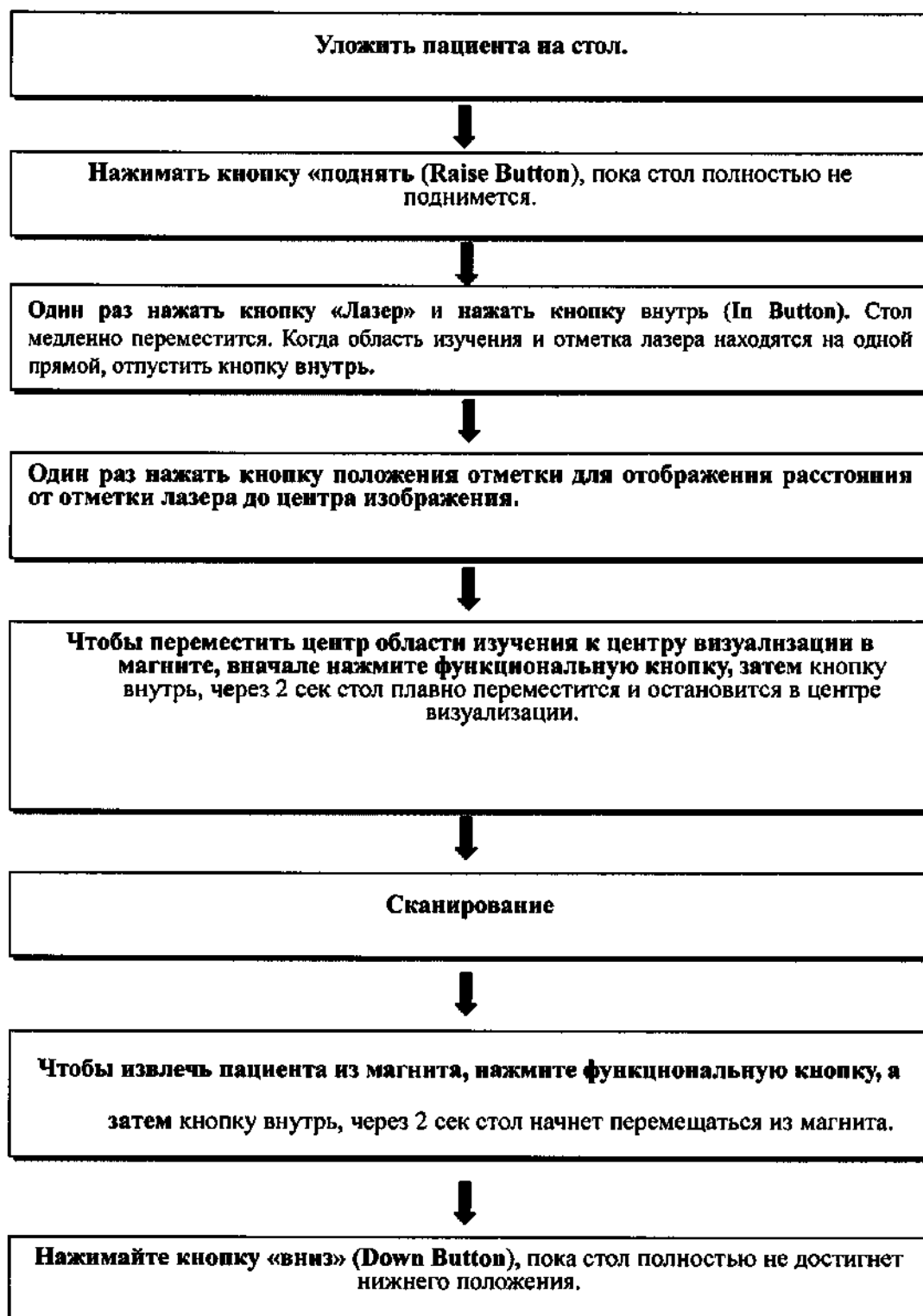
Индикатор отображает положение в мм до четырех (4) разрядов и символ. При горизонтальном перемещении стола индикация обновляется.

12. Подсветка

Этой кнопкой включается и выключается подсветка в трубе пациента.

1.2.1 Последовательность операций

Последовательность операций обращения с пациентом:



1.3 Средства защиты органов слуха

Ввиду наличия акустического шума при МР сканировании пациенту рекомендуется носить средства защиты органов слуха во время процедуры сканирования. Рекомендуются ушные затычки.

Б.2 РЧ катушки

При МР визуализации предъявляются высокие требования к используемым РЧ катушкам. Передающая катушка должна возбуждать протоны водорода в необходимом объеме с максимально возможной гомогенностью. Все спины должны подвергаться одному и тому же уровню возбуждения.

Принимающие катушки должны принимать РЧ сигналы с максимально возможно низким уровнем шума.

Среди прочего, соотношение сигнал/шум зависит от объема возбуждения в пределах катушки, а также от расстояния катушки до объекта измерений.

Катушка для тела встроена в магнит.

Она работает в передающем и принимающем режимах. Эта катушка обладает широкой областью измерений, а следовательно относительно низким соотношением сигнал/шум.

В данной главе описываются следующие виды РЧ катушек.

☐ Катушка для головы

☐ Катушка для шеи

☐ Катушка для позвоночника

☐ Плечевая катушка

☐ Катушка для туловища

☐ Катушка для колена

☐ Катушка для запястья

1. Катушка для головы

Катушка для головы передает и принимает РЧ сигналы.

Катушка для головы состоит из верхней и нижней частей.



< Применение >

- Голова
- Периферические части конечностей

1.1 Позиционирование катушки

- Поместите катушку с соединителем катушки рядом с зазором магнита.
- Подсоедините соединитель катушки к разъему РЧ катушки. Соединитель катушки и кабель всегда должны быть направлены прямо на магнит и никогда не должны оборачиваться вокруг катушки или пациента.

1.2 Позиционирование пациента

Процедура

1. Удалите верхнюю часть катушки. Чтобы снять верхнюю часть катушки, одновременно нажмите обе кнопки отпирания и обеими руками поднимите верхнюю часть. Поднятие верхней части при только одной нажатой кнопке повредит катушку.
2. Разместите пациента в положении головой вперед, лежа на спине, плечи напротив основания катушки для головы.

3. Руки пациента находятся вдоль туловища или на животе (как он посчитает удобнее для себя). При использовании функции синхронизации поместите руки пациента вдоль туловища, чтобы обеспечить хороший ток крови к пальцам.
4. Для большего комфорта пациента имеется подушечка для расположения катушки. Для стабилизации положения головы и избежания движения пациента во время сканирования можно вставить небольшие тампоны.
5. После позиционирования пациента поместите верхнюю часть головы прямо на нижнюю часть следующим образом:
 - (1). Нажать на кнопки на верхней части.
 - (2). Прижать верхнюю часть к нижней.
 - (3). Осторожно отпустить кнопки.
6. Линия бровей пациента является ориентиром для позиционирования светового центратора.
7. Переместите стол пациента в зазор магнита для сканирования.

2. Катушка для шеи

Передняя катушка для шеи является приемной катушкой.

Катушка для шеи состоит из трех частей.

Отметка центра



< Применение >

- Шея, шейный отдел позвоночника
- МРТ сонной артерии

2.1 Позиционирование катушки

- Соедините переднюю катушку с задней частью катушки для головы.
- Подсоедините соединитель катушки к разъему РЧ катушки. Соединитель катушки и кабель всегда должны быть направлены прямо на магнит и никогда не должны

оборачиваться вокруг катушки или пациента.

2.2 Позиционирование пациента

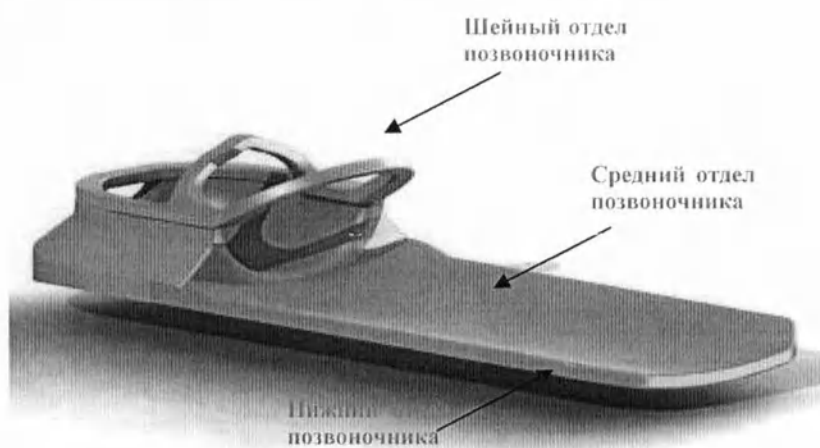
Процедура

1. Удалите переднюю часть катушки. Чтобы снять верхнюю часть катушки, одновременно нажмите обе кнопки отпирания и обеими руками поднимите переднюю часть. Поднятие передней части при только одной нажатой кнопке повредит катушку.
2. Разместите пациента в положении головой вперед, лежа на спине, плечи плотно прилегают к боку катушки.
3. Руки пациента находятся по бокам. При использовании функции синхронизации поместите руки пациента вдоль туловища, чтобы обеспечить хороший ток крови к пальцам.
4. Для большего комфорта пациента имеется подушечка для расположения катушки. Для стабилизации положения шеи и избежания движения пациента во время сканирования можно вставить небольшие тампоны.
5. После позиционирования пациента поместите переднюю часть шеи прямо на нижнюю часть следующим образом:
 - (1). Нажать на кнопки на передней части.
 - (2). Прижать переднюю часть к нижней.
 - (3). Осторожно отпустить кнопки.
6. Установите отметку центра на центр катушки приблизительно на C4.
7. Переместите стол пациента в зазор магнита для сканирования.

