

М.И. Зеликман, С.А. Кручинин, К.А. Снопова

МЕТОДИКА И СРЕДСТВА КОНТРОЛЯ ЭКСПЛУАТАЦИОННЫХ ПАРАМЕТРОВ МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНЫХ ТОМОГРАФОВ

Аннотация

Работа посвящена вопросам организации эксплуатационного контроля параметров и характеристик кабинетов магнитно-резонансной томографии (МРТ). Представлены разработанные в НПЦ медицинской радиологии ДЗ г. Москвы методика и программные средства контроля, апробированные в процессе испытаний МРТ различных производителей в московских клиниках.

На сегодняшний день магнитно-резонансные томографы (МРТ) достаточно широко используются для получения качественных диагностических данных во многих российских лечебно-профилактических учреждениях (ЛПУ). Такой интерес продиктован прежде всего возможностью обеспечения высокого пространственного и контрастного разрешения в зарегистрированных изображениях мягких тканей без инъекции потенциально токсичных контрастных веществ, возможностью визуализации труднодоступных областей и получения специфических характеристик тканей в зависимости от используемых импульсных последовательностей.

Рассматриваемое оборудование имеет достаточно сложную конструкцию и может представлять электромагнитную и электрическую опасность как для пациента, так и для персонала кабинета МРТ. Для обеспечения безопасности пациентов и медицинского персонала, а также 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. Помимо контроля электрических характеристик и характеристик магнитного поля МРТ необходимо предусмотреть контроль параметров, определяющих качество формирования изображения, поскольку именно от качества изображения зависит правильность постановки диагноза и степень успешности последующего лечения пациента.

В настоящее время в России имеется лишь один стандарт (ГОСТ Р 50267.33 – 99), устанавливающий требования к контролю безопасности при работе с МРТ [1]. Он регламентирует процедуру испытаний на электробезопасность, защиту от механических воздействий и контроль параметров электромагнитного поля. В документе также оговариваются предельно допустимые значения характеристик МРТ, превышение которых способно привести к нежелательным биофизическим эффектам. Второй документ – это рекомендации Роспотребнадзора по контролю индукции магнитного поля и шумовых характеристик на местах работы персонала кабинета МРТ [2]. В обоих представленных документах приводятся требования к параметрам электромаг-

нитного поля и электрическим характеристикам, однако в них не оговариваются методы контроля характеристик, определяющих качество формирования изображения при использовании МРТ.

Таким образом, до настоящего времени в Российской Федерации не существует единого документа, содержащего полный перечень контролируемых параметров и характеристик МРТ с момента инсталляции в ЛПУ и на протяжении всего времени его эксплуатации, и, как следствие, отсутствует единый подход к организации и проведению эксплуатационного контроля кабинетов МРТ.

Необходимо также отметить особенности организации процедуры проверки МРТ в условиях эксплуатации. В большинстве случаев при проведении технических испытаний МРТ в медицинских учреждениях обработка и оценка полученных данных осуществляются непосредственно на автоматизированном рабочем месте (АРМ) медицинского персонала, вследствие чего вынужденно нарушается график приема пациентов. Что касается программного обеспечения (ПО), то функции контроля отдельных параметров и характеристик МРТ, как правило, возлагаются на сервисные модули штатного ПО томографа, которые не обладают всем набором инструментов (например, нет возможности зафиксировать положение области интереса на изображении испытуемого объекта для последующих испытаний) и по этой причине являются малоприспособными при таком виде проверок, как испытания на постоянство параметров.

Из всего сказанного выше с очевидностью следует, что создание методики проведения эксплуатационных испытаний МРТ, а также разработка соответствующих средств контроля, включая специализированное ПО, позволяющее осуществить обработку результатов испытаний на отдельно стоящем рабочем месте (не входящем в состав оборудования кабинета МРТ), актуальны для отечественного здравоохранения.

В НПЦ медицинской радиологии ДЗ г. Москвы в последние годы активно проводятся работы, связанные с разработкой методов и аппаратно-программных средств периодического эксплуатационного контроля современного оборудования для лучевой диагностики, в том числе и МРТ. Нами

были проанализированы следующие зарубежные документы, затрагивающие проблему организации эксплуатационного контроля аппаратов для магнитно-резонансной томографии:

- стандарты Национальной ассоциации производителей электротехнической продукции (NEMA, США), устанавливающие требования к методам контроля качества формирования изображения [3]-[6];
- стандарт для мониторинга производительности МРТ, его аккредитации и контроля качества Американского радиологического колледжа (ACR) [7];
- доклады Ассоциации физиков в области медицины (AAPM), описывающие этапы проведения контроля качества изображений МРТ [8].

На основании изучения и анализа российских и зарубежных источников была разработана методика эксплуатационных испытаний кабинетов МРТ, включающая в себя контроль следующего комплекса параметров и характеристик:

- индукция статического магнитного поля;
- область контролируемого доступа;
- уровень индукции постоянного магнитного поля на рабочих местах;
- уровень электромагнитного излучения ПЭВМ;
- уровень акустического шума;
- отношение сигнал/шум;
- неравномерность распределения яркости в поле изображения;
- пространственная разрешающая способность;
- пространственная нелинейность;
- толщина выделяемого среза;
- артефакты изображения.

В соответствии с разработанной методикой, проведение технического контроля в условиях эксплуатации рекомендуется осуществлять с периодичностью 1 раз в 2 года (никак не реже 1 раза в 3 года).

Для получения контрольных изображений в процессе испытаний используются тест-объекты (фантомы), геометрические размеры которых должны превосходить область рабочей зоны, представляющей собой сферу с центром в изоцентре МР-системы и имеющей радиус не менее:

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

В процессе выполнения данной работы в качестве аппаратных средств контроля использовался тест-объект «Multipurpose-Phantom E 38 19 195 K2130» компании «Siemens». Этот тест-объект представляет собой цилиндр, выполненный из оргстекла и заполненный МР-контрастной жидкостью – 1,25 г ($\text{NiSO}_4 \times 6\text{H}_2\text{O}$) и 5 г NaCl , растворенные в 1000 г дистиллированной воды. Внутри тест-объекта содержатся различные вставки, необходимые для контроля параметров, определяющих качество формируемого изображения, а именно: клинья, миры пространственного разрешения, линейные структуры, расположенные на равном расстоянии друг от друга и имеющие заданные геометрические размеры, а также области с различными концентрациями солевого раствора $\text{MnCl}_2 \times 6\text{H}_2\text{O}$.

После завершения обобщения перечня испытываемых параметров и характеристик кабинета МРТ и разработки соответствующих методик основное внимание было уделено подготовке специализированных программных средств контроля, с помощью которых обрабатываются зарегистрированные в процессе испытаний изображения (сохраненные в соответствии с требованиями международного стандарта DICOM), оцениваются параметры и характеристики, а также в автоматизированном режиме готовится протокол испытаний. Разработанное специализированное ПО пригодно для оценки последних шести из представленного выше списка параметров.

Остановимся подробнее на содержании методики эксплуатационных испытаний кабинетов МРТ.

Проверку величины индукции статического магнитного поля проводят внутри рабочей зоны аппарата. Контроль осуществляют с использованием прибора-миллитесламетра (например марки ТП2-2У), позволяющего измерять индукцию постоянного магнитного поля.

Необходимость проверки границ области контролируемого доступа вызвана прежде всего обеспечением мер безопасности пациентов и медицинского персонала и ограничением их нахождения в области, индукция рассеянного магнитного поля внутри которой превышает 5 Гс (0,5 мТл). Данная проверка сводится к процедуре измерения расстояния от изоцентра МРТ до точки в пространстве, соответствующей уровню индукции магнитного поля в 5 Гс (определение пространственных координат точки), и осуществляется с помощью миллитесламетра и рулетки. По результатам измерений строятся соответствующие пограничные кривые.

Контроль уровней постоянного магнитного поля (ПМП) на рабочих местах проводится путем измерения магнитной индукции в миллитесла или напряженности магнитного поля в амперах на метр на постоянных рабочих местах и в рабочей зоне в точках возможного пребывания персонала (в зоне установки приемно-передающей катушки, перемещения стола, укладывания пациента и т. д.). Полученные значения сравнивают с предельно допустимыми уровнями (ПДУ) ПМП с учетом времени воздействия поля на работника за смену для условий как общего (на все тело), так и локального (кисти рук, предплечья) воздействия [2].

Оценка 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. Измерение уровней переменных электрических и магнитных полей [может использоваться, например, прибор ПЗ-70), а также электростатического поля на рабочем месте (может использоваться, например, прибор ИЭСР-01(А)] производится на расстоянии 50 см от экрана монитора на трех уровнях на высоте 0,5; 1,0 и 1,5 м. Аппарат считается прошедшим испытания по данному пункту, если полученные значения

не превышают создаваемые ПЭВМ на рабочих местах временные допустимые уровни (ВДУ) электромагнитного поля, представленные в [2].

