

**ПРАВИТЕЛЬСТВО МОСКВЫ  
ДЕПАРТАМЕНТА ЗДРАВООХРАНЕНИЯ**

«Согласовано»

Заместитель председателя Ученого  
медицинского совета Департамента  
здравоохранения

*Л.Г. Костюков*

Л.Г. Костюков  
« 5 » октября 2011 г.



«Утверждаю»

Первый заместитель руководителя  
Департамента здравоохранения

*Н.Ф. Плунин*

« 10 »



**МЕТОДИКА КОНТРОЛЯ ПАРАМЕТРОВ И  
ХАРАКТЕРИСТИК МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНЫХ  
ТОМОГРАФОВ В УСЛОВИЯХ ЭКСПЛУАТАЦИИ**

Методические рекомендации № 14

Главный специалист по лучевой  
диагностике  
Департамента здравоохранения города  
Москвы

*Ю.В. Варшавский*

Проф. Ю.В. Варшавский  
« 30 » сентября 2011 г.

Москва, 2011

ПРАВИТЕЛЬСТВО МОСКВЫ  
ДЕПАРТАМЕНТА ЗДРАВООХРАНЕНИЯ

«Согласовано»

Заместитель председателя Ученого  
медицинского совета Департамента  
здравоохранения

*Л.Г. Костов*

Л.Г. Костов  
« 5 » октября 2011 г.



«Утверждаю»

Первый заместитель руководителя  
Департамента здравоохранения

*И.Ф. Иванов*  
« 10 »



МЕТОДИКА КОНТРОЛЯ ПАРАМЕТРОВ И  
ХАРАКТЕРИСТИК МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНЫХ  
ТОМОГРАФОВ В УСЛОВИЯХ ЭКСПЛУАТАЦИИ

Методические рекомендации № 17

Главный специалист по лучевой  
диагностике  
Департамента здравоохранения города  
Москвы

*Ю.В. Варшавский*

Проф. Ю.В. Варшавский  
« 30 » сентября 2011 г.

Москва, 2011

Учреждение-разработчик: Научно-практический центр медицинской радиологии Департамента здравоохранения г. Москвы

## Содержание

3

Составители: заместитель директора по научно-технической работе д.т.н. М.И. Зеликман, начальник отдела рентгенодиагностического технического контроля к.т.н. С.А. Кручинин, инженер отдела рентгенодиагностического технического контроля К.А. Снопина

Под редакцией д.м.н. проф. Ю.В. Варшавского

Рецензенты: заведующий лабораторией ФГУ ВНИИИМТ Росздравнадзора д.т.н. проф. Н.Н. Блинов, директор ООО «РЕНТГЕН-КОМПЛЕКТ» к.т.н. А.Б. Блинов

Предназначение: для лаборантов и врачей отделения (кабинетов) МРТ, а также инженеров и техников, осуществляющих технический контроль и обслуживание МРТ.

1. Основные положения.....	4
2. Контроль параметров и характеристик магнитной системы.....	6
2.1. Индукция статического магнитного поля.....	7
2.2. Область контролируемого доступа.....	8
3. Контроль параметров и характеристик качества изображения.....	9
3.1. Отношение сигнал/шум.....	10
3.2. Неравномерность распределения яркости поля изображения.....	13
3.3. Пространственная разрешающая способность.....	14
3.4. Пространственная нелинейность.....	16
3.5. Толщина выделяемого среза.....	17
3.6. Артефакты изображения.....	20
3.6.1. Радиочастотный квадратурный артефакт изображения.....	20
3.6.2. Артефакт фазового кодирования.....	21
4. Контроль параметров электромагнитных полей и шумовых характеристик на рабочих местах.....	23
4.1. Уровень индукции постоянного магнитного поля на рабочих местах.....	23
4.2. Уровень электромагнитного излучения ПЭВМ.....	24
4.3. Уровень шума.....	25
5. Заключение.....	26
6. Список литературы.....	27

Данный документ является собственностью Департамента здравоохранения города Москвы и не подлежит тиражированию и распространению без соответствующего разрешения

## 1. Основные положения

На сегодняшний день магнитно-резонансные томографы (МРТ) широко используются для получения качественных диагностических данных во многих учреждениях Департамента здравоохранения города Москвы. Потребность в проведении контроля эксплуатационных параметров и характеристик МРТ прежде всего продиктована необходимостью обеспечения безопасности пациентов и медицинского персонала, а также предоставления регистрации ложной диагностической информации. Для выполнения заданных требований необходимо обеспечить надлежащий контроль параметров и характеристик МРТ не только во время установочных (инсталляционных) технических испытаний, но и в процессе эксплуатации. Методика контроля должна учитывать непосредственное влияние характеристик электромагнитного поля на основные параметры изображения, являющегося определяющим при оценке состояния больного, и давать возможность оценить работоспособность магнитной системы.

При проведении испытаний МРТ необходимо руководствоваться следующими основными положениями.

1.1. Техническим испытаниям должно подвергаться оборудование в следующих случаях:

- при первичной установке (инсталляции);
- при продлении срока действия технического паспорта на кабинет МРТ;
- после ремонта или замены одного из основных блоков МРТ (магнитной системы, системы градиентов, системы радиочастотных катушек, блока питания, системы охлаждения, программного обеспечения).

1.2. При проведении технических испытаний определена следующая номенклатура проверяемых параметров:

- 1.2.1. Контроль параметров и характеристик магнитной системы
  - 1.2.1.1. Индукция статического магнитного поля
  - 1.2.1.2. Область контролируемого доступа
- 1.2.2. Контроль параметров и характеристик качества изображения
  - 1.2.2.1. Отношение сигнал/шум
  - 1.2.2.2. Неравномерность распределения яркости поля изображения
  - 1.2.2.3. Пространственная разрешающая способность
  - 1.2.2.4. Пространственная нелинейность

- 1.2.2.5. Толщина выделяемого среза
- 1.2.2.6. Артефакты изображения

1.2.3. Контроль параметров электромагнитных полей и шумовых характеристик на рабочих местах

- 1.2.3.1. Уровень индукции постоянного магнитного поля на рабочих местах
- 1.2.3.2. Уровень электромагнитного излучения ПЭВМ
- 1.2.3.3. Уровень шума

1.3. Проведение технического контроля в условиях эксплуатации должно осуществляться с периодичностью 1 раз в 2 года (не реже 1 раза в 3 года).

1.4. Перед проведением испытаний необходимо убедиться в отсутствии внешних воздействий, которые могли бы повлиять на точность воспроизведения результатов. Для этого следует тщательно подготовить рабочие места и обеспечить требуемые условия испытаний.

1.4.1. Необходимо обеспечить следующие параметры окружающей среды:

- Температура  $22 \pm 4^\circ\text{C}$ ;
- Относительная влажность воздуха – до 98%;
- Атмосферное давление - от 60 до 106 кПа.

1.4.2. Включить систему охлаждения и источник питания МРТ.

1.4.3. Обеспечить хороший прогрев МРТ в течение 1 часа.

1.4.4. Обеспечить электрическое питание используемой РЧ-катушки.

1.4.5. При проведении испытаний соблюдать требования, указанные в данной методике в разделах 2 – 4.

## 2. Контроль параметров и характеристик магнитной системы

### 2.1. Индукция статического магнитного поля

2.1.1. Проверка величины индукции статического магнитного поля проводится внутри рабочей зоны. Это область, в которой производитель МРТ гарантирует заявленное значение отношения сигнал/шум, а также значения остальных параметров, характеризующих качество получаемых изображений. Рабочая зона представляет собой сферу с центром в изоцентре МР-системы и имеющую радиус не менее:

- 10 см – при сканировании головы;
- 20 см – при сканировании тела.

2.1.2. Контроль осуществляется с использованием прибора-миллигесламетра, позволяющего измерять индукцию постоянного магнитного поля, и координатного устройства (рулетки).

2.1.3. Процедура проведения испытаний заключается в следующем:

2.1.3.1. С помощью миллигесламетра определяют величину индукции магнитного поля в изоцентре МРТ: в точке с координатами  $(0, 0, 0)$  (Рис.1).

2.1.3.2. Проводят измерения величины индукции магнитного поля в контрольных точках:  $(+100 \text{ мм}, 0, 0)$ ,  $(-100 \text{ мм}, 0, 0)$ ,  $(0, +100 \text{ мм}, 0)$ ,  $(0, -100 \text{ мм}, 0)$ ,  $(0, 0, +100 \text{ мм})$ ,  $(0, 0, -100 \text{ мм})$  – при сканировании головы;  $(+200 \text{ мм}, 0, 0)$ ,  $(-200 \text{ мм}, 0, 0)$ ,  $(0, +200 \text{ мм}, 0)$ ,  $(0, -200 \text{ мм}, 0)$ ,  $(0, 0, +200 \text{ мм})$ ,  $(0, 0, -200 \text{ мм})$  – при сканировании тела. Контрольные точки определяются с помощью координатного устройства.

2.1.3.3. Вычисляют отклонение измеренных величин индукции магнитного поля в контрольных точках от значения, полученного в начале координат  $(0, 0, 0)$ .

2.1.4. Аппарат считается прошедшим испытание по данному пункту, если полученные величины отклонений не превышают допустимые, указанные в технической документации.

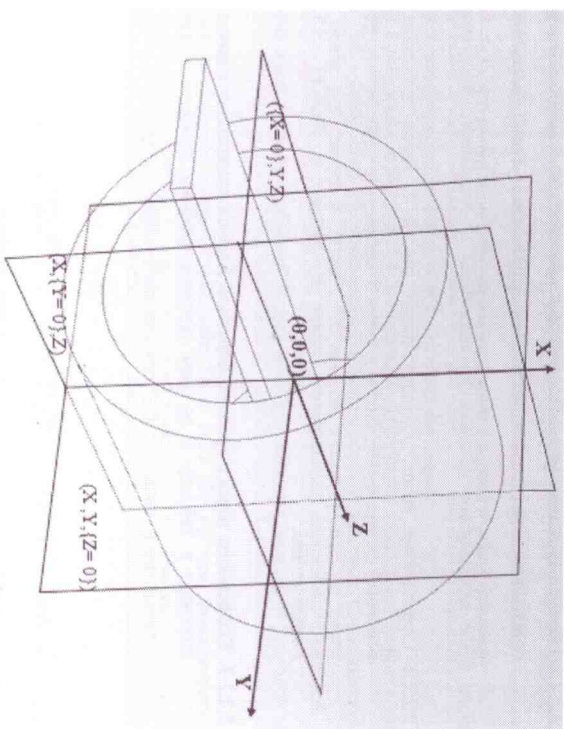


Рис.1. Схема пространственного положения МРТ с изоцентром в точке  $(0,0,0)$

### 2.2. Область контролируемого доступа

2.2.1. Необходимость проверки границ области контролируемого доступа вызвана прежде всего обеспечением мер безопасности пациентов и медицинского персонала и ограничением их нахождения в области, индукция магнитного поля внутри которой превышает 5 Гаусс ( $0,5 \text{ мТл}$ ).

2.2.2. Данная проверка сводится к процедуре измерения расстояния от изоцентра МРТ до точки в пространстве, соответствующей уровню индукции магнитного поля в 5 Гаусс (определения пространственных координат точки), и осуществляется с помощью миллигесламетра и рулетки. Контроль проводится в соответствии с п.2.2.2.1 – 2.2.2.3.

2.2.2.1. Перемещая датчик миллитесламетра в пространстве и периодически изменяя его ориентацию, тем самым определяя направление линий магнитной индукции, находят точки, в которых индукция магнитного поля равна  $0,5 \text{ мТл}$ .

2.2.2.2. Определение точек, принадлежащих линии  $5 \text{ Гаусс}$ , проводят вдоль трех основных направлений (вправо и влево относительно центра по оси  $Z$ , вправо и влево по оси  $Y$ , вверх по оси  $X$ ) (Рис.1), а также под углом  $45^\circ$  к этим направлениям.

2.2.2.3. Координаты точек с уровнем индукции  $5 \text{ Гаусс}$ , измеренные с помощью рулетки, заносятся в таблицу и по ним строятся графики положения кривой  $5 \text{ Гаусс}$ , которые представляют собой сечения полученной поверхности плоскостями ( $\{X=0\}, \{Y=0\}, \{Z=0\}$ ) (Рис. 1).

2.2.3. Аппарат считается прошедшим испытание, если полученные значения лежат внутри области, ограниченной линией  $5 \text{ Гаусс}$ , которая приведена в технической документации.

### 3. Контроль параметров и характеристик качества изображения.

При контроле параметров и характеристик качества изображения МРТ необходимо руководствоваться следующими положениями:

- При проведении процедуры сканирования выбирается последовательность спинное эхо (SE – Spin Echo). Не рекомендуется использование быстрых последовательностей RARE, FLASH и других, а также специальных последовательностей FLAIR (подавление сигнала свободной воды), STIR (подавление сигнала от жировой ткани) и т.п.
- Время повторения последовательности  $TR < 5 \cdot T1$  [3], причем длительность спин – решетчатой релаксации  $T1$  определяется материалом тест - объекта (например, фантом MultiPhase-Rhantom E 38 19 195 K2130, Siemens, имеет в своем составе соли  $\text{CaSO}_4$ , для которых  $T1$  составляет от 860 до 40 мс при концентрации от 1 до 25 ммМ).
- Время эхо (TE) должно быть в пределах величин, используемых в клинической практике.
- Предпочтительной является последовательность T1 SE [4] в сагиттальной плоскости со следующими параметрами: TR - от 300 до 750 мс, TE - от 10 до 40 мс [5], количество усреднений – 1.
- Толщина среза выбирается равной 5 мм.
- Все тестовые процедуры проводятся с использованием катушек и для тела, и для головы.
- Все измерения проводят в пределах рабочей зоны, определенной в п. 2.1.1.

Измерение параметров и характеристик качества изображения осуществляется с помощью специализированного программного обеспечения.

### 3.1. Отношение сигнал/шум.

3.1.1. Измерение величины отношения сигнал/шум осуществляется с помощью фантома цилиндрической или сферической формы, наполненного MR-контрастной жидкостью (например, дистиллированной водой с растворенными в ней парамагнитными солями сульфата меди(II) или хлорида марганца(II)). Геометрические размеры фантома должны превосходить область рабочей зоны (п. 2.1.1).

3.1.2. Перед проведением процедуры сканирования следует установить РЧ-катушку на деке стола пациента и обеспечить ее электрическое питание. Внутри РЧ-катушки размещается фантом и центрируется относительно нее с помощью нанесенных на поверхность фантома вспомогательных меток. После этого, необходимо добиться совпадения центра приемной РЧ-катушки с изоцентром МРТ путем совмещения меток с лазерным лучом.

3.1.3. Процедура определения величины отношения сигнал/шум состоит из следующих этапов:

3.1.3.1. Осуществляется сканирование для получения первого изображения однородного объекта.

3.1.3.2. На полученном изображении выделяется область интереса, включающая не менее 75% изображения фантома (Рис. 2).

3.1.3.3. По формуле (3.1) рассчитывается среднее значение яркости пикселей внутри области интереса. Полученное значение представляет собой оценку сигнала  $S$ .

$$S = \frac{1}{N} \cdot \sum_{i=1}^N S_i, \quad (3.1)$$

где:  $S_i$  - яркость  $i$ -ого пикселя внутри области интереса.

$N$  - количество пикселей внутри области интереса.

3.1.3.4. Осуществляется повторное сканирование для получения второго изображения. В процессе проведения процедуры необходимо руководствоваться следующими положениями:

- пространственное положение фантома не меняется;
- устанавливаются параметры сканирования, использованные для получения первого изображения;
- пространственное расположение срезов, по которым получают первое и второе изображения, должно совпадать;

- разница во времени между двумя сканированиями не должна превышать 5 минут.

3.1.3.5. Путем попиксельного вычитания второго изображения из первого в соответствии с формулой (3.2) получают разностное изображение (Рис. 3).

$$F_{\text{раз}}(p, q) = F_1(p, q) - F_2(p, q), \quad (3.2)$$

где:  $F_{\text{раз}}(p, q)$ ,  $F_1(p, q)$ ,  $F_2(p, q)$  - яркость пикселя с координатами  $(p, q)$  на разностном, первом и втором изображениях соответственно;

$p = 1, 2 \dots P$ ;

$q = 1, 2 \dots Q$ ;

$P \times Q$  - размер изображений.

3.1.3.6. На полученном разностном изображении выделяется область интереса, определенная в п. 3.1.3.2.

3.1.3.7. По формуле (3.3) рассчитывается среднеквадратическое отклонение  $\sigma_{\text{ш}}$  яркости пикселей внутри области интереса. Полученное значение представляет собой оценку шума.

$$\sigma_{\text{ш}} = \sqrt{\frac{1}{N-1} \cdot \sum_{i=1}^N (I_i - \bar{I})^2}, \quad (3.3)$$

где:  $I_i$  - яркость  $i$ -ого пикселя внутри области интереса.

$\bar{I}$  - среднее значение яркости пикселей внутри области интереса.

$N$  - суммарное число пикселей внутри области интереса.

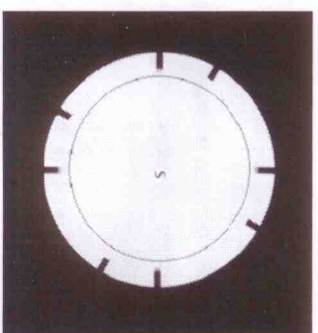


Рис. 2. MR-изображение для оценки уровня сигнала.

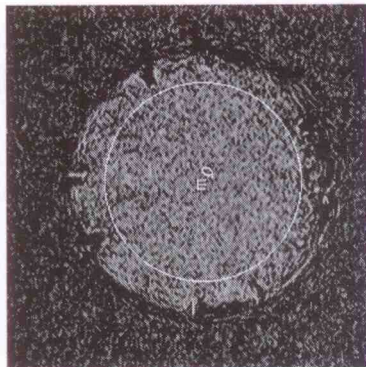


Рис. 3. Разностное MR-изображение для оценки уровня шума.

3.1.3.8. При определении величины отношения сигнал/шум SNR вводится поправочный коэффициент, учитывающий изменение величины среднеквадратического отклонения при вычитании двух изображений. Формула для вычисления величины отношения сигнал/шум принимает следующий вид:

$$SNR = \sqrt{2} \frac{S}{\sigma_{ш}} \quad (3.4)$$

3.1.4. Полученную величину SNR сопоставляют со значением, указанным в технической документации на аппарат.

## 3.2. Неравномерность распределения яркости поля изображения

3.2.1. Измерение величины неравномерности распределения яркости поля изображения проводят с целью контроля однородности постоянных магнитных полей, а также для проверки работоспособности изучаемых и протестированных РЧ-катушек. Данная процедура выполняется с использованием фантома, описанного в п. 3.1.1.

3.2.2. Установку РЧ-катушки и фантома внутри нее, центрирование внутри МРТ осуществляют в соответствии с п. 3.1.2. Далее запускают процедуру сканирования.

3.2.3. На полученном изображении в пределах области фантома в центре изображения (элемент 1 на рис. 4) и в четырех зонах вне центра (элементы 2 – 5 на рис. 4) выделяют области интереса. Каждая из выделенных областей должна содержать не менее 1000 пикселей.

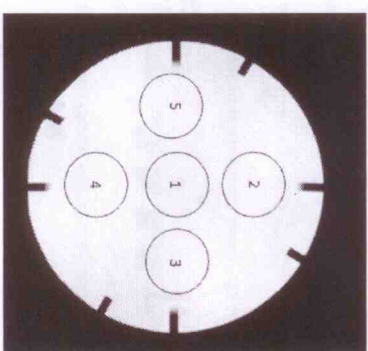


Рис. 4. MR-изображение для оценки величины неравномерности распределения яркости поля изображения

3.2.4. Далее вычисляют среднее значение яркостей пикселей внутри каждой из областей интереса и среди полученных величин определяют минимальное  $S_{min}$  и максимальное  $S_{max}$  значения.

3.2.5. Неравномерность распределения яркости поля изображения ( $U$ ) оценивают в соответствии с формулой (3.5).



$$U = \left| \frac{S_{max} - S_{min}}{S_{max} + S_{min}} \right| \cdot 100\% \quad (3.5)$$

3.2.6. Полученное расчетное значение величины неравномерности распределения яркости не должно превышать 10%.

### 3.3. Пространственная разрешающая способность

3.3.1. Для контроля пространственной разрешающей способности может использоваться тест-объект, содержащий миры с отверстиями различного диаметра, либо периодическую структуру, сформированную из прямоугольных параллелепипедов и зазоров между ними (например, для фантома Midfireprose-Fantom E 38 19 195 K2130 компании Siemens размер разрешаемой структуры  $H$  равен 2,5, 2,0, 1,5, 1,0, 0,7, 0,5, 0,4 мм – рис. 5).

3.3.2. Фантом для контроля пространственной разрешающей способности обычно содержит две миры, направление которых строго определено вдоль осей  $X$  и  $Y$ . Необходимость проведения двух измерений обусловлена независимостью индукций градиентных полей  $B_x$  и  $B_y$ .

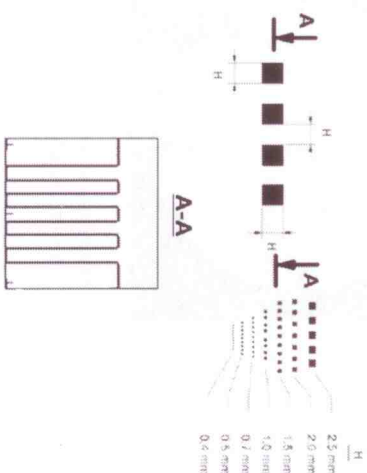


Рис. 5. Вид периодической структуры, сформированной из прямоугольных параллелепипедов и зазоров между ними

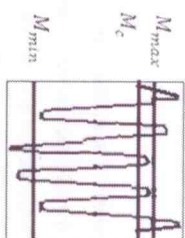


Рис. 6. Профиль границы периодической структуры фантома

3.3.3. Установку РЧ-каатушки и фантома внутри неэ. центрирование внутри МРТ осуществляют в соответствии с п. 3.1.2. Далее запускают процедуру сканирования.

3.3.4. Вдоль каждого из рядов миры строятся профиль границы (Рис. 6).

3.3.5. Далее определяется коэффициент пространственной разрешающей способности ( $K_{пр}$ ):

$$K_{пр} = \frac{M_{max} - M_{min}}{M_c} \cdot 100\%, \quad (3.6)$$

где:  $M_{max}$  - среднее значение максимумов яркости пикселей профиля границ периодической структуры;

$M_{min}$  - среднее значение минимумов яркости пикселей профиля границ периодической структуры;

$M_c$  - среднее значение яркостей пикселей сигнала внутри фантома за пределами вставки с периодической структурой.

3.3.6. Ряд с минимальным размером элемента миры  $H$  (Рис. 5), для которого полученное расчетное значение коэффициента пространственной разрешающей способности превышает 50%, определяет величину пространственной разрешающей способности.

3.3.7. Полученная величина пространственной разрешающей способности, которая представляет собой измеренный в миллиметрах размер наименьшей детали изображения, не должна быть больше значения, указанного в технической документации.

### 3.4. Пространственная нелинейность

3.4.1. Для оценки пространственной нелинейности может использоваться тест-объект, состоящий из малых, расположенных на равном расстоянии друг от друга структур, не пропускающих МР-сигнал той частоты, на которую настроены приемные радиочастотные (РЧ) катушки (остальное пространство тест-объекта заполнено МР-контрастной жидкостью). Возможна обратная ситуация, когда дискретные элементы представляют собой отверстия в пластине, не пропускающей МР-сигнал частоты, на которую настроены приемные РЧ-катушки. В этом случае на зарегистрированном изображении они будут представлены в виде светлых точек на темном фоне.

3.4.2. Установку РЧ-катушки и фантома внутри нее, центрирование внутри МРТ осуществляют в соответствии с п. 3.1.2. Далее запускают процедуру сканирования.

3.4.3. На полученном изображении выделяют отрезки, соединяющие центры ближайших элементов  $L_i$ , измеряют длины отрезков и рассчитывают величину пространственной нелинейности ( $R$ ) по следующей формуле:

$$R = \max \left\{ \frac{|L_i - L_d|}{L_d} \right\} \cdot 100\%, \quad (3.7)$$

здесь:  $L_d$  — заданное в документации на тест-объект расстояние между центрами ближайших элементов.

3.4.4. Полученное расчетное значение величины пространственной нелинейности не должно превышать 10%.

### 3.5. Толщина выделяемого среза

3.5.1. Толщину выделяемого среза можно оценивать с использованием тест-объекта, содержащего два противоположно направленных клина или наклонные пластины, материал которых не пропускает МР-сигнал частоты, на которую настроены приемные РЧ-катушки (оставшееся пространство тест-объекта заполнено МР-контрастной жидкостью). Поверхности обоих клиньев (пластин) располагаются под углом  $\alpha$  к плоскости среза (Рис. 7). Величина угла должна удовлетворять следующему неравенству:

$$\operatorname{tg}(\alpha) \leq \frac{h}{5 \cdot d}, \quad (3.8)$$

где:  $h$  — толщина выделяемого среза,  $d$  — размер пикселей изображения.

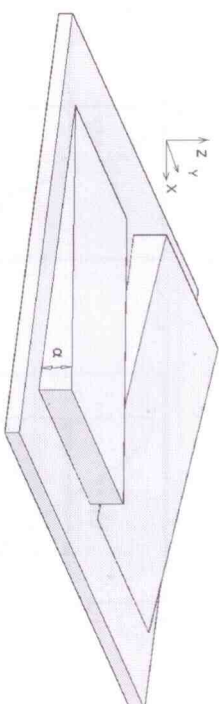


Рис. 7. Внешний вид тест-объекта с двумя наклонными клиньями

3.5.2. Для измерения слоя малой толщины рекомендуется использование фантома с клиньями во избежание влияния погрешности из-за резких перепадов профиля яркостей выделяемого среза.

3.5.3. Установка фантома производится в соответствии с п. 3.1.2, далее выбирается аксиальная плоскость получения изображения (плоскость  $x$ - $y$  на рис. 7) и осуществляется процесс сканирования.

3.5.4. На полученном изображении задают направление оси  $Y$  как границы режущего перепада яркости пикселей внутри фантома (Рис. 8). Перпендикулярно к оси  $Y$  проводится отрезок АВ (его направление совпадает с осью  $X$ ) так, чтобы он пересекал переходную область с плавным увеличением яркости пикселей изображения клина (наклонной плоскости). Вдоль данного отрезка строят профиль яркостей выделяемого среза (Рис. 9а, б).

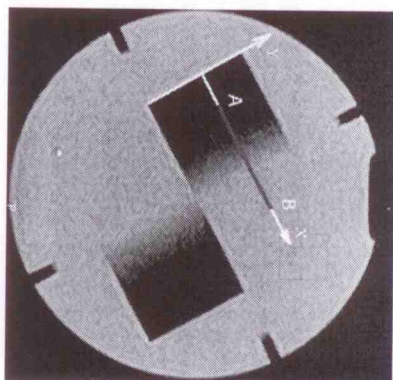


Рис. 8. Зарегистрированное изображение для оценки толщины среза

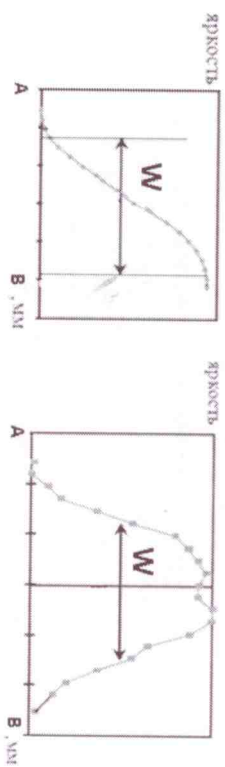


Рис.9 Профили яркостей выделяемого среза

для фантома с клиньями (а), для фантома с наклонными пластинами (б)

3.5.5. По полученной кривой (Рис. 9а, б) измеряют ширину профиля среза ( $W$ ). При использовании клиньев, эта величина представляет собой ширину области изменения яркости сигнала (переходная область в диапазоне 5 – 95% от максимального значения); если же в качестве тест-объекта используются наклонные пластины, то ширина профиля среза оценивается как ширина полученного профиля на уровне половины максимального значения (в англоязычной литературе используется аббревиатура FWHM - Full Width Half Maximum). Данный параметр оценивают для двух клиньев или двух наклонных пластин, при этом получают два значения ширины профиля среза ( $W_1$  и  $W_2$  соответственно).

3.5.6. Далее с учетом угла наклона  $\alpha$  рассчитывается толщина среза  $h$  по следующей формуле:

$$h = tg(\alpha) \cdot \frac{(W_1 + W_2)}{2} \quad (3.9)$$

3.5.7. При толщине слоев больше 2 мм отклонение от установленного в процессе данной проверки значения не должно превышать 1 мм; если толщина слоя меньше 2 мм, то в этом случае отклонение от установленного значения не должно превышать 50%.

### 3.6. Артефакты изображения

#### 3.6.1. Радиочастотный квадратурный артефакт изображения

3.6.1.1. Для выявления РЧ-квадратурного артефакта изображения, который является следствием ошибок при выделении квадратурных составляющих сигнала, а также различной проводимости каналов квадратурного демодулятора, используется фантом, имеющий МР-контрастную цилиндрическую вставку (Рис. 10).

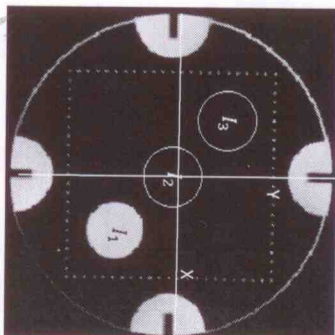


Рис. 10. Оценка РЧ-квадратурного артефакта изображения

3.6.1.2. Осуществляется процедура сканирования в соответствии с п. 3.1.2. На полученном изображении рассчитываются средние значения яркости пикселей внутри следующих областей:

- $I_1$  – внутри цилиндрической вставки;
- $I_2$  – внутри окружности, находящейся в центре МР-изображения;
- $I_3$  – внутри окружности, расположенной во втором квадранте, центр которой находится на том же расстоянии от осей  $x$  и  $y$ , что и центр цилиндрической вставки.

3.6.1.3. Далее, по формуле 3.10 определяют величину квадратурного артефакта  $G$ , измеряемому в %:

$$G = \frac{|I_3 - I_2|}{I_1} \cdot 100\% \quad (3.10)$$

3.6.1.4. Полученное расчетное значение квадратурного артефакта не должно превышать 2,5 %.

3.6.1.5. В том случае если квадратурный демодулятор в схеме регистрации РЧ-сигнала реализован в цифровом виде, данный параметр может не проверяться.

#### 3.6.2. Артефакт фазового кодирования.

3.6.2.1. Артефакт фазового кодирования проявляется в виде сдвигов сигнала в направлении кодирования фазы (ось  $OY$  на рис. 11) и вызван искажением данных  $k$  – пространства (матрицы МР-данных, содержащих информацию в частотной области). Измерения проводятся с помощью однородной секции фантома (Рис. 11).

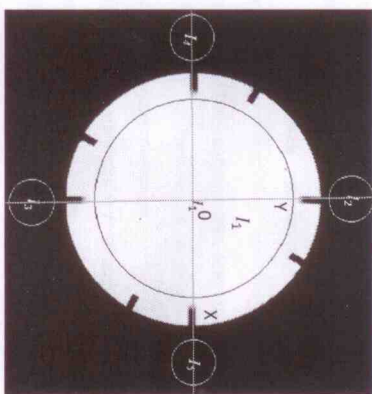


Рис. 11. Оценка артефакта фазового кодирования

3.6.2.2. Осуществляется процедура сканирования в соответствии с п. 3.1.2.

3.6.2.3. На полученном изображении рассчитываются средние значения яркости пикселей внутри следующих областей:

- $I_1$  – в области интереса (диаметр области интереса составляет 75% от диаметра изображения тест-объекта) внутри фантома;
- $I_2, I_3$  – внутри окружностей, центры которых располагаются на оси  $OY$ , проходящей через центр МР-изображения, а сами окружности находятся за пределами изображения тест-объекта;
- $I_4, I_5$  – внутри окружностей, центры которых располагаются на оси  $OX$ , проходящей через центр МР-изображения, а сами окружности находятся за пределами изображения тест-объекта;

3.6.2.4. В соответствии с формулой (3.11) определяют величину артефакта фазового кодирования  $F$ , измеряемую в %:

$$F = \frac{|(I_2 + I_3) - (I_4 + I_5)|}{2 \cdot I_1} \cdot 100\% \quad (3.11)$$

3.6.2.5. Полученное расчетное значение артефакта фазового кодирования не должно превышать 2,5 %.

#### 4. Контроль параметров электромагнитных полей и шумовых характеристик на рабочих местах.

Контроль параметров электромагнитных полей и шумовых характеристик на рабочих местах проводится с целью обеспечения требуемых условий труда медицинского персонала и безопасности пациентов в соответствии требованиями санитарных норм и правил [3-6].

##### 4.1. Уровень индукции постоянного магнитного поля на рабочих местах

4.1.1. Контроль уровней постоянного магнитного поля (ПМП) на рабочих местах проводится путем измерения магнитной индукции в [мТл] или напряженности магнитного поля в [кА/м] на постоянных рабочих местах и в рабочей зоне в точках возможного пребывания персонала (в зоне установки прямо-передающей катушки, перемещения стола, укладки пациента и т.д.).

4.1.2. Процедура измерения уровня ПМП состоит из следующих этапов:

4.1.2.1. Измеряют уровень ПМП на рабочем месте медицинского персонала и выбирают наибольшее из всех зарегистрированных значений.

4.1.2.2. Измеряют уровень ПМП в процедурной в зоне возможного пребывания персонала. В случае непосредственного контакта рук человека с поверхностью магнита измерения магнитной индукции ПМП производятся путем непосредственного контакта датчика средства измерения с поверхностью магнита.

4.1.2.3. Полученные значения сравнивают с предельно допустимыми уровнями (ПДУ) ПМП в зависимости от времени их воздействия на работника за смену для условий общего (на все тело) и локального (кисти рук, предплечья) воздействия (Табл. 1).

Предельно допустимые уровни ПМП

Таблица 1

Время воздействия за рабочий день, минуты	Условия воздействия			
	Общее ПДУ напряженности, кА/м	ПДУ магнитной индукции, мТл	Локальное ПДУ напряженности, кА/м	ПДУ магнитной индукции, мТл
0 - 10	24	30	40	50
11 - 60	16	20	24	30
61 - 480	8	10	12	15

4.1.3. Аппарат считается прошедшим испытания по данному пункту, если полученные значения ПМП не превышают ПДУ ПМП.

#### 4.2. Уровень электромагнитного излучения ПЭВМ

4.2.1. Контроль уровня электромагнитного излучения ПЭВМ осуществляется путем измерения напряженности электрического поля [В/м], плотности магнитного потока (магнитной индукции) [нТл] и напряженности электростатического поля [кВ/м] на соответствующем рабочем месте.

4.2.2. Измерение уровней переменных электрических, магнитных и электростатических полей на рабочем месте, оборудованном ПЭВМ, производится на расстоянии 50 см от экрана на трех уровнях на высоте 0,5; 1,0 и 1,5 м.