3. Катушка для позвоночника

Катушка для позвоночника является приемной катушкой.

Полное обследование позвоночника можно провести с помощью передней катушки для шеи с катушкой для позвоночника с переключением катушек.



< Применение >

- Шейный, средний и нижний отделы позвоночника
- Шея

3.1 Позиционирование катушки

- Поместите катушку с соединителем катушки рядом с зазором магнита (см. Рисунок 1).

- Подсоедините соединитель катушки к разъему РЧ катушки. Соединитель катушки и кабель всегда должны быть направлены прямо на магнит и никогда не должны оборачиваться вокруг катушки или пациента.



Рисунок 1

3.2 Позиционирование пациента

Процедура

1. Удалите переднюю часть катушки. Чтобы снять верхнюю часть катушки, одновременно нажмите обе кнопки отпирания и обеими руками поднимите переднюю часть. Поднятие передней части при только одной нажатой кнопке повредит катушку (см. Рисунок 2).
2. Постелите на катушку чистую хлопчатобумажную простыню, чтобы кожа пациента не вступала в прямой контакт с катушкой.
3. Поместите пациента в положение головой вперед, лежа на спине, плечи плотно прилегают к боку катушки.



Рисунок 2

4. Руки пациента находятся по бокам. При использовании функции синхронизации поместите руки пациента вдоль туловища, чтобы обеспечить хороший ток крови к пальцам.
5. Для большего комфорта пациента имеется подушечка. Для стабилизации положения шеи и избежания движения пациента во время сканирования можно вставить небольшие тампоны.
6. После позиционирования пациента поместите переднюю часть шеи прямо на

нижнюю часть следующим образом:

- (1). Нажать на кнопки на передней части.
- (2). Прижать переднюю часть к нижней.
- (3). Осторожно отпустить кнопки (см. Рисунок 3).



Рисунок 3

7. Установите отметку центра на центр катушки, на области, где планируется сканирование.

Область	Центр локализации
Шейный отдел позвоночника	Приблизительно шейный, 4-ый
Средний отдел позвоночника	Приблизительно грудные, с 4-ого по 7-ой
Нижний отдел позвоночника	Приблизительно подвздошный гребень

8. Переместите стол пациента в зазор магнита для сканирования.

Плечевая катушка является приемной катушкой.



< Применение >

- Плечо

4.1 Позиционирование катушки

- Поместите катушку с соединителем катушки рядом с зазором магнита.
- Подсоедините соединитель катушки к разъему РЧ катушки. Соединитель катушки и кабель всегда должны быть направлены прямо на магнит и никогда не должны оборачиваться вокруг катушки или пациента.

4.2 Позиционирование пациента

Процедура

1. Поместите руку пациента в отверстие катушки (см. Рисунок 1).
2. Проденьте руку пациента в катушку до плеча.
3. Поместите пациента в положение лежа на спине и убедитесь, что катушка правильно расположена в области плеча (см. Рисунок 2).
4. Для оптимального позиционирования предлагается использовать опорную прокладку, которая помещается под катушку.

Рисунок 1

Рисунок 2

5. Установите срединный ориентир на головку плеча. Это также должно являться

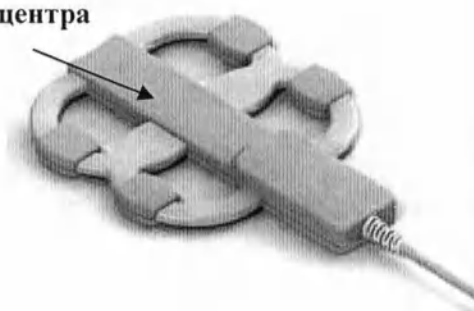
центром катушки.

6. Переместите стол пациента в зазор магнита для сканирования.

5. Катушка для туловища

Передняя часть катушки для туловища является 4 канальной приемной катушкой. Она используется вместе с катушкой для позвоночника.

Отметка центра



< Применение >

- Брюшной отдел
- Таз, бедро, сердце, длинная трубчатая кость

5.1 Позиционирование катушки

- Поместите катушку с соединителем катушки рядом с зазором магнита.
- Подсоедините соединитель катушки к разъему РЧ катушки. Соединитель катушки и кабель всегда должны быть направлены прямо на магнит и никогда не должны оборачиваться вокруг катушки или пациента.

5.2 Позиционирование пациента

Процедура

1. Отсоединить крепления на липучках.
2. Отсоединить кабель, соединяющий переднюю и заднюю части катушки.
3. Пациент находится в положении лежа на спине, ногами вперед. Обеспечить пациента затычками для ушей. Для удобства пациента поместить валики под

колени.

4. Отсоединить кабель, соединяющий переднюю и заднюю части катушки.
5. Застегнуть крепления на липучках для надежности и удобства.
6. Расположить руки по бокам или над головой.
7. Включите луч лазера и расположите центральный свет по центру катушки.
8. Нажмите кнопку «ориентир» (“landmark”).
9. Переместите стол пациента в зазор магнита для сканирования.

6. Катушка для колена

Катушка является приемной катушкой.



< Применение >

- Колено, лодыжка
- Периферические части конечностей

6.1 Позиционирование катушки

- Поместите катушку с соединителем катушки рядом с зазором магнита (см. Рисунок 1).
- Подсоедините соединитель катушки к разъему РЧ катушки. Соединитель катушки и кабель всегда должны быть направлены прямо на магнит и никогда не должны оборачиваться вокруг катушки или пациента.



Рисунок 1

6.2 Позиционирование пациента

Процедура

1. Для стабилизации катушки предусматривается опорная панель. Катушку можно перемещать за основание для визуализации каждого колена, поставив переключатели в положение отпираания и установив катушку в нужное положение. Когда катушка находится в нужном месте, переместите переключатели в положение запираания (см. Рисунок 2).
2. Снимите верхнюю часть катушки, если она все еще присоединена к нижней части, простым нажатием на отпирающий механизм, расположенный по бокам катушки (см. Рисунок 3).



Рисунок 2



Рисунок 3

3. Расположите пациента ногами вперед; колено находится в центре катушки. Для большего комфорта пациента на катушке имеется подушечка. Для стабилизации положения колена и избежания движения пациента во время сканирования можно вставить небольшие тампоны.
4. После расположения колена в катушке соедините напрямую верхнюю часть катушки с нижней, убедившись, что пометки «магнит» совмещены (см. Рисунок 4).
5. Другое колено пациента должно находиться на помеченной опоре, расположенной сбоку катушки (см. Рисунок 5).

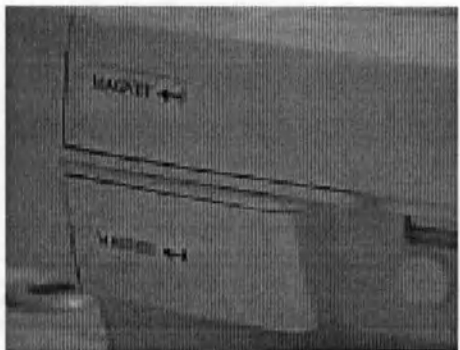


Рисунок 4

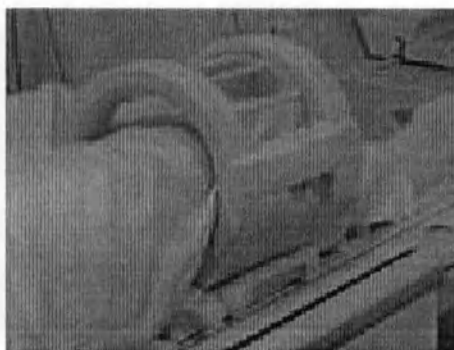


Рисунок 5

6. Включите луч лазера и расположите центральный свет по центру катушки.
7. Нажмите кнопку «ориентир» (“landmark”).
8. Переместите стол пациента в зазор магнита для сканирования.