Контроль акустического шума осуществляется путем измерения уровня звука в децибеллах 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 (может использоваться, например, прибор ШИ-01). В процедурной измерения проводят на расстоянии 1 м от МРТ, в пультовой и кабинете врача – на рабочих местах персонала. Оценка уровней шума, воздействующего на медицинский персонал в помещениях процедурной и пультовой, проводится с учетом времени воздействия шума (от измеренного значения вычитается поправка на время воздействия) [2].

Оценка отношения сигнал/шум проводится 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)]. После того как изображение тест-объекта зарегистрировано, с помощью специализированного ПО на нем выделяется область интереса, включающая в себя не менее 75 % изображения фантома для оценки уровня сигнала, и четыре области (вне изображения фантома) для оценки уровня шума (рис. 1). Уровень сигнала (S) рассчитывается как среднее значение яркостей всех пикселей, заключенных в центральной области интереса, а уровень шума ($\sigma_{ш}$) – как среднеквадратическое отклонение яркостей всех пикселей в четырех квадратных областях от среднего значения в тех же областях.

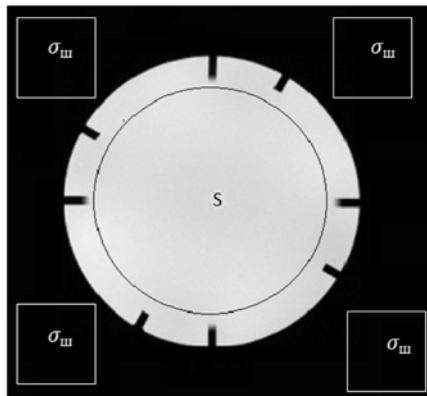


Рис. 1. Зарегистрированное изображение фантома для оценки величины отношения сигнал/шум

После того как рассчитаны значения S и $\sigma_{ш}$, определяют отношение сигнал/шум:

$$SNR = \frac{S}{\sigma_{ш}} \cdot k,$$

где k – поправочный коэффициент, учитывающий изменение закона распределения шумовой составляющей. В работе [9] приводится зависимость коэффициента k от числа секций приемной катушки n . Здесь приведем значения этого коэффициента для

наиболее часто встречающегося на практике числа секций:

$$k = 0,655 \text{ при } n = 1;$$

$$k = 0,682 \text{ при } n = 2;$$

$$k = 0,695 \text{ при } n = 4.$$

Измерение величины неравномерности распределения яркости в поле изображения осуществляют также с помощью фантома, предназначенного для оценки отношения сигнал/шум. На зарегистрированном изображении (рис. 2) в пределах области фантома в центре (элемент 1) и в четырех зонах вне центра (элементы 2-5) в автоматизированном режиме выделяют области интереса. Далее вычисляют средние значения яркостей пикселей внутри каждой из выделенных областей интереса. Среди полученных величин определяют минимальное S_{\min} и максимальное S_{\max} значения и вычисляют величину неравномерности распределения яркости в поле изображения (N_n) в соответствии со следующей формулой:

$$N_n = \left| \frac{S_{\max} - S_{\min}}{S_{\max} + S_{\min}} \right| \cdot 100 \text{ \%}.$$

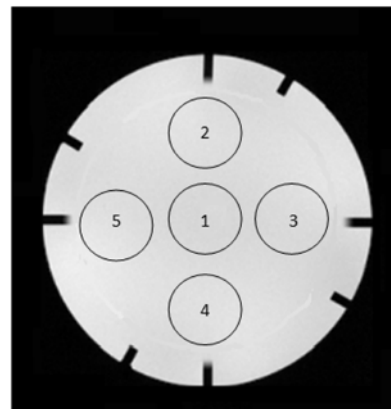


Рис. 2. Зарегистрированное изображение фантома для оценки величины неоднородности распределения яркости с обозначенными на нем областями интереса

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. С помощью встроенных функций специализированного ПО вдоль каждого из рядов миры строится профиль границ (рис. 3). Далее в автоматизированном режиме определяется коэффициент пространственной разрешающей способности (K)

$$K = \frac{M_{\max} - M_{\min}}{M_c} \cdot 100 \text{ \%},$$

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

пикселей профиля границ периодической структуры; M_c – среднее значение яркостей пикселей сигнала внутри фантома за пределами вставки с мирами.

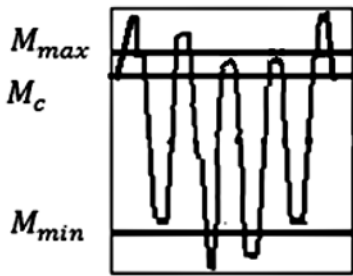


Рис. 3. Профиль границ периодической структуры (миры)

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. На изображении в автоматизированном режиме выделяют отрезки, соединяющие центры ближайших элементов L_i , измеряют длины отрезков и рассчитывают величину пространственной нелинейности по следующей формуле:

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

где L_d – заданное в документации на тест-объект расстояние между центрами ближайших элементов.

Толщину выделяемого среза можно оценивать с использованием тест-объекта, содержащего два противоположно направленных клина или наклонные пластины, материал которых 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 α к плоскости среза. Величина угла должна удовлетворять следующему соотношению:

$$\operatorname{tg}(\alpha) \ll \frac{h}{\Delta}, \quad (1)$$

где h – толщина выделяемого среза; Δ – размер пиксела изображения.

На полученном изображении с использованием специализированного ПО задают направление оси Y как границы резкого перепада яркости пикселей внутри фантома (рис. 4). Перпендикулярно к оси Y проводится отрезок NM (его направление совпадает с осью X) так, чтобы он пересекал переход-

ную область с плавным увеличением яркости пикселей изображения наклонной плоскости. Вдоль данного отрезка, используя возможности ПО, строят профиль яркостей выделяемого среза (рис. 5а – для фантома с клиньями, рис. 5б – для фантома с наклонными пластинами). Для того чтобы кривая профиля яркостей выделяемого среза содержала не менее 5 отчетов для заданной минимальной толщины выделяемого среза h , формула (1) должна иметь следующий вид:

$$\operatorname{tg}(\alpha) \leq \frac{h}{5 \cdot \Delta}.$$

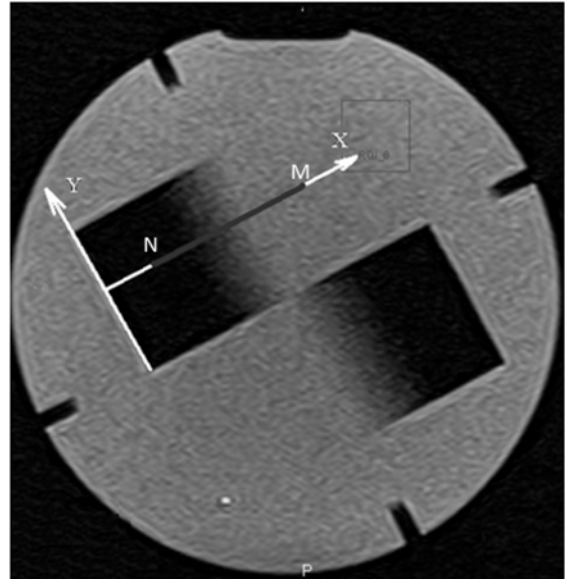


Рис. 4. Зарегистрированное изображение для оценки толщины среза

По полученной функции (рис. 5а, б) измеряют ширину профиля среза (P). 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 (P_1 и P_2 соответственно). Далее в автоматизированном режиме с учетом угла наклона α рассчитывается толщина среза h по следующей формуле:

$$h = \operatorname{tg}(\alpha) \cdot \frac{(P_1 + P_2)}{2}.$$

В процессе проведения испытаний оцениваются также величины артефактов МР-изображения, к которым относятся РЧ-квадратурный артефакт и артефакт фазового кодирования. Остановимся подробнее на оценке величины второго из этих артефактов.

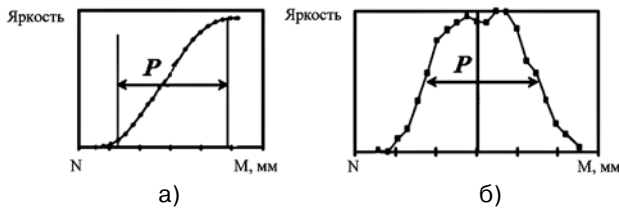


Рис. 5. Профиль яркостей выделяемого среза для фантома с клиньями (а), для фантома с наклонными пластинами (б)

Измерение артефакта фазового кодирования проводится с помощью фантома, предназначенного для оценки отношения сигнал/шум, однако здесь периферийные области интереса строятся иным образом (рис. 6). На полученном изображении в автоматическом режиме 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 ОУ, 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 ОХ, проходящей через центр МР-изображения, а сами окружности находятся за пределами изображения тест-объекта.