4.2.3. Оценка результатов измерений должна осуществляться с учетом погрешности используемого средства метрологического контроля.

4.2.4. Аппарат считается прошедшим испытания по данному пункту, если полученные значения не превышают временные допустимые уровни (ВДУ) электромагнитного поля (ЭМП), создаваемые ПЭВМ на рабочих местах, приведенные в табл. 2.

Таблица 2

Временные допустимые уровни ЭМП, создаваемые ПЭВМ на рабочих местах

Наименование параметров	ВДУ	
	Напряженность электрического поля, В/м	в диапазоне 5ГГц – 2кГц
Плотность магнитного потока, нТл	в диапазоне 2 – 400кГц	2,5
	в диапазоне 5ГГц – 2кГц	250
Напряженность электростатического поля, кВ/м	в диапазоне 2 – 400кГц	25
		15

4.2.5. Если на рабочем месте, оборудованном ПЭВМ, интенсивность электрического и/или магнитного поля в диапазоне 5 Гц – 2 кГц превышает значения, приведенные в табл. 2, следует проводить измерения фоновых уровней ЭМП промышленной частоты (при выключенном оборудовании). Фоновый уровень электрического поля 50 Гц не должен превышать 500 В/м. Фоновые уровни индукции магнитного поля не должны превышать 1000 нТл.

#### 4.3. Уровень шума

4.3.1. Контроль акустического шума осуществляется путем измерения уровня звука в [дБ] по шкале А и уровней звукового давления по спектру в октавных полосах частот на постоянных рабочих местах и в рабочей зоне в точках возможного пребывания персонала.

4.3.2. В процедурной измерения проводят на расстоянии 1 м от МРТ, в пультевой и кабинете врача – на рабочих местах персонала.

4.3.3. Оценка уровня шума, воздействующего на медицинский персонал в помещениях процедурной и пультевой, проводится с учетом времени воздействия шума (Табл. 3). От измеренного уровня вычитается поправка на время воздействия.

Таблица 3

	Поправки на время воздействия													
	Время, час													
Поправка, дБА	8	7	6	5	4	3	2	1	0,5	15мин	5мин			
	0	0,5	1,2	2	3	4,2	6	9	12	15	20			

4.3.4. Аппарат считается прошедшим испытания по данному пункту, если полученные значения не превышают допустимые уровни звука и звукового давления, приведенные в табл. 4.

Таблица 4

Допустимые уровни звука и звукового давления

Помещение	Эквив. уровни звука, дБА	Уровни звукового давления, дБ в октавных полосах частот со среднегеометрическими частотами, Гц								
		31,5	63	125	250	500	1000	2000	4000	8000
Процедурная (пациенты)	50	-	71	61	54	49	45	42	40	38
Процедурная (медицинский персонал)	55	-	75	66	59	54	50	47	45	43
Пультевая	50	86	71	61	54	49	45	42	40	38
Кабинет врача	35(50)	76	59	48	40	34	30	27	25	23

## 5. Заключение.

Разработанные методические указания (методика) позволяют осуществить надлежащий технический эксплуатационный контроль МРТ. Указанный в методике объем проверки дает возможность обеспечить корректную работу МРТ, а также безопасность пациентов и персонала во время исследований.

В процессе технической приемки кабинета МРТ помимо указанных проверок необходимо проводить испытания и оценку искусственной освещенности и показателя микроклимата на рабочих местах в помещениях МРТ. Измерения этих параметров должны осуществляться ФГУЗ «Центр гигиены и эпидемиологии в городе Москве» (или его филиалами) или иными организациями, имеющими соответствующую аккредитацию.

## 6. Список литературы

1. ГОСТ Р 50267.33 – 99. Изделия медицинские электрические. Часть 2. Частные требования безопасности к медицинскому диагностическому оборудованию, работающему на основе явления магнитного резонанса.
2. Информационно – методическое письмо от 01.08.2007 № 9-05/122-486 «Санитарно-гигиенические требования к магнитно-резонансным томографам и организации работы» Управления Роспотребнадзора по г. Москве.
3. СанПиН 2.2.4.1191-03 «Электромагнитные поля в производственных условиях».
4. СанПиН 2.2.4/2.4.1340-03 «Гигиенические требования к персональным электронно-вычислительным машинам и организации работы».
5. СН № 3057-84 «Санитарные нормы допустимого шума, создаваемого изделиями медицинской техники в помещениях лечебно-профилактических учреждений (и методические рекомендации по их применению)».
6. СН № 2.2.4/2.1.8.562-96 «Шум на рабочих местах, в помещениях жилых, общественных зданий и на территории жилой застройки».
7. NEMA Standards Publications MS 1-2001. Determination of Signal-to-Noise Ratio (SNR) in Diagnostic Magnetic Resonance Imaging. 2001. <http://www.nema.org>
8. American College of Radiology. Phantom Test Guidance for the ACR MRI Accreditation Program, 2005. <http://www.acr.org>
9. Donald W. McRobbie, Elizabeth A. Moore, Martin J. Graves, Martin R. Prince. MRI from Picture to Proton. Cambridge University Press, 2006.