7. Катушка для запястья

Катушка для запястья является приемной катушкой.



< Применение >

- Запястье

7.1 Позиционирование катушки

- Поместите катушку с соединителем катушки рядом с зазором магнита (см. Рисунок 1).
- Подсоедините соединитель катушки к разъему РЧ катушки. Соединитель катушки и кабель всегда должны быть направлены прямо на магнит и никогда не должны оборачиваться вокруг катушки или пациента.

Рисунок 1

7.2 Позиционирование пациента

Процедура

1. Для стабилизации катушки предусматривается опора основания. Катушка подсоединяется к опоре простым нанизыванием на направляющую, расположенную на опоре основания. Опора основания имеет направляющие как для положения над головой, так и вдоль туловища. Для комфорта пациента имеется подушечка (см. Рисунок 2).

Рисунок 2

2. Удобно расположите голову пациента, при этом рука/запястье пациента находятся в катушке (см. Рисунок 3).

Рисунок 3

3. Расположите подушечки катушки в соответствии с положением визуализации (над головой или по бокам). Для стабилизации положения запястья и избежания движения пациента во время сканирования можно вставить небольшие тампоны.
4. Включите луч лазера и расположите центральный свет по центру катушки.
5. Нажмите кнопку «ориентир» ("landmark").
6. Переместите стол пациента в зазор магнита для сканирования.

Терминологический глоссарий

Аварийная ситуация, вызванная магнитным полем: Аварийная ситуация, при которой человек придавливается к магниту железным объектом. В таком случае необходимо отключить магнитное поле.

Автоматическая печать: Функция, позволяющая пользователю автоматически распечатывать пленку, когда все кадры изображения заполнены.

Автоматическое предварительное сканирование: Метод, используемый для автоматической калибровки мощности радиочастоты, передаваемой и получаемой по частям.

Автошиммирование: Особенность системы, которая улучшает качество изображения, обеспечивая постоянность шиммирования, в частности при визуализации химического сдвига. Автошиммирование использует предписанные параметры сканирования, чтобы рассчитать положение факультативной изучаемой области.

Азот: Элемент, используемый в жидкой форме, наряду с гелием, чтобы поддерживать магнит МРТ в переохлажденном рабочем состоянии. Азот применяется только в некоторых конфигурациях магнита.

Активная защита: Способ резкого уменьшения краевого поля магнита. Магнитная защита при использовании вторичных экранированных катушек предназначена для создания магнитного поля от первичных катушек в тех местах, где оно нежелательно. Эти катушки могут находиться внутри магнитного криостата. Их можно применять к основному магниту или к магнитным полям. См. также магнитная защита, самоэкранирование и экранирование помещений.

Активное шиммирование: Шиммирование с помощью корректируемого тока в шиммирующих катушках.

Акустический шум: Вибрации опорной структуры градиентной катушки, создающие звуковые волны. Их причиной являются взаимодействия магнитного поля, созданного импульсами тока через градиентную катушку, с постоянным магнитным полем Земли, подобно катушке громкоговорителя. Звуковое давление отмечается на логарифмической шкале, именуемой уровнем звукового давления, и выражается в децибелах (dB) от самого слабого слышимого звукового давления в $1,000 \text{ Гц } 2 \times 10^{-5}$ паскалей. Шумомеры содержат фильтры, симулирующие частотную характеристику уха. Наиболее часто употребляемый фильтр обеспечивает так называемое А взвешивание. Буква А добавляется к единице dB, т.е. dBA.

Алгоритм: Последовательный процесс для решения проблемы. В МРТ используется для

преобразования полученных данных в изображение.

Антенна: Прибор для отправки или получения электромагнитных волн. В контексте ЯМР предпочтительней говорить о полях, чем об электромагнитном излучении, поскольку вектор напряжённости магнитного поля самостоятельно соединяет спины и катушки. Необходимо пользоваться термином «катушка».

Аппаратные средства: Электрические и механические части спектрометра или компьютера.

Артериальный круг большого мозга: Круг (имеет форму близкую к пятиугольнику), соединяющий артерии у основания мозга.

Артериовенозная мальформация Сосудистая мальформация состоит из сплетения расширенных артерий и вен, обычно при быстром артериовенозном шунтировании.

Артефакт отсечения: Ограничение сигнала («отсечение») происходит, когда установлен слишком высокий коэффициент усиления приемника во время предварительного сканирования. См. также аподизация и явление Гиббса.

Асимметричное эхо: Эхо, пик которого не центрировано в строб-импульсе. Также называется фракционным эхом или частичным эхом.

АЦП: См. аналого-цифровой преобразователь.

Быстрое преобразование Фурье (БПФ): Эффективный метод расчета преобразования Фурье.

Вазография: Применение МРТ для визуализации кровяных сосудов (например, при определении воздействия потока или разницы времени расслабления). Некоторые обычные подходы используют вымывание насыщенных спинов из области исследования с помощью тока крови, чтобы повысить относительную интенсивность кровяных сосудов в пределах изображения или использовать переменную чувствительность к движению, вызванному изменениями фазы из-за регулирующего постепенного движения с целью дискриминировать сигнал от неподвижной ткани.

Вектор: Математическая величина, обладающая значением и направлением.

Визуализация спин-эха: Любая из множества методик МР визуализаций, при которой используется спин-эхо, а не ССД. Используется при создании изображений, которые напрямую зависят от T2, если ВЭ имеет значение близкое или большее, чем T2 деталей соответствующего изображения. Имейте в виду, что визуализация спин-эха не влияет напрямую на визуализацию распределения T2. Спин-эхо может быть сгенерировано как трейн многих эх.

Визуализация срезов: Метод изменения последовательных двухмерных изображений, который можно использовать с выборочными методами возбуждения, не влияющими на соседние срезы.

Соседние срезы подвергаются визуализации, пока ожидается релаксация первого среза в направлении равновесного состояния. В результате уменьшается время получения изображения для набора срезов

Визуализация химического сдвига: Технология магнитно-резонансной визуализации, обеспечивающая отображение распределения интенсивности определенных диапазонов химических сдвигов в области изучения, которые соответствуют отдельным линиям спектра или их группам. Химический сдвиг можно рассматривать как дополнительное измерение, подлежащее восстановлению. Например, все пространственные измерения могут кодироваться с помощью фазового кодирования до обнаружения сигнала. Затем сигнал получают в отсутствии градиента магнитного поля. Восстановление пространственного измерения и измерения химического сдвига можно заархивировать соответствующим преобразованием Фурье результирующего набора данных.

Вихревой ток: Электрические токи, вызванные изменением магнитных полей в таких проводниках, как пациенты. Такие токи ухудшают качество изображения, если не устраняются или не компенсируются надлежащим образом.

Возбуждение: Совокупность точек, полученных во время прохождения через последовательность импульсов

Воксел: Элемент трехмерного изображения в трехмерном пространстве, соответствующий пикселю, при конкретной толщине среза.

Восстановление изображения: Процесс перевода необработанных МРТ данных в двухмерное изображение.

ВП: Время повторения. Промежуток времени между началом импульсной последовательности и началом последующей (в основном такой же) импульсной последовательности

Время инверсионной задержки: Промежуток между центрами первого (180-градусов) инверсионного импульса и началом второго (90-градусов) импульса рефокусировки в последовательности инверсия-восстановление.

Время между импульсами: Промежуток между последовательными радиочастотными импульсами в импульсном режиме.

Время повторения (TR): Время между последовательными возбуждениями среза. Время от начала одной импульсной последовательности до начала следующей. При обычной визуализации это фиксированное значение, выбираемое пользователем. При исследованиях с применением кардиосинхронизации это время зависит от изменений в сердечном ритме пациента.

Время получения: См. Время получения изображения.

Время получения изображения: Время сканирования, прием, передача и количество этапов кодирования. Количество этапов кодирования зависит от количества фаз видов кодирования и количества срезов при трехмерном сканировании.

Время продольной релаксации: См. T1.

Время релаксации: Время, необходимое для того, чтобы 63% ядер вернулось в изначальное состояние магнитного поля после отключения РЧ импульса.

Время реконструкции: Время от начала реконструкции изображения до окончания реконструкции изображения.

Время сканирования: Количество времени, необходимое для сбора данных.

Времяпролетная ангиография: Методика двухмерной и трехмерной визуализации, которая в основном основывается на повышении качества визуализации, связанной с потоком, чтобы различать двигающиеся и неподвижные спины при создании МРТ ангиограмм. Кровь, попадающая на срез, не подвергнется воздействию РЧ импульсов и, следовательно, будет ярче, чем неподвижная ткань.

