

**ПРАВИТЕЛЬСТВО МОСКВЫ  
ДЕПАРТАМЕНТА ЗДРАВООХРАНЕНИЯ  
ГОРОДА МОСКВЫ**

Согласовано

Утверждаю

Заместитель председателя УМС  
Департамента здравоохранения  
города Москвы

Первый заместитель руководителя  
Департамента здравоохранения  
города Москвы



**МЕТОДИКА КОНТРОЛЯ ПАРАМЕТРОВ И  
ХАРАКТЕРИСТИК МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНЫХ  
ТОМОГРАФОВ ДЛЯ ПРОВЕДЕНИЯ ИССЛЕДОВАНИЯ  
КОНЕЧНОСТЕЙ**

Методические рекомендации № 31

Главный внештатный специалист по  
лучевой диагностике  
Департамента здравоохранения города  
Москвы



**НИЦ  
МЕДРАДИОЛОГИИ  
БИБЛИОТЕКА**

Москва, 2014

Учреждение-разработчик: Государственное бюджетное учреждение здравоохранения «Научно-практический центр медицинской радиологии Департамента здравоохранения города Москвы»

Составители: инженер отдела рентгенорадиологического технического контроля К.А. Снопва

Под редакцией д.м.н. проф. А.И. Громова

Рецензенты: заведующий сектор НИИИН д.т.н. проф. Л.В. Владимиров

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

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

**Содержание**

1. Основные положения .....	4
2. Контроль параметров и характеристик магнитной системы .....	7
2.1. Неоднородность статического магнитного поля .....	7
2.1.1. Спектральный метод .....	7
2.1.2. Метод изменения ширины полосы пропускания .....	8
2.2. Область контролируемого доступа .....	11
3. Контроль параметров и характеристик качества изображения .....	12
3.1. Отношение сигнал/шум .....	12
3.2. Неравномерность распределения яркости поля изображения .....	15
3.3. Пространственная разрешающая способность .....	16
3.4. Пространственная нелинейность .....	17
3.5. Толщина выделяемого среза .....	18
3.6. Артефакты изображения .....	20
3.6.1. Радиочастотный квадратурный артефакт изображения .....	20
3.6.2. Артефакт фазового кодирования .....	22
4. Контроль параметров электромагнитных полей и шумовых характеристик на рабочих местах .....	24
4.1. Уровень индукции постоянного магнитного поля на рабочих местах .....	24
4.2. Уровень электромагнитного излучения ПЭВМ .....	25
4.3. Уровень шума .....	26
4.4. Эффективность электромагнитного экранирования .....	27
5. Заключение .....	28
6. Список литературы .....	29

Н И Ц  
МЕДРАДИОЛОГИИ  
БИБЛИОТЕКА

## 1. Основные положения

На сегодняшний день магнитно-резонансные томографы (МРТ) широко используются для получения качественных диагностических данных во многих лечебно-профилактических учреждениях (ЛПУ) во всем мире и в России в частности. Данный метод позволяет не только визуализировать мягкие ткани с отличным контрастом и высоким пространственным разрешением, но также одновременно получать дифференцированное изображение костной ткани, костного мозга, связок, хрящей, сухожилий, мышц, жировой ткани и сосудистого нервного пучка. В связи с многочисленными показаниями к проведению магнитно-резонансной томографии при диагностике заболеваний конечностей развитие получил отдельный класс специализированных МРТ: МРТ для получения изображений конечностей человека.

Хотя в МРТ не используется ионизирующее излучение, в случае несоблюдения соответствующих мер безопасности данный метод диагностики может быть опасным и даже представлять угрозу жизни, как пациента, так и оператора. Так, например, в случае нахождения пациента с кардиостимулятором вблизи магнита магнитные или электромагнитные поля, создаваемые магнитно-резонансным оборудованием, могут послужить причиной возникновения сильного притяжения или крутящего момента, действующего на металлические импланты, или воздействовать на работу самого кардиостимулятора. Таким образом, для предотвращения подобных случаев, способных принести вред здоровью, как пациентов, так и медицинского персонала, а также для предотвращения регистрации ложной диагностической информации необходимо обеспечить надлежащий контроль параметров и характеристик МРТ не только во время установочных (инсталляционных) технических испытаний, но и в процессе эксплуатации.