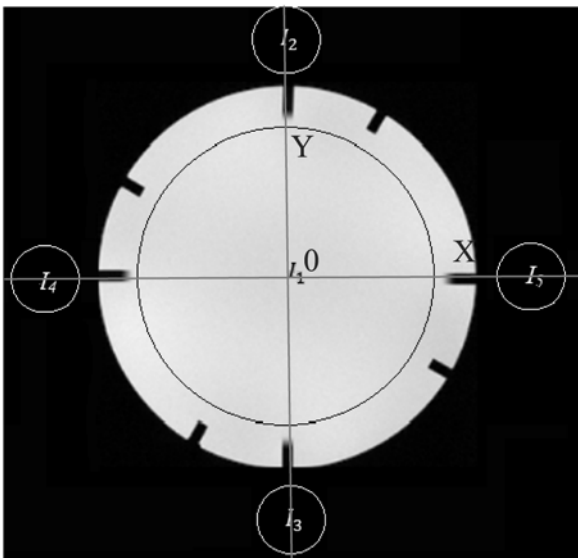


Рис. 6. Зарегистрированное изображение фантома для оценки артефакта фазового кодирования

Далее при помощи специализированного ПО определяют величину артефакта фазового кодирования G , измеряемую в процентах:

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

В заключение отметим, что представленные в работе методика и аппаратно-программные средства контроля были успешно апробированы в целом ряде ЛПУ г. Москвы в ходе проведения приемочных (инсталляционных) и периодических экс-

плуатационных испытаний как МРТ общего назначения (компаний «Siemens», «Toshiba», «General Electric», «АЗ»), так и специализированных МРТ, предназначенных для исследований суставов конечностей, производства СП «Гелпик». В ходе этих испытаний разработанные НПЦ медицинской радиологии ДЗ г. Москвы методы и программные средства контроля подтвердили свою эффективность и удобство для пользователя, осуществляющего технические испытания кабинетов МРТ в условиях эксплуатации.

Список литературы:

1. ГОСТ Р 50267.33-99 Изделия медицинские электрические. Часть 2. Частные требования безопасности к медицинскому диагностическому оборудованию, работающему на основе магнитного резонанса.
2. Информационно-методическое письмо Управления Роспотребнадзора по г. Москве от 01.08.2007 № 9-05/122-486 «Санитарно-гигиенические требования к магнитно-резонансным томографам и организации работы».
3. NEMA Standards Publication MS 1-2001 Determination of Signal-to-Noise Ratio (SNR) in Diagnostic Magnetic Resonance Imaging.
4. NEMA Standards Publication MS 2-2008 Determination of Two-Dimensional Geometric Distortion in Diagnostic Magnetic Resonance Imaging.
5. NEMA Standards Publication MS 3-2008 Determination of Image Uniformity in Diagnostic Resonance Imaging.
6. NEMA Standards Publication MS 5-2003 Determination of Slice Thickness in Diagnostic Magnetic Resonance Imaging.
7. ACR Technical Standard for Diagnostic Medical Physics Performance Monitoring of Magnetic Resonance Imaging (MRI) Equipment (ACR Resolution 19, 1999 – revised in 2009, Resolution 10).
8. Price R.R. and Axel L. Quality assurance methods and phantoms for magnetic resonance imaging: Report of AAPM nuclear magnetic resonance Task Group No. 1 // Med. Phys. 1990. Vol. 17. PP. 287-95.
9. Constantinides C.D., Atalar E. and McVeigh E.R. Signal-to-Noise Measurements in Magnitude Images from NMR Phased Arrays // Magn. Reson. Med. 1997. Vol. 38(5). PP. 852-857.

Михаил Израилевич Зеликман,

д-р техн. наук, профессор,

зам. директора по научно-технической работе,

Сергей Александрович Кручинин,

канд. техн. наук,

начальник отдела,

Кристина Анатольевна Снопина,

техник,

Научно-практический центр

медицинской радиологии Департамента

здравоохранения г. Москвы,

г. Москва,

e-mail: miz@rpcmr.org.ru