

Методика оценки отношения сигнал/шум магнитно-резонансных изображений

Аннотация

Рассматривается оценка такого параметра контроля системы магнитно-резонансной томографии (МРТ), как отношение сигнал/шум. На основе экспериментальных данных был проведен статистический анализ шумовой составляющей. С учетом применения мультicanaльных приемных радиочастотных катушек и определения коэффициента коррекции предложена методика оценки отношения сигнал/шум в МРТ

Введение

Хотя в магнитно-резонансной томографии (МРТ) не используется ионизирующее излучение, контролю технического состояния данной диагностической системы уделяется особое внимание. Обеспечение высокой информативности диагностических данных позволяет врачам точнее проводить оценку изображений и устанавливать диагнозы. В зарубежных рекомендациях Национальной ассоциации производителей электроники (NEMA), Американской ассоциации физиков в медицине (AAPM) и Американского колледжа радиологии (ACR) были опубликованы методики периодического технического контроля МРТ [1]-[3]. К контролируемым характеристикам относятся: отношение сигнал/шум, неравномерность распределения яркости, пространственная разрешающая способность, пространственная нелинейность, толщина выделяемого среза. На основе зарубежных рекомендаций была разработана отечественная методика контроля параметров магнитно-резонансных томографов [4]-[6].

Согласно методике, подготовленной организацией NEMA, параметр сигнал/шум (Signal to Noise Ratio, SNR) определяется отношением среднего значения интенсивности сигнала внутри однородного объекта к величине шума на изображении. При этом для данного определения вводится допущение, что шум имеет закон распределения Гаусса. Однако при вычислении интенсивности сигнала в МРТ происходит преобразование закона распределения величины пикселей к распределению Релея для одноканальной системы или χ -распределению для многоканальной [7]. Чтобы компенсировать данное изменение, предлагается вводить корректировочный коэффициент при расчете величины шума, который зависит от числа приемных каналов системы.

Для оценки шума в руководстве предлагается четыре метода [1]. Первый основан на проведении двух сканирований объекта при одинаковых условиях и при одном положении среза с последующим попиксельным вычитанием полученных изображений. Величина шума оценивается как вычисленное стандартное отклонение значений пикселей в центре объекта, деленное на коэффициент коррекции $\sqrt{2}$ [1]. Во второй методике предлагается проводить сканирование фантома без подачи радиочастотных импульсов, в результате чего получается изображение шума без регистрации ЯМР сигнала. В дан-

ном случае величина шума определяется также вычислением стандартного отклонения по области в центре изображения и делением его на коэффициент коррекции [для одноканальной системы $\sqrt{(4-\pi)/2}$] [1]. Для применения третьего метода требуется доступ к строковым данным изображения, т. е. к k -пространству. Полученные данные разделяются в направлении чтения на четные и нечетные индексы, затем каждый из массивов реконструируется с уменьшением вдвое частоты дискретизации. Затем, так же как в методе 1, необходимо рассчитать разностное изображение и определить по нему стандартное отклонение, после чего с применением корректировочного коэффициента $\sqrt{2}$ вычислить величину шума [1]. Четвертый метод позволяет избежать неточного определения статистики шума вследствие системного сдвига (system drift). Для оценки величины шума используется одно изображение, на котором отмечаются области интереса за пределами объекта и, избегая видимых артефактов, рассчитывается стандартное отклонение. Размер области должен составлять минимум 1000 пикселей. Если шум имеет распределение Релея, т. е. для одноканальной системы, то коэффициент коррекции составляет $\sqrt{(4-\pi)/2}$ [1].

Целью рассматриваемой работы является разработка методики расчета SNR для МРА-изображений. Для этого необходимо провести статистический анализ закона распределения интенсивности пикселей, оценить число каналов системы и определить оптимальный коэффициент коррекции.