Влияние потока: Движение материального вещества, в частности текущей крови, может оказать самое различное влияние на изображения, включая усиление сигнала, уменьшение сигнала или смещение сигнала (смещение изображения). Данное влияние объясняется временем прохождения сигнала или сдвигами по фазе, которые могут произойти из-за возбужденных спинов, двигающихся вдоль градиентов магнитного поля. Несоответствие сигналов из-за пульсирующего кровотока может привести к артефактам на изображении. Их можно уменьшить путем синхронизации последовательности импульсов с сердечным циклом ("кардиосинхронизация"), подавлением сигнала от крови импульсами насыщения или уменьшением сдвигов по фазе путем обнуления градиента. Влияния потока могут использоваться для МР вазографии или измерения параметров потока.

Выбор среза: Направление сканирования, связанное с градиентом выбора среза. Обычно соответствует направлению диапазона сканирования.

Выключение: Условие, при котором статическое магнитное поле сверхпроводящего магнита устраняется, а жидкий гелий выкипает. Очень громкий, но короткий звук, после чего криогенное вещество выкипает. После подобного выключения необходимо большое количество времени и материала для возобновления состояния сверхпроводимости.

Гаусс (Гс): Единица, используемая для измерения силы магнитного поля. Международно признанной единицей является Тесла (1 Тесла = 10.000 Гс). В качестве сравнения, магнитное поле земли приблизительно 0,5 Гс.

Гелий: Используется в жидкой форме (иногда с азотом), чтобы поддерживать магнит

МРТ в переохлажденном рабочем состоянии.

Гибридный магнит: Магнитная система, использующая обе токонесущие катушки и постоянно намагниченное вещество для генерации магнитного поля.

Глабелла: Расстояние между бровями, анатомический ориентир на голове.

Гомогенность: Однородность. Гомогенность статического магнитного поля является важным качеством магнита.

Горизонталь окна: Настройка, в целом подобная регулировке яркости в телевизоре.

Градиент магнитного поля: Устройство для изменения силы статического магнитного поля при разных пространственных положениях. Оно используется при выборе среза и определении пространственного положения визуализируемых протонов. Также используется для кодирования скорости, компенсации потока и вместо РЧ импульса во время получения градиентного эха для изменения фазы спинов. Обычно измеряется в гауссах на сантиметр.

Градиент считывания: Градиентный импульс, применяемый при получении МРТ сигнала, используемый для кодирования частоты.

Градиентное эхо: Основной импульсный режим, который использует импульсы от 1 до 180 градусов для возбуждения нужных протонов и изменения их фазы.

Градиентные катушки: Катушки, предназначенные для изменения основного магнитного поля таким образом, что в некоторых местах оно становится сильнее, чем в других. Градиентные катушки предназначены для пространственного кодирования информации среза.

Двойное нажатие: Дважды быстро нажать и отпустить кнопку мыши.

Дефазировующий градиент: Градиентный импульс магнитного поля, применяемый для изменения пространственной вариации фазы поперечного намагничивания.

Дефазировующий градиент: Импульс градиента магнитного поля, используемый для создания пространственной вариации фазы поперечного намагничивания. Например, он может быть использован до приема сигнала в присутствии градиента магнитного поля с противоположной полярностью (или того же сигнала, с представлением более полного стробирования преобразования Фурье нужного изображения). См. также импульс подавляющего градиента.

Дефект изображения: Ошибка в воспроизводимом изображении, которое не соответствует реальному состоянию пациента. При ЯМР-томографии существуют три основные формы дефектов, которые могут стать причиной плохого качества изображения: геометрическое искажение, неоднородная интенсивность сигнала и ложный сигнал.

Диамагнетик: Способен уменьшать силу магнитного поля, в которое он помещен. Полярность намагничивания диамагнитного вещества противоположна окружающим

магнитным полям.

Диапазон частот: Диапазон частот, которые МРТ система «настроена» получать. Получаемый диапазон частот изображения определяет количество частот, заключенных в изображение. Выбор диапазона частот системы зависит от TE (B_0), матрицы и выбранного поля обзора.

Диастола: Промежуток между окончанием зубца Т и началом зубца R в сердечном цикле. Также называется наполнением желудочка.

Диффузия: Процесс, при котором молекулы и другие частицы смешиваются и перемещаются из-за их беспорядочного теплового движения. ЯМР обеспечивает точную технологию измерения диффузии некоторых веществ.

Длительность (ширина) импульса: Время продолжительности импульса. Для РЧ импульса, близкого к Ларморовой частоте, чем дольше длительность импульса, тем больше будет угол вращения макроскопического вектора намагниченности (угол больше 180 градусов может привести к первоначальному положению). Для РЧ импульса заданной формы, как функции времени, чем дольше длительность импульса, тем ниже будет соответствующий диапазон частот в импульсе.

Дьюары: Большие вакуумные контейнеры, в которых хранится криогенное вещество.

Задержка в последовательности: Промежуток между каждым изображением в сердечном цикле.

Значок: Небольшое, графическое представление окна. Используется для переключения активных окон или открытия окон на экране.

Заполнение нулями: Замена нулей на неизмеренные точки данных с целью увеличить размер матрицы новых данных до начала Фурье преобразования МР данных. Это подобно проведению интерполяции в преобразованных данных. В результате пиксели становятся меньше, чем фактическое разрешение изображения.

Избирательное возбуждение: Контролирование частотного спектра излучаемого РЧ импульса при воздействии градиента магнитного поля на спины. Т.е. воздействию резонансной частоты и возбуждению подвергается только нужный участок. Раньше использовалось для возбуждения всех частей, кроме выбранного участка. Теперь более часто используется только для возбуждения нужного участка, например, плоскости. Используется без одновременных градиентов магнитного поля. Настроенные РЧ импульсы применяются для избирательного возбуждения отдельных линий спектра или групп линий спектра. Комбинации РЧ и градиентных импульсов могут рассчитываться как для выбора пространственных областей, так и спектральных частот.

Изохромы: Спины, имеющие одну и ту же фазу и частоту в конкретный момент времени.

Изоцентр: Точка, в которой пересекаются три плоскости градиента.

Изучаемая область: Определяемая пользователем область полученного изображения, используемая для проведения и отображения статистического анализа.

Изменяемый угол наклона вектора: Временные изменения угла наклона вектора (от одного РЧ импульса до следующего), чтобы улучшить соотношение сигнал/шум и/или отрегулировать интенсивность сигнала для каждого этапа кодирования фазы.

Импульс, 90° ($\pi/2$ импульс): РЧ импульс, предназначенный для вращения макроскопического вектора намагниченности под углом в 90 градусов в пространстве, относительно поворотной рамы, обычно вокруг оси под прямым углом к основному магнитному полю. Если спины изначально настроены на магнитное поле, такой импульс станет причиной поперечного намагничивания и ССД.

Импульс, 180° (π импульс): РЧ импульс, предназначенный для вращения макроскопического вектора намагниченности под углом в 180 градусов в пространстве, относительно поворотной рамы, обычно вокруг оси под прямым углом к основному магнитному полю. Если спины изначально настроены на магнитное поле, такой импульс станет причиной инверсии.

Импульс насыщения: Срезо-избирательный РЧ импульс для насыщения спинов и, следовательно, минимизации их сигнала. За ним часто следует дефазирующий градиент. Например, используется, чтобы минимизировать сигнал от крови, движущейся в направлении среза, или сигнал от жира в плоскости среза.

Импульс подавления: Градиентный импульс, применяемый для дефазирования спинов и минимизации или устранения остаточного сигнала.

Импульс радиочастоты (РЧ импульс): Выброс РЧ энергии, которая при правильной Ларморовой частоте поворачивает макроскопический вектор намагниченности на определенный угол, в зависимости от амплитуды и продолжительности импульса.

Инверсия-восстановление: Последовательность, которая инвертирует намагниченность, а затем измеряет степень восстановления, когда ядра возвращаются в состояние равновесия. Степень восстановления зависит от $T1$.

Искажение: 1. При обычной визуализации могут возникать артефакты, когда поле обзора меньше, чем визуализируемый объект; объект за пределами поля обзора загибается на изображение. Также называется «заворачиванием». 2. При фазово-контрастной васкулярной визуализации феномен, возникающий, когда сигнал от сосудов с более быстрым потоком появляются на экране с меньшей скоростью, либо поток движется в

обратном направлении. Это происходит, когда кодировка скорости меньше, чем самый быстрый представленный поток.

Кардиосинхронизация: См. синхронизация и синхронизация кардиологическая.

Кардиофаза: Определенная точка в сердечном цикле.

Квадратный пиксель: Опция визуализации, позволяющая проводить сканирование с полем обзора, масштабированным соотношением точек частоты к фазовым точкам в направлении фазы, дающая в результате разрешение с квадратным пикселем при меньшем времени сканирования.

Квадратурная катушка: Катушка, производящая РЧ поле с круговой поляризацией, обеспечивая РЧ точки, сдвинутые по фазе на 90° . Эти катушки формируют сигнал в $\sqrt{2}$ раз больший по сравнению с катушками с одним проводом.

кГц: См. килогерц.

Килогерц (кГц): Единица частоты, равная одной тысяче герц.

Кинорежим: Для динамического отображения такой анатомии, как, например, сердце.

Кодирование потока: Технология, используемая в МРТ, для измерения или отображения движения, такого как ток крови в сосудах.

Кодирование скорости: Значение, вводимое для установки самых высоких скоростей для кодирования без искажения фазово-контрастной ангиографии.

Кодирование частоты: Кодирование распределения источников МР сигналов по направлению, путем приема сигнала в присутствии градиента магнитного поля по этому направлению таким образом, что имеется соответствующий градиент резонансных частот по этому направлению. В отсутствие иного позиционного кодирования, преобразование Фурье результирующего сигнала является одномерной проекцией объекта.

Количество ударов в минуту: Средняя частота сердцебиений, отраженная на дисплее сигналов сердечных колебаний.

Комментарий: При создании изображения описание факторов должно включать тип и время последовательности импульсов, среднее количество сигналов или размер обрабатываемой области, размер матрицы исследования в каждом направлении и толщину среза.

Компенсация вихревых токов: Средство уменьшения влияния вихревых токов на импульсные поля градиентов с использованием электрических предискажений в градиентных усилителях. Обычно для введения поправки на влияние вихревых токов в разных структурах МР системы (например, в криоэкранах и радиочастотном экранировании) должны использоваться различные временные постоянные.

Компенсация потока: Означает уменьшение влияния потока. Повышение качества

визуализации с использованием градиентов системы. Установление протонов в потоке в фазу неподвижных фотонов, тем самым, уменьшая количество артефактов потока. Применяется в направлениях среза и/или частоты.

Контраст: Управление камерой, позволяющее увеличивать или уменьшать плотность темных областей в кинокадре по отношению к плотности светлых областей.

Контрастное разрешение: Функция изображения, обеспечивающая способность дифференцировать анатомический градиент плотности по отношению к окружающим анатомическим областям.

Контрастность передачи намагниченности: Получение изменения относительной интенсивности сигнала с помощью передачи намагниченности. Например, насыщение широких линий спектра может привести к уменьшению интенсивности линий, которые не насыщаются напрямую, посредством обмена намагниченностью между соответствующими состояниями. Более тесно связанные состояния проявляют большие изменения интенсивности.

Концевая катушка: Квадратурная приемная катушка, используемая для визуализации суставов и конечностей.

Коэффициент качества (Q): Относится к любому компоненту резонансной цепи. Чаще всего коэффициент качества катушки определяет общий коэффициент качества цепи. Обратно пропорционален части энергии при потере колебательной системы в цикле колебаний. Коэффициент качества обратно пропорционален диапазону частот, по которому система проявляет резонанс. Он влияет на отношение сигнал-шум, поскольку принятый сигнал увеличивается пропорционально коэффициенту качества, в то время как шум пропорционален квадратному корню из Q. Коэффициент качества катушки будет зависеть от обстоятельств, в которых проводится измерение, например, «разгружена» ли она (нет пациента) или «загружена» (пациент имеется).

Краевое магнитное поле: Область, окружающая магнит и выделяющая силу магнитного поля, которая значительно выше магнитного поля Земли (обычно 0,05-0,1 миллитесла, в зависимости от географического положения). Из-за физических свойств магнитных полей магнитный поток, который проникает в полезный объем магнита, возвращается через магнитное окружение, чтобы сформировать линии замкнутого поля. В зависимости от конструкции магнита, возвращающийся поток проникает в большие открытые пространства (незащищенный магниты) или замыкается в железное ярмо магнита, или проходит сквозь вторичные катушки (защищенные магниты).

Криогенное вещество: Вещество (в МРТ – гелий и иногда азот), производящее низкие температуры, требуемые для сверхпроводящего МРТ магнита. Вообще криогенное

вещество представляет собой жидкое вещество, которое в обычных условиях является газом.

Криостат: Аппарат, поддерживающий низкие температуры, необходимые для функционирования сверхпроводящего магнита. Криостат состоит из двух концентрических цилиндрических контейнеров, заключенных во внешний вакуумплотный резервуар. Магнит находится во внутреннем контейнере, который наполнен жидким гелием. Внешний контейнер может быть заполнен жидким азотом или охлаждаться внешней системой охлаждения.

Крона: Горизонтальная плоскость вдоль продольной оси тела, делящая ее на переднюю и заднюю половины.

Ларморова частота (ω_0 или f_0): Частота, при которой магнитный резонанс может возбудиться по уравнению Лармора. Изменяя магнитное поле тела градиентом магнитного поля, соответствующее изменение Ларморовой частоты может быть использовано для кодировки положения. Для протона (водородное ядро) Ларморова частота составляет 42,58 МГц/тесла.

Локализатор: Прямоугольное или косоугольное изображение, используемое для определения начала и конца координат места для новой установки.

Магнитная восприимчивость (χ): Степень способности вещества становиться намагниченным.

Магнитно-резонансная визуализация: Создание изображений с помощью феномена магнитного резонанса. Такое применение включает визуализацию распределения водородных ядер (протонов) в теле. Яркость изображения в конкретной области обычно совокупно зависит от концентрации спинов и времени релаксации.

Яркость изображения также зависит от движения (например, тока крови).

Магнитное поле (H): Область вокруг магнита, намагничивающая тело в своих пределах

Магнитный момент: Мера величины и направления магнитных свойств объекта, которая заставляет его выравниваться со статическим магнитным полем и создавать собственное магнитное поле.

Магнитный резонанс: Поглощение или выделение электромагнитной энергии ядрами в статическом магнитном поле после возбуждения соответствующим РЧ импульсом.

Матрица: Набор чисел, обычно организованный в ряды и колонки. Матрица получения относится к количеству видов, применяемых к полученным данным; матрица восстановления – к количеству пикселей, использованных для восстановления изображения.

Матрица исследования: В 2-х мерной визуализации преобразования Фурье количество

точек на графике, представленных в определенной частоте, и направления фазового кодирования (например, 256x192).

Матрица получения изображения: Количество пикселей в изображении на экране, выраженное в отношении их количества на оси (например, 256 x 192).

Мегагерц (МГц): Единица частоты, равная одному миллиону герц.

Мечевидный отросток: Самая нижняя точка грудины. Является анатомическим ориентиром.

Множество катушек: Набор разьединенных РЧ катушек, обычно в режиме приема, установленных для покрытия всей изучаемой области. Это как пространственное покрытие катушкой для большой изучаемой области, так и высокое соотношение сигнал/шум поверхностной катушки.

МРА: См. магнитно-резонансная ангиография.

МРС: См. магнитно-резонансная спектроскопия.

Назион: Точка между глазами, в которой встречаются лобная кость и носовая кость; анатомический ориентир.

Наклонная визуализация: Метод сбора данных, позволяющий пользователю получать изображения в различных плоскостях. Это может сказаться на изображении, полученном в наклонной или вращающейся плоскости через локализирующее изображение.

Настройка: Процесс регулирования резонансной частоты, например, РЧ цепи, на нужное значение, например, частоту Лармора. В более общем смысле, процесс регулировки компонентов спектрометра для оптимальной работы, включая согласование импедансов.

Насыщение: Многократное применение РЧ импульсов за короткое время, сравнимое с T1 ткани, производящее неполную ресинхронизацию результирующей намагниченности со статическим магнитным полем.

Негомогенность: Отсутствие однородности в магнитном поле, выраженное в промилле как фракционное отклонение от среднего значения поля.

Необработанные данные: Данные сканирования до реконструкции, которые могут содержать ценные сведения для инженеров по эксплуатации, определяющих причины проблем при сканировании.

Обнуление момента градиента: Применение градиентов с целью исправления фазовых искажений, вызванных скоростью, ускорением или иным движением. Первая очередь обнуления градиента – то же самое, что компенсация потока.

Объемное изображение: Методика визуализации, при которой ЯМР сигналы собираются из всего объема объекта для одновременной визуализации. Предназначена для кодирования РЧ импульса и положений спинов. В принципе можно сказать, что многие методики визуализации последовательных плоскостей предназначены для объемной визуализации. Среди преимуществ выделяют потенциальное улучшение соотношения сигнал/шум путем одновременного использования сигнала всего объема; недостатки включают более сложную вычислительную задачу для реконструкции изображения и более долгое время получения изображения (хотя весь объем можно визуализировать из одного набора данных). Другое название – одновременная объемная визуализация.

Одиночный импульс: Одиночный импульс используется для настройки особого режима однократного возбуждения для последовательностей быстрого спин-эха.

Опора: Часть стола пациента, доставляющая его на магнит.

Отклоняющая катушка: Конфигурация РЧ катушки обычно используемая, когда статическое магнитное поле совпадает с осью катушки, идущей по оси тела (например, сверхпроводящие магниты и мощные резистивные магниты). В противоположность соленоидной и поверхностной катушкам.

Охладитель: Холодильная установка, сохраняющая воду холодной

Панорамирование/масштабирование: Функция дисплея, позволяющая пользователю передвигать окно просмотра по изображению в процессе увеличения и исследования сектора.

Параметры: Значения всех переменных сканирования, таких как последовательность импульсов, начальное и конечное местоположения, координаты X, Y, Z, магнитный коэффициент и улучшение визуализации.

Парамагнетик: Определение вещества с положительной магнитной восприимчивостью; противоположность диамагнетику. Парамагнитные вещества настраиваются на внешнее магнитное поле и могут влиять на время релаксации тканей, содержащих их. Например, вода имеет более короткий период релаксации по сравнению с парамагнитными веществами, добавленными к ней.

Пассивная защита: Магнитная защита с использованием материала, обладающего высокой магнитной проницаемостью (см. также магнитная защита, самозэкранирование и экранирование помещений).

Пассивное шиммирование: Шиммирование с помощью регулирования положения соответствующих кусочков ферромагнитного металла внутри или вокруг основного

магнетика ЯМР системы.

Передатчик: Часть ЯМР аппарата, которая генерирует ток радиочастоты и доставляет его на передающую катушку.

Передача намагниченности: Трехмерная технология времени пролета, которая улучшает контраст насыщением коротких T2 компонентов ткани, таких как серое/белое вещество и скелетные мышцы.

Передающая катушка: Катушка РЧ передатчика, используемая для возбуждения спинов.

Перемещение под уклоном: Применение мощности для установки магнита в соответствии с напряженностью поля. Снижение мощности приводит к обратному процессу.

Планарная визуализация: Метод визуализации, при котором изображение плоскости строится от сигналов, полученных от всей плоскости.

Поверхностная катушка: РЧ катушка, располагающая или поднимающая поверхность области изучения для визуализации с целью усилить соотношение сигнал/шум.

Подавление: Одна из методик, предназначенная для минимизации влияния определенной составляющей объекта на принимаемый сигнал. Например, часто используется подавление сильного сигнала от воды, с целью определить линию спектра от других компонентов.

Подавление сигнала воды: Подавление сигнала воды в МР спектре. Обычно осуществляется специальной возбуждающей последовательностью.

Положение лежа на спине: Положение пациента, лежащего лицом вверх.

Поперечная намагниченность (M_{xy}): Составляющая вектора намагниченности, перпендикулярная статическому магнитному полю B_0 . Обнаруживаемый МРТ сигнал создается, когда поперечная намагниченность прецессирует на Ларморовой частоте. После отключения РЧ импульса сигнал угасает в масштабе T_2^* .

Поперечная плоскость: См. осевая плоскость.

Подавление сигнала: Устранение или уменьшение определенного сигнала путем применения частотно-избирательного импульса узкого диапазона, настроенного на резонансную частоту сигнала. Этого также можно достичь с помощью методики инверсии-восстановления, обнуляющей сигнал, когда он восстанавливает свою продольную намагниченность.

Положение горизонтально на животе: Положение пациента, лежащего лицом вниз.

Порог: Методика установки нужных значений интенсивности сигналов пикселей,

которые система использует для обработки изображения.

Повышение качества визуализации, связанное с потоком: Процесс, при котором интенсивность сигнала движущихся жидкостей (таких как кровь или ЦСЖ) может быть повышена по сравнению с сигналом от неподвижной ткани. Происходит, когда ненасыщенные, полностью намагниченные спины заменяют насыщенные спины в промежутках между радиочастотными импульсами.

Подавление жира/воды: Повышение качества визуализации, при котором происходит подавление сигнала в пределах визуализации от жира или от воды путем применения частотно-избирательного импульса насыщения.

Подвздошный гребень: Находится в тазовой (подвздошной) области. Является анатомическим ориентиром.

Поле обзора (Исследование поля обзора): Визуализированная область анатомии, обычно выражаемая в миллиметрах. Размер изображения поля обзора является функцией матрицы исследования, регулирующей размер пикселя.

Помехи при химическом сдвиге: См. пространственное смещение при химическом сдвиге.

Постоянная когерентность: Состояние спинов, ведущее к равновесной намагниченности для продольной и поперечной намагниченности, или когда намагниченность при или после каждого РЧ импульса имеет то же значение, что и при предыдущем импульсе.

Предел Найквиста: Частота сигнала, ниже которой произойдет искажение в процессе квантования. Частота равна половине частоты квантования.

Предварительное насыщение: Опция визуализации, минимизирующая артефакты, которые могут появиться по причине движения сканируемых анатомических объектов. Предварительное насыщение вращается за пределами поля обзора с дополнительными РЧ импульсами, чтобы перебросить протоны из потока в поперечную плоскость. Протоны, смещенные по фазе градиентными импульсами, не могут создать сигнал, который мог бы стать причиной артефактов.

Предыскажение: Средство компенсации неидеального отклика системы (такой как система градиента магнитного поля) путем модифицирования входной функции.

Предварительное сканирование: Процедура, позволяющая пользователю достигать оптимальных настроек передачи и получения для каждого сканирования.

Преобразование Фурье: Математическая операция отделения компонентов частоты сигнала от его амплитуд, как функции времени, или спин-эхо в импульсе МР технологий. Обязательно для большинства МР методов получения изображения. Преобразование

Фурье можно распространить на разные измерения. Например, соотнести изображение с его же отображением в k-пространстве, или включить информацию о химическом сдвиге в некоторые методы визуализации химического сдвига.

Прецессия: Сравнительно медленное вращение оси вращающегося тела, чтобы вычертить конус, вызванное применением вращающего момента, стремящегося изменить направление оси вращения и постоянно расположенного под прямым углом к плоскости вращающего момента. Магнитный момент ядра со спином испытывает такой вращающий момент, когда наклонен под углом к магнитному полю, что приводит к прецессии ларморовской частоты. Известным примером является воздействие гравитации на движение вращающейся верхушки или гироскоп.

Проекционно-восстановительная визуализация: Технология, создающая изображения из набора проекционных профилей, когда лучи проецируются параллельно срезам под углом

Продольная намагниченность (M_z): Часть макроскопического вектора намагниченности, параллельная статическому магнитному полю. После РЧ возбуждения M_z возвращается к равновесному состоянию, M_0 , как функция времени ткани T_1 .

Продольная релаксация: Возвращение продольной намагниченности к равновесному значению после возбуждения. Требуется обмена энергией между ядерными спинами и решеткой.

Проекция максимальной интенсивности: Технология получения многочисленных проекций изображений из объема изображений, подлежащих обработке (трехмерный объем или пакет двумерных срезов); изображения обрабатываются под выбранным углом, и пиксель с наибольшей интенсивностью сигнала является проекцией на двумерное изображение.

Пространственное разрешение: Самое маленькое расстояние между двумя точками объекта, которые можно различить как отдельные детали изображения. Обычно обозначается как длина или количество черно-белых пар прямых на миллиметр. Особым критерием выбора используемого разрешения служит тип испытания. Поскольку способность разделять и определять объекты зависит от их контрастности и шума, и поскольку различные ЯМР параметры объектов будут влиять на контрастность изображения по-разному при применении разных методик визуализации, нужно особенно внимательно подходить к выбору разрешения. Разрешение может быть анизотропным. Разрешение может быть больше, чем размер, соответствующий элементу дискретизированного изображения (пикселю), но меньше оно быть не может.

Протокол: Электронный файл, содержащий широко используемые процедуры.

Пользователь может создать файлы протоколов на месте или использовать SciMedix Inc. протоколы, встроенные в систему.

Протонная плотность – взвешенная: Изображения, взвешенные по протонной плотности, имеют контрастность, которая в основном обусловлена количеством протонов в структурах. Изображения, взвешенные по протонной плотности, дают результат, когда выбраны временные параметры сканирования, минимизирующие контрастное действие T1 и T2.

Радиочастота (РЧ): Частота (средняя между звуковой частотой и инфракрасным излучением), используемая в системе магнитного резонанса для возбуждения резонанса ядер.

Расчет амплитуды: Результат извлечения квадратного корня из суммы квадратов действительной и мнимой частей МР сигнала.

Реальное изображение: Изображение, созданное из компонентов Фурье, которые находятся в фазе с опорным сигналом. Активная составляющая генерации изображения является частью намагничивания в фазе с опорным сигналом.

Режим с подавлением сигнала свободной воды: Режим, который позволяет получать T2 с подавлением сигнала ЦСЖ.

Резонанс: Передача энергии, когда объект подвергается воздействию той же частоты, какую имеет сам. В МР резонанс вызывается воздействием РЧ импульса на той же частоте, на которой прецессируют ядра. РЧ импульс вызывает переход этих ядер из низкого энергетического состояния в высокое энергетическое состояние.

Респираторная компенсация: Улучшение изображения посредством минимизации артефактов, вызванных дыхательным движением.

Решетчатая катушка: Состоящая из множества отдельных элементов радиочастотная катушка может использоваться отдельно (переключаемая катушка) или совместно с другими элементами. При совместном использовании элементы могут: 1) электрически соединяться друг с другом («соединенные решетчатые катушки») посредством общих линий передач или взаимной индуктивности, или 2) быть электрически изолированными друг от друга («изолированные решетчатые катушки») с отдельными линиями передач и ресиверами, а также с минимальной взаимной индуктивностью; сигналы каждой линии передачи обрабатываются независимо или на разных частотах.

РЧ: См. радиочастота.

РЧ катушки: Оборудование, отвечающее за возбуждение исследуемой ткани радиочастотными импульсами.

РЧ подавление: Использование различных фаз или синхронизации РЧ импульсов для предотвращения устойчивого состояния свободной прецессии, например, при быстрой МР визуализации возбуждения.

РЧ экранирование: Электропроводное экранирование предназначено для изоляции ЯМР системы от окружающей среды, настроенной на резонансную частоту.

Сагиттальная плоскость: Плоскость, разделяющая правую сторону тела слева.

Сегментированный сбор данных k-пространства: Совокупность k-пространственных линий, собранных в особом порядке, но не составляющих полного покрытия k-пространства.

Систола: Промежуток между зубцом R и окончанием зубца T. Также известна под названием желудочковое сокращение.

Синхронизация: Синхронизация визуализации с фазой сердечного или дыхательного циклов. Ряд средств для определения того, что можно использовать (например, ЭКГ, периферический пульс, движение грудной клетки и т.д.). Синхронизация может быть перспективной или ретроспективной.

Скаляр: Величина, обладающая только значением.

Скорость выпаривания: Скорость криогенного испарения в сверхпроводящих магнитах, обычно измеряемая в литрах жидкости в час. Она увеличивается во время наклона магнита и при вихревых токах, вызванных в криозкранах отклонениями импульсного поля. При расчете потребления криогенного вещества необходимо учитывать дополнительную передачу и потери при наполнении.

Смещение: установка или показ изображений, центр которых не совпадает с изоцентром.

Смещенное поле обзора: Поле обзора, не центрованное по изоцентру.

Собственная частота: Все объекты имеют определенную собственную частоту, при которой они вибрируют. Например, при зажиме струны настроенной гитары на ноте соль, она всегда вибрирует с одинаковой частотой. Такую вибрацию, или частоту, называют собственной частотой.

Согласование импедансов: Регулирование электрических сопротивлений двух цепей, которые объединяются в интерфейсе таким образом, что становятся равными, например, с согласующей схемой.

Соотношение контраст-шум: Отношение абсолютной разницы интенсивностей между двумя областями к уровню отклонений интенсивности ввиду шума.

Соотношение сигнал/шум: Отношение амплитуды сигнала к шуму. Т.е. амплитуда сигнала от протонов пациента, поделенная на количество шума, исходящего от пациента, и электронного шума, присущего любому электронному инструменту.

Спин: Собственный кинетический момент протона. Фиксированное значение, также отвечающее за магнитный момент протона. Поскольку пары нейтронов или протонов регулируют и уравнивают свои спины, только ядра с нечетным числом частиц могут иметь ненулевую вращательную составляющую, выраженную ядерным спином номер 1.

Спин-эхо: РЧ импульсная последовательность, в которой за импульсом возбуждения в 90° следует 180° импульс рефокусировки, чтобы устранить неоднородность поля и влияние химического сдвига на эхо. РЧ спин-эхо является более подходящим названием.

Стандартное отклонение: Статистическое измерение изменчивости пиксельных значений в изучаемой области.

Среднее фракционное: Характеристика, дающая системе команду использовать приблизительно половину (а если точно, то три четверти) фазового кодирования при обычной визуализации. Значительно сокращает время сканирования.

ССД: См. сигнал свободной индукции.

Стимулированное эхо: Форма спин-эха, произведенная трехимпульсными РЧ последовательностями, состоящими из двух РЧ импульсов, следующих за начальным возбуждающим РЧ импульсом. Стимулированное эхо появляется в момент временной задержки после третьего импульса, равного промежутку между первыми двумя импульсами. Хотя обычно стимулированное эхо генерируется импульсами в 90° , оно может быть произведено любыми импульсами (кроме в 180°). Интенсивность эха зависит отчасти от времени релаксации T_1 , поскольку возбуждение сохраняется в виде продольной намагниченности между первым и третьим РЧ импульсами. Например, использование стимулированного эха с пространственно-избирательным возбуждением с градиентами прямоугольного магнитного поля разрешает объемно-избирательное возбуждение для спектроскопической локализации.

Соотношение сигнал/шум: Отношение амплитуды сигнала к шуму. Т.е. амплитуда сигнала от протонов пациента, поделенная на количество шума, исходящего от пациента, и электронного шума, присущего любому электронному инструменту.

Тесла (Тл): Международно принятая единица измерения магнитного поля. 1 Тл равняется 10000 Гс.

Точка данных: Точка в сердечном цикле, где собирается эхо. При кино-исследовании точка данных собирается для каждого приема-передачи.

Турбулентность: В текущей жидкости скорость компонентов, которые изменяются в

случайном порядке, вызывая дефазирование спинов и потерю сигнала.

Угловая частота: (ω) Частота колебаний или вращений (измеренная, например, в радианах в секунду). Обычно обозначается греческой буквой ω : $\omega = 2\pi f$, где f - частота (например, в Герцах (Гц)).

Угол наклона вектора: Угол наклона вектора - угол поворота вектора намагниченности, произведенный радиочастотным импульсом относительно продольной оси статического магнитного поля. Угол наклона вектора улучшает контраст.

Удельный коэффициент поглощения (УКП): Количество РЧ энергии, которую пациенту разрешается получать за определенный промежуток времени.

УКП: См. удельный коэффициент поглощения.

Уравнение Лармора: Выражение пропорционального отношения между частотой прецессии магнитного момента ядра (f_0) и магнитным полем (B_0) с гиромагнитным отношением (g) в Герцах/Гауссах: $f_0 = g B_0$.

Усреднение Технология усиления соотношения сигнал/шум, при которой одинаковые сигналы МРТ складываются, а затем их сумма делится на количество полученных сигналов.

Фаза: 1. Выделяемый период времени в сердечном цикле (например, систола). 2. Направление сканирования, связанное с фазовым градиентом, обычно соответствующее короткой оси изображения. 3. Положение вращающегося протона.

Фазовое кодирование: Локализация МРТ сигнала с использованием градиентного импульса, с целью изменить фазу спинов до вывода сигнала.

Фазовое изображение: Изображение, генерируемое компьютером, в котором пиксельная интенсивность пропорциональна сдвигу по фазе, созданному от настоящего и мнимого изображений.

Фазовая коррекция: 1. Коррекция спектра таким образом, что все линии спектра с разными частотами находятся в фазе абсорбции. 2. В визуализации, регулировка сигнала в различных частях изображения, с целью получить единообразную фазу.

Фантом: Объект с известными размерами и свойствами, используемый для проверки рабочих характеристик МРТ визуализации. Фантомы используются для ежедневного контроля качества.

Ферромагнетик: Вещество, такое как железо, в котором имеется высокая положительная

магнитная восприимчивость.

Хана эхо: Получение спин эха с помощью повторяющихся радиочастотных импульсов. Первое наблюдаемое использование, равное (90°) радиочастотных импульсов, теперь обычно используется для описания рефокусирования поперечного намагничивания на 180° радиочастотных импульсов.

Химический сдвиг: Изменение ларморовской частоты конкретного ядра при застревании в различных частях в молекуле из-за эффектов магнитного экранирования электронных орбиталей. Химические сдвиги позволяют проводить дифференциацию различных молекулярных соединений с высоким разрешением спектра ЯМР. Сдвиг пропорционален силе магнитного поля и обычно определяется в частях на миллион (промилле) резонансной частоты в отношении к стандартной. Фактическая частота, измеренная для конкретной спектральной линии, может зависеть от факторов окружающей среды, таких как воздействие на силу локального магнитного поля из-за изменений магнитной восприимчивости.