Методика контроля МРТ для получения изображений конечностей должна учитывать непосредственное влияние характеристик электромагнитного поля на основные параметры изображения, являющегося определяющим при оценке состояния больного, и давать возможность оценить работоспособность как отдельных блоков МРТ, так и всей системы в целом.

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 (для сверхпроводящего магнита), 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. Неоднородность 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 характеристик электромагнитных полей и шумовых

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.

1.2.3.4. Эффективность электромагнитного экранирования

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 (для сверхпроводящего магнита) и источник питания МРТ.

1.4.3. Обеспечить 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. Неоднородность статического магнитного поля

Проверка величины неоднородности 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 эллипсоид с центром в изоцентре МР-системы, длины малой и большой полуоси которого оговаривают в технической документации на аппарат. Как правило, значения длин малой и большой полуоси не менее 50 мм.

Оценка величины неоднородности статического магнитного поля может быть проведена с помощью одного из нескольких методов:

- спектральный метод;
- метод изменения ширины полосы пропускания.

#### 2.1.1. Спектральный метод

2.1.1.1. Измерение величины неоднородности статического магнитного поля спектральным методом осуществляется с помощью однородного фантома, наполненного МР-контрастной жидкостью. Геометрические размеры фантома должны превосходить область рабочей зоны (п. 2.1.1).

2.1.1.2. 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.

2.1.1.3. С помощью штатного программного обеспечения (ПО) получают спектральную линию (рис. 1). Величина неоднородности статического магнитного поля  $S$  оценивается как ширина спектрального пика на уровне половины максимального значения (в англоязычной литературе используется аббревиатура FWHM – Full Width Half Maximum). Далее полученное значение неоднородности статического магнитного поля в Гц пересчитывают в  $\text{млн}^{-1}$  (мд, в англоязычной литературе используется аббревиатура ppm).

$$S = \frac{\text{FWHM}}{\frac{\gamma}{2\pi} \cdot B_0}, \quad (2.1)$$

где FWHM – ширина спектрального пика на уровне половины максимального значения [Гц];

$\gamma$  – гиромагнитное отношение для ядер водорода [Гц/Тл];

$$\frac{\gamma}{2\pi} = 42,576 \text{ Гц/Тл};$$

$B_0$  – индукция магнитного поля [Тл].

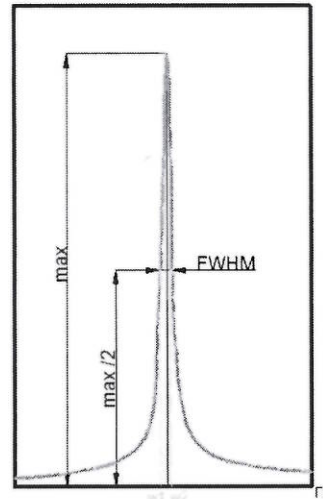


Рис. 1. Спектральная линия для определения величины неоднородности статического магнитного поля

### 2.1.2. Метод изменения ширины полосы пропускания

2.1.2.1. Для оценки величины неоднородности статического магнитного поля методом изменения ширины полосы пропускания может использоваться фантом, состоящий из трех одинаковых пластинок, расположенных во взаимно-перпендикулярных плоскостях и не испускающих МР-сигнал той частоты, на которую настроены приемные радиочастотные (РЧ) катушки (остальное пространство тест-объекта заполнено МР-контрастной жидкостью). Каждая пластинка содержит 4 ряда отверстий, находящиеся под углом  $45^\circ$  к



линиям пересечения пластинок и на равном расстоянии от изоцентра фантома. Остальное пространство фантома заполнено МР-контрастной жидкостью. В этом случае на зарегистрированном изображении отверстия пластин будут представлены в виде светлых точек на темном фоне.

**2.1.2.2.** Для получения изображений тест-объекта (фантома) необходимо использовать одну из следующих последовательностей: SE, FE, FFE, GE, GRE.

**2.1.2.3.** Установку РЧ-катушки и фантома внутри нее, центрирование внутри МРТ осуществляют в соответствии с п. 2.1.3.2. Далее запускают процедуру сканирования.

**2.1.2.4.** Процедура определения величины неоднородности статического магнитного поля состоит из следующих этапов:

**2.1.2.4.1.** Осуществляется сканирование для получения первого изображения фантома с узкой полосой пропускания  $BW_1$ .