Материалы и методы

Для проведения статистического анализа была выполнена серия экспериментов на магнитно-резонансном томографе фирмы «Toshiba» модели «Exceleart Vantage Atlas-X», которая наиболее широко представлена по Департаменту здравоохранения г. Москвы. В качестве тест-объектов использовали два фантома: цилиндрический однородный и разработанный для контроля МРА динамический [6], [8]. Статистический анализ шума рекомендуется проводить по усредненным данным изображений, для этого требуется многократное повторение регистрации одного среза [9]. Сканирование цилиндрического фантома осуществляли последовательностями спиновое эхо (spin echo, SE) с 10 повторениями и 2D TOF с тремя записями одной серии (по 20 изображений). Использовали для вида приемных катушек: многоканальную головную типа «птичья клетка» и одноканальную, встроенную в гентри магнита. Для ди-

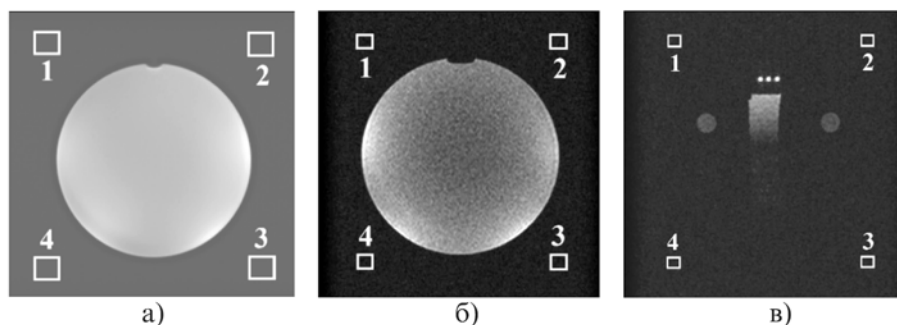


Рис. 1. Изображение цилиндрического фантома с разметкой областей интереса для последовательностей: а) SE; б) 2D TOF; в) изображение динамического фантома с включенным двигателем в режиме 2D TOF

намического фантома проводили 2D TOF сканирование в двух режимах его работы (с включенным и выключенным двигателем). Для анализа шума на МР-изображениях было выделено четыре квадратных области интереса размерами 20×20 и 35×35 пикселей в зоне отсутствия сигнала от объекта (рис. 1).

Амплитуда сигнала МРТ для одноканальной приемной РЧ-катушки определяется модулем комплексной величины $M = \sqrt{M_{\text{Re}}^2 + M_{\text{Im}}^2}$ [10]. Действительная и мнимая части (M_{Re} и M_{Im}) являются независимыми случайными величинами со средним значением $A_{\text{Re},k}$ и $A_{\text{Im},k}$, на которые оказывает влияние шум, распределенный по закону Гаусса, с нулевым средним значением и величиной дисперсии σ^2 .

Для уменьшения времени сканирования, увеличения отношения сигнал/шум и разрешения были введены приемные катушки с несколькими каналами – фазированные катушки. В таком случае амплитуда сигнала МРТ может быть определена несколькими способами: методом суммы квадратов (sum of squares, SoS), методом адаптивной реконструкции (spatial matched filter, SMF) и др. [7], [11]. Наиболее распространенным является метод SoS, при котором амплитуда сигнала для L -канальной приемной катушки определяется по следующей формуле [12]:

$$M_L = \sqrt{\sum_{k=1}^L (M_{\text{Re},k}^2 + M_{\text{Im},k}^2)}, \quad (1)$$

где $M_{\text{Re},k}$ и $M_{\text{Im},k}$ – это интенсивности пикселей, реконструированные от k -канала, в действительной и мнимой областях соответственно; L – количество приемных каналов катушки.

Согласно выражению (1), величина M_L будет подчиняться нецентральному χ -распределению, которое в области отсутствия сигнала от объекта сведется к центральному χ -распределению [9], [12]:

$$p(M_L, L) = \frac{2^{1-L} M_L^{2L-1}}{\Gamma(L) \sigma^{2L}} \exp\left(-\frac{M_L^2}{2\sigma^2}\right). \quad (2)$$

Данный закон сводится к распределению Релея при наличии одного приемного канала и к нормальному распределению при бесконечно большом их количестве. Ввиду проведения слепой оценки вводится несколько допущений: L приемников статистически независимы, в системе отсутствует корреляция, происходит полное заполнение k -пространства. Были рассмотрены следующие варианты определения числа интервалов: Брукса-Каррузера, Хайнхольда-Гаеда, Старджеса и др. В результате проведенной оценки в качестве подхода разбиения на интервалы группировки была выбрана формула Старджеса, так как она дает оптимальное число интервалов [13]. Для проверки гипотезы о соответствии закону распределения используется критерий согласия Пирсона. По серединам интервалов рассчитывается плотность вероятности χ -распределения. После масштабирования и умножения на объем выборки вычисляется теоретическая частота, сравнение которой с эмпирической дает значение критерия $\chi^2_{\text{расч}}$. Гипотеза о соответствии закону распределения отклоняется, если расчетное значение превышает критическое.