ЦАП: См. цифроаналоговый преобразователь.

Центральная регулировка частоты: Предварительное сканирование для точной настройки частоты передачи/приема системой прецессионной частоте протонов во время исследования, при условии оптимального выбора анатомии пациента.

ЦСЖ: цереброспинальная жидкость.

Частичная визуализация Фурье: Восстановление изображения из набора данных МР, включающее асимметричную дискретизацию k-пространства. Например, ее можно использовать для сокращения времени получения изображения, уменьшая количество требуемых фаз кодирования, либо для сокращения эхо-времени, смещая эхо из центра в окне сбора данных. В любом случае, соотношение сигнал-шум уменьшается, а разрешение может улучшиться до соответствия максимально возможному разрешению данных.

Частота (f): Количество повторов периодического процесса за единицу времени. Прежняя единица измерения (количество циклов за секунду) была заменена единицей в системе СИ, герц, сокращенно Гц. Она соотносится с угловой частотой, ω , при $f = \omega / 2\pi$.

Частотно-избирательный радиомагнитный импульс: Радиомагнитный импульс, содержащий энергию только в пределах установленного частотного диапазона. Обычно используется для активации или для выборочных импульсов насыщения.

Чередующееся получение изображения: Общая совокупность данных двух или более отдельных изображений так, что подгруппа образцов k-пространства второго изображения получается сразу же после первого изображения. Такой способ позволяет

избежать смещения между двумя изображениями и дает возможность провести точное вычитание двух изображений.

Шиммирование: Исправление неоднородностей основного магнитного поля.

Шиммирующие катушки: Катушки для устранения неоднородностей в основном магнитном поле. Неоднородности могут быть вызваны дефектами магнита или влиянием ферромагнитных объектов окружающей среды.

Ширина окна: Ширина окна определяется как сумма интенсивностей выше и ниже установленного уровня. Окно настраивается с помощью регулятора размера по горизонтали.

Шум: Компонент формирования изображения (или спектра), обусловленный случайными и непредсказуемыми процессами, противопоставленный сигналу самого изображения, который обусловлен прогнозируемыми процессами. Не следует путать с артефактами, которые не являются случайными ошибками в изображении. Обычно характеризуется стандартным отклонением интенсивности сигнала изображения равномерного объекта (фантома) в отсутствии артефактов. Измеренный шум может зависеть от конкретного фантома, обусловленного различными воздействиями на Q приемной катушки.

Шум/сигнал: См. соотношение шум-сигнал.

«Щелкнул и потянул»: Нажать и удерживать кнопку мыши при перемещении курсора по экрану.

Экран Фарадея: Электрический проводник, помещенный между передающей и/или приемной катушкой и пациентом, для блокирования электрических полей.

Экранирование помещений: Магнитное экранирование стен (а также пола и потолка) с использованием материала высокой магнитной проницаемости в помещении с магнитом. Экранирование помещений можно выполнять полностью или частично, если краевое поле будет уменьшаться только в определенных зонах (см. также магнитное экранирование).

Электронный парамагнитный резонанс (ЭПР): См. электронный спиновый резонанс.

ЭПР: См. электронный спиновый резонанс.

ЭСР: См. электронный спиновый резонанс.

Эффект парциального объема: Потеря контрастности между двумя соседними тканями на изображении, вызванное недостаточным разрешением так, что более чем один тип ткани занимает один и тот же воксел (или пиксель).

Эхо: См. Спин-эхо

Эхо-время (ВЭ): См. ВЭ.

Эхо-планарная визуализация: Технология визуализации спин-эха или одиночного

градиента, которая создает полное двумерное изображение набора данных с декартовым k -пространством при однократном возбуждении. Например, сигнал свободной индукции наблюдается при периодическом включении магнитного поля y в присутствии градиента магнитного поля x . Преобразование Фурье по результирующему ряду спин-эха может использоваться для получения изображения активной плоскости.

B_0 : Условное обозначение для контрастирующего магнитного (индукционного) поля в МР системе. (Хотя раньше использовался знак H_0 (единицы силы магнитного поля, ампер/метр), его необходимо отличать от более подходящего B_0 (единицы магнитной индукции, тесла).

B_1 : Условный знак для радиочастотного магнитно-индукционного поля, используемый в МР системе (другой ранее используемый символ - H_1). Полезно рассматривать его, как состоящий из двух противоположно вращающихся векторов, обычно в плоскости, перпендикулярной B_0 . При ларморовской частоте векторное вращение в том же самом направлении, что и прецессирующие спины будет сильно взаимодействовать со спинами.

dB/dt : Скорость изменения магнитного поля (индукции) с течением времени. Поскольку изменение магнитных полей может вызвать электрические токи, в этой области необходимо соблюдать пределы безопасности.

G_x, G_y, G_z : Условные знаки для градиента магнитного поля. Используются с нижним индексом для обозначения пространственного направления градиента, т.е. направления по которому меняется поле.

B_0 : Условный знак, использовавшийся раньше для постоянного магнитного поля в МР системе. С точки зрения физики более правильно использовать B_0 . Магнетик обеспечивает напряжённость поля, H . Однако в точке объекта спины испытывают магнитную индукцию.

H_1 : Условный знак, использовавшийся раньше для радиочастотного магнитного поля в МР системе. С точки зрения физики более правильно использовать B_1 . Правильно рассматривать его, как состоящий из двух противоположно вращающихся векторов.

J : Обычно используется для обозначения постоянной взаимодействия. Разность частот, полученная от спин-спинового взаимодействия.

J -модуляция: Изменение в относительной фазе рядов компонентов мультиплета (см. спин-спиновое взаимодействие), вызванное аккумуляциями дифференциальной фазы,

зависящих от конкретных используемых параметров сбора. Например, в различных последовательностях спин-эха результирующая модуляция чистого выбора внутримпульсной модуляции задерживает эхо.

k-пространство: Математическое пространство, в котором представлено преобразование Фурье изображения. Данные, полученные для восстановления МР-изображения, в целом соответствуют образцам k-пространства, которые представляют значения преобразования Фурье изображения в конкретном местоположении в k-пространстве. См. также пространственная частота.

Mo: Равновесное значение намагниченности, идущее в направлении статического магнитного поля. См. продольная намагниченность.

T1: Постоянная времени для возврата вектора намагниченности на продольную ось после возбуждения РЧ импульсом. Другие названия – спин-решетчатое время или время продольной релаксации.

T1-взвешенное изображение: Протоколы сканирования, в которых влияние T1 превалирует над другими релаксационными эффектами.

T2: Постоянная времени для потери фазовой когерентности среди спинов, вызванной их взаимодействием и результирующая потеря в МРТ сигнале поперечного намагничивания. Другие названия – спин-спиновое или поперечное время релаксации.

T2-взвешенное изображение: Протоколы сканирования, в которых влияние T2 превалирует над другими эффектами контраста.

T2*: Время спин-спиновой релаксации, результирующее из вкладов молекулярных взаимодействий и неомогенностей магнитного поля. Поскольку эти неомогенности не восполняются градиентным реверсированием, контрастность на градиент-эхо изображениях зависит от T2*.

T2*- взвешенное изображение: Протоколы сканирования, в которых влияние T2* превалирует над другими эффектами контраста. Существуют две основные градиент-эхо импульсные последовательности, которые могут использоваться для создания T2*-взвешенных изображений.

TE (ВЭ): Эхо-время. Время между 90-градусным импульсом и максимальным эхо в спин-

эхо последовательности.

TE1: Время от середины первого возбуждающего импульса до середины первого считывания в асимметричной спин-эхо импульсной последовательности.

TE2: Время от середины первого возбуждающего импульса до середины второго считывания в асимметричной спин-эхо импульсной последовательности.

Филатов	ЕТ-25699	22.04.2010	22.06.2010	Гемостатический коллагеновый рассасывающийся компресс Pangen	Laboratories URGO	Франция	Медком-МП	ФК исх.10-590/10 от 17.05.10 отправлено на Петровский 24.05.10
Филатов	ЕТ-25698	22.04.2010	22.06.2010	Повязка раневая стерильная URGOSORB Silver	Laboratories URGO Advanced Medical Solutions Ltd	Франция, Великобритания	Медком-МП	ФК исх.10-589/10 от 17.05.10 отправлено на Петровский 24.05.10
Филатов	ЕТ-25682	22.04.2010	22.06.2010	Аппарат ультразвуковой диагностический Aixplorer	SuperSonic	Франция	ООО "Хайнеманн Медицинтехник"	Рассмотреть !

Передала информацию Лене З. 27.05.10г.