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

- устанавливается широкая полоса пропускания  $BW_2$ , остальные параметры сканирования соответствуют параметрам, использованным для получения первого изображения;
- предпочтительным является соотношение между значениями ширины полосы пропускания  $BW_1$  и  $BW_2$  от 1:5 до 1:20;
- пространственное положение фантома не меняется;
- пространственное расположение срезов, по которым получают первое и второе изображения, должно совпадать.

**2.1.2.4.3.** На полученных изображениях измеряют расстояния между равноудаленными от изоцентра фантома отверстиями, находящимися на одной прямой, проходящей через изоцентр (рис. 2). Расстояния  $d_1$  и  $d_2$ , полученные по изображениям фантома с полосами пропускания  $BW_1$  и  $BW_2$  соответственно, должны максимально соответствовать геометрическим размерам рабочей зоны (п. 2.1.1), но не превосходить ее.

**2.1.2.4.4.** Так как изменение ширины полосы пропускания частот может привести к искажению только в направлении частотного кодирования, данную процедуру необходимо повторить шесть раз, по два раза для каждой плоскости: поперечной (аксиальной), фронтальной (корональной), сагитальной (ортогональные сечения), с взаимным переключением направления фазового и частотного кодирования.

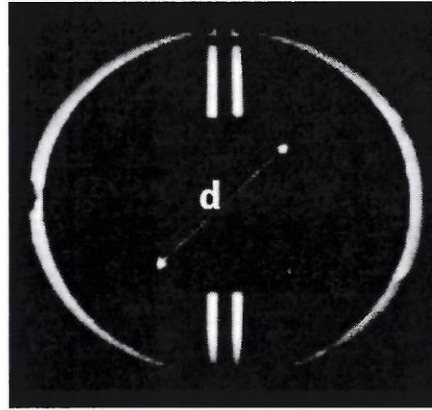


Рис. 2. МР-изображение для оценки уровня сигнала.

2.1.2.4.5. Формула для вычисления величины неоднородности статического магнитного поля  $S$  принимает следующий вид:

$$S = \frac{BW_1 \cdot BW_2 \cdot (d_1 - d_2)}{\frac{\gamma}{2\pi} \cdot B_0 \cdot FOV \cdot (BW_1 - BW_2)} \quad (2.2)$$

где  $BW_1$  и  $BW_2$  – ширина полосы пропускания для первого и второго изображения соответственно;

$d_1$  и  $d_2$  – расстояния между равноудаленными от изоцентра фантома отверстиями для первого и второго изображения соответственно [м];

$FOV$  – область исследования [м];

$\gamma$  – гиромагнитное отношение для ядер водорода [Гц/Тл];

$\frac{\gamma}{2\pi} = 42,576$  Гц/Тл;

$B_0$  – индукция магнитного поля [Тл].

2.1.2.5. Так как изменение ширина полосы пропускания частот может привести к искажению только в направлении частотного кодирования, данную процедуру необходимо повторить шесть раз, по два раза для каждой плоскости: поперечной (аксиальной), фронтальной (корональной), сагиттальной (ортогональные сечения), с взаимным переключением направления фазового и частотного кодирования.

**2.1.3.** Полученное расчетное значение величины неоднородности статического магнитного поля  $S$  не должно превышать значение, указанное в технической документации на аппарат.

## **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 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 миллитесламетра 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 мТл.

**2.2.2.2.** Определение точек, принадлежащих линии 5 Гаусс, проводят вдоль трех основных направлений (вправо и влево относительно изоцентра 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 Гаусс, измеренные с помощью рулетки, заносятся в таблицу и по ним строятся графики положения кривой 5 Гаусс, которые представляют собой сечения полученной поверхности плоскостями ( $\{X = 0\}$ ,  $Y$ ,  $Z$ ),  $(X, \{Y = 0\}, Z)$  и  $(X, Y, \{Z = 0\})$  (рис. 1).

**2.2.3.** Аппарат считается прошедшим испытание, если полученные значения лежат внутри области, ограниченной линией 5 Гаусс, которая приведена в технической документации.

### 3. Контроль параметров и характеристик качества изображения

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

- при проведении процедуры сканирования выбирается последовательность спиновое эхо (SE – Spin Echo) T1-взвешенное (TE/TR = 20/500), T2-взвешенное (TE/TR = 20-80/2000). 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.;
- количество усреднений – 1;
- толщина среза выбирается равной 5 мм;
- тестовые процедуры проводятся для всех РЧ-катушек;
- 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 МР-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  $i$ -го 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. 4).

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

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  $i$ -го пикселя внутри области интереса;  
 $\bar{I}$  – среднее значение яркости пикселей внутри области интереса;  
 $N$  – суммарное число пикселей внутри области интереса.

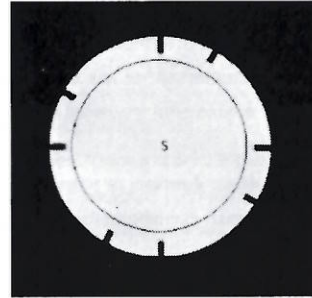


Рис. 3. МР-изображение для оценки уровня сигнала.

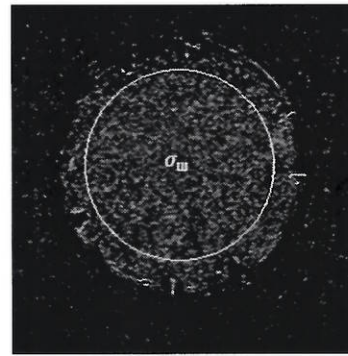


Рис. 4. Разностное МР-изображение для оценки уровня шума.

**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:

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

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 излучающих и приемных 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. 5) и в четырех зонах вне центра (элементы 2 – 5 на рис. 5) выделяют области интереса. Каждая из выделенных областей должна содержать не менее 1000 пикселей.

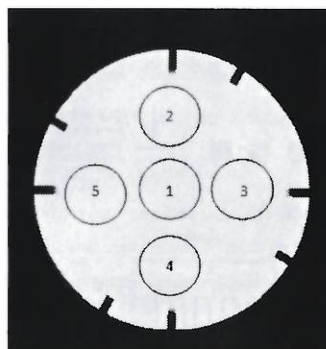


Рис. 5. МР-изображение для оценки величины неравномерности распределения яркости поля изображения.

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 ряды с отверстиями различного диаметра, либо периодическую структуру, сформированную из прямоугольных параллелепипедов и зазоров между ними (например, для фантома Multipurpose-Phantom 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 ряды, направление которых строго определено вдоль осей  $X$  и  $Y$ . Необходимость проведения двух измерений обусловлена независимостью индукций градиентных полей  $B_x$  и  $B_y$ .

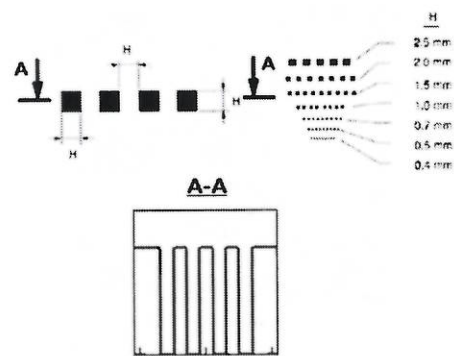


Рис. 6. Вид периодической структуры, сформированной из прямоугольных параллелепипедов и зазоров между ними.



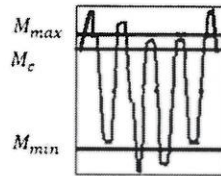


Рис. 7. Профиль границы периодической структуры фантома.

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

3.3.4. Вдоль каждого из рядов миры строится профиль границы (рис. 7).

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

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

где  $M_{\text{max}}$  – среднее значение максимумов яркостей пикселей профиля границ периодической структуры;

$M_{\text{min}}$  – среднее значение минимумов яркостей 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. 6), 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

испускающих 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 испускающей 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 испускает 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. 8). 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.

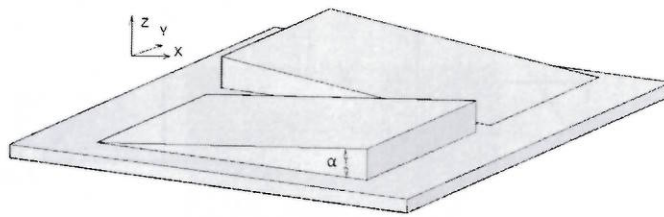


Рис. 8. Внешний вид тест-объекта с двумя наклонными клиньями.

**3.5.2.** Для измерения слоя малой толщины рекомендуется использование фантомов 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. 8) и осуществляется процесс сканирования.

**3.5.4.** На полученном изображении задают направление оси  $Y$  как границы резкого перепада яркости пикселей внутри фантома (рис. 9). Перпендикулярно к оси  $Y$  проводится отрезок  $AB$  (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. 10 *а, б*).

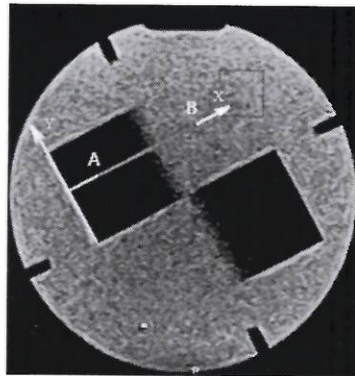


Рис. 9. Зарегистрированное изображение для оценки толщины среза.

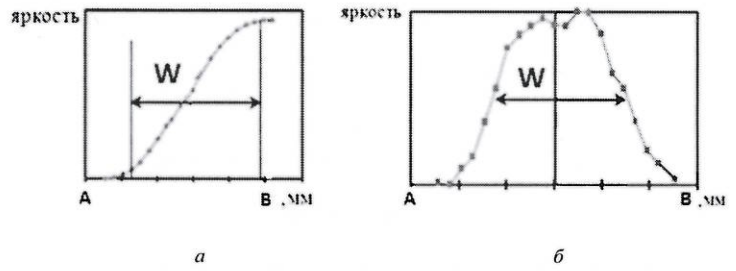


Рис. 10. Профиль яркостей выделяемого среза для фантома с клиньями (а), для фантома с наклонными пластинами (б)

3.5.5. По полученной кривой (рис. 10 а, 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:

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

3.5.7. При толщине слоя 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-квadrатурного 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. 11).

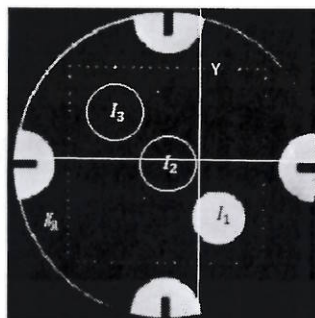


Рис. 11. Оценка РЧ-квадратурного артефакта изображения.

**3.6.1.2.** Осуществляется процедура сканирования в соответствии с п. 3.1.2. На полученном изображении рассчитываются средние значения яркостей 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  $G$ , измеряемую 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. 12) и вызван искажением данных  $k$ -пространства (матрицы МР-данных, содержащих информацию в частотной области). Измерения проводятся с помощью однородной секции фантома (рис. 12).

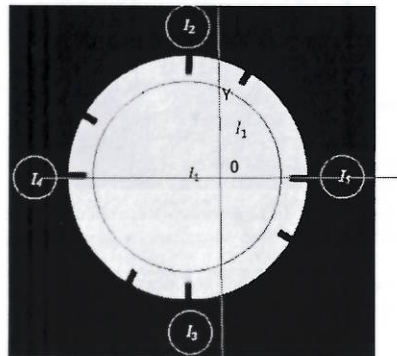


Рис. 12. Оценка артефакта фазового кодирования.

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

3.6.2.3. На полученном изображении рассчитываются средние значения яркостей 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 [4–7].

##### 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 приемо-передающей катушки, перемещения стола, укладывания пациента и т.д.).

Для контроля можно, например, использовать миллитесламетр «ТПУ-02».

4.1.2. Процедура измерения уровня ПМП состоит из следующих этапов:

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

4.1.2.2. Измеряют уровни 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).

Таблица 1

Предельно допустимые уровни ПМП

Время воздействия за рабочий день, минуты	Условия воздействия			
	Общее		Локальное	
	ПДУ напряженности, кА/м	ПДУ магнитной индукции, мТл	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.

Для контроля можно, например, использовать измеритель параметров электрического и магнитного полей трехкомпонентный «ВЕ-метр-АТ-003».

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 5 Гц – 2 кГц	25
	в диапазоне 2 – 400 кГц	2,5
Плотность магнитного потока, нТл	в диапазоне 5 Гц – 2 кГц	250
	в диапазоне 2 – 400 кГц	25
Напряженность электростатического поля, кВ/м		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.

Для этого, например, можно использовать анализатор шума и вибраций «Ассистент».

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

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

Таблица 3

Поправки на время воздействия

	Время, час										
	8	7	6	5	4	3	2	1	0,5	15мин	5мин
Поправка, дБА	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 (Макс. Уровень 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
Пультровая	50	86	71	61	54	49	45	42	40	38
Кабинет врача	35(50)	76	59	48	40	34	30	27	25	23

#### 4.4. Эффективность электромагнитного экранирования

4.4.1. Проверка эффективности электромагнитного экранирования РЧ-кабины осуществляются до этапа ввода в эксплуатацию (приемо-сдаточные испытания) МРТ и проводится на месте сборки РЧ-кабины.

4.4.2. Проверка эффективности экранирования осуществляется на двух диапазонах частот [2] в соответствии с табл. 5.

Таблица 5

Диапазон частот, МГц	Измеряемые величины	Эффективность экранирования, дБ	Тип антенны
2–20МГц	$H_1, H_2$ (мкА/м)	$S_H = 20 \lg \frac{H_1}{H_2}$	Рамочная
	$V_1, V_2$ (мкВ)	$S_H = 20 \lg \frac{V_1}{V_2}$	
20–100МГц	$E_1, E_2$ (мкВ/м)	$S_E = 20 \lg \frac{E_1}{E_2}$	Биконическая

4.4.3. Оценке эффективности экранирования подвергаются экран, двери, монтажные проемы и вводы воздуховодов, трубопроводных и электрических фильтров, а также другие конструктивные элементы и узлы, некачественный монтаж которых может привести к снижению величины эффективности экранирования.

4.4.4. Перед проведением испытаний технологическая излучающая аппаратура, находящаяся внутри РЧ-кабины, должна быть выключена. В случае невозможности отключения технологической аппаратуры следует проводить испытания на частоте, отличающейся от частоты работы технологической аппаратуры.

Испытания осуществляются с использованием высокочастотного генератора сигналов, например, «Гром-ЗИ-4Б» и измерительной антенны, суммарный рабочий диапазон частот которых охватывает интервал 0,009 до 300 МГц.

Для контроля можно, например, использовать анализатор электромагнитного поля «АКС-1201».

4.4.5. Процедура проведения испытаний осуществляется в соответствии с ГОСТ Р 50414-92.

4.4.6. Полученное значение эффективности электромагнитного экранирования РЧ-кабины должно быть не менее 80 дБ для класса I по ГОСТ Р 50414 – 92 в диапазоне частот [2... 100] МГц.

## 5. Заключение

Разработанные методические указания (методика) позволяют осуществить надлежащий технический эксплуатационный контроль МРТ для исследования конечностей. Они были апробированы в ряде ЛПУ на МРТ для исследования конечностей «ТМРtm РЕНЕКС» на базе постоянного магнита компании ООО «С.П. Гелпик», где показали свою эффективность. Указанный в методике объем проверок 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 показателей 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 МЭК 60601-2-33-2013. Изделия медицинские электрические. Часть 2. Частные требования безопасности к медицинскому диагностическому оборудованию, работающему на основе явления магнитного резонанса.
2. ГОСТ Р 50414-92. Совместимость технических средств электромагнитная. Оборудование для испытаний. Камеры экранированные. Классы, основные параметры, технические требования и методы испытаний.
3. 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.
4. СанПиН 2.2.4.1191-03 «Электромагнитные поля в производственных условиях».
5. СанПиН 2.2.4/2.4.1340-03 «Гигиенические требования к персональным электронно-вычислительным машинам и организации работы».
6. СН № 3057-84 «Санитарные нормы допустимого шума, создаваемого изделиями медицинской техники в помещениях лечебно-профилактических учреждений (и методические рекомендации по их применению)».
7. СН № 2.2.4/2.1.8.562-96 «Шум на рабочих местах, в помещениях жилых, общественных зданий и на территории жилой застройки».
8. NEMA Standards Publications MS 1-2001. Determination of Signal-to-Noise Ratio (SNR) in Diagnostic Magnetic Resonance Imaging, 2001. <http://www.nema.org>
9. American College of Radiology. Phantom Test Guidance for the ACR MRI Accreditation Program, 2005. <http://www.acr.org>
10. American Association of Physicists in Medicine. Acceptance Testing and Quality Assurance Procedures for Magnetic Resonance Imaging Facilities, December 2010.
11. Hua-Hsuan Chen, Rex D. Boykin, Geoffrey D. Routing testing of magnetic field homogeneity on clinical MRI systems, 2006.
12. Geoffrey D. Clarke, Hua-Hsuan Chen, John W. Roby, Rex D. Boykin. METHODS AND APPARATUS FOR MEASURING MAGNETIC FIELD. Patient Pub. No.: US 2007/0164739 A1.