Закон χ -распределения связан с двумя параметрами: числом каналов приемной катушки (L) и значением шумовой составляющей (σ). Зная количество каналов головной катушки фирмы «Toshiba», можно предположить, что параметр L будет равен или меньше данного значения. В качестве оценки величины вариации шума применяется следующий метод [9]:

$$\sigma \approx \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N M_{L,i}^2}{2LN}}, \quad (3)$$

где L – число катушек; N – общее число пикселей в выборке.

Для оценки закона распределения эмпирическая частота по интервалам группировки была получена усреднением 10 гистограмм для каждой области интереса (рис. 1а). Для сравнения были выбраны два размера области интереса 20×20 и 35×35 с объемами выборки 400 и 1225 соответственно.

По методике оценки шума, представленной в работе [7], рекомендуется также провести анализ стационарности шума на изображении. Отсутствие зависимости величины шума от координаты пикселя проверяется методом сравнения гистограмм распределения для разных областей изображения по критерию Колмогорова-Смирнова [14].

Коррекция закона распределения шумовой составляющей проводится по следующей формуле [7]:

$$\sigma_{nc}^2 = k(SNR, L) \sigma_g^2, \quad (4)$$

где $k(SNR, L)$ – фактор коррекции, зависящий от отношения сигнал/шум и количества приемных каналов.

При определении шума за пределами сканируемых объектов данный коэффициент определяется следующим выражением:

$$k(0, L) = 2L - 2 \frac{\Gamma^2(L+0,5)}{\Gamma^2(L)}. \quad (5)$$

В соответствии с рекомендациями, разработанными организацией NEMA, [1] отношение сигнал/шум равно

$$SNR = \frac{S}{\sigma_g} = \frac{S}{\sigma_{nc}} \sqrt{k(0, L)}. \quad (6)$$

Результаты

На рис. 2а представлено сравнение гистограммы эмпирической частоты, построенной для изображения с использованием многоканальной катушки (рис. 1а), с возможными законами распределения: Гаусса и центрального χ -распределения. По графику видно, что наиболее близким является χ -распределение (p -value = 0,99), что также было доказано по критерию Пирсона. Результаты для одноканальной катушки (рис. 2б) подтверждают теорию соответствия распределения интенсивности пикселей закону Релея (p -value = 0,50), тогда как при сравнении с нормальным законом распределения p -value = 0,16.

Оптимальное подобранное число каналов для режима SE составляет 18...20, для 2D TOF – 11...13. Значение p -value для режима 2D TOF при разных фантомах равно 0,99...1,00; для последовательности SE – 0,63...0,99. Показано, что при сканировании цилиндрического фантома в режимах SE и 2D TOF и динамического фантома с включенным и выключенным двигателем закон распределения интенсивности пикселя в области фона соответствует χ -распределению.

Проверка стационарности шума по критерию Колмогорова-Смирнова для режима SE цилиндрического фантома показала отсутствие различий выборок при попарном сравнении усредненных гистограмм разных областей. Расчетное значение критерия составляет 0,21...0,52 при критическом значении 1,36 для уровня значимости 0,05. Это говорит об однородности шума на SE-изображении и возможности его описания одной величиной. Для режима 2D TOF расчетные значения критерия составили 0,17...1,39 при критическом значении 1,36 для уровня значимости 0,05. При данных результатах нельзя говорить об однородности шума на изображении.

Для изображений динамического фантома также была проведена проверка на стационарность шума: для включенного двигателя расчетное значение критерия составило 0,14...0,36; для выключенного – 0,17...0,31. Данные показатели меньше критического значения, что говорит об однородности шума на изображении 2D TOF.

При сравнении результатов для областей с объемами выборки 400 и 1225 элементов не было замечено значительных расхождений для режима 2D TOF. Это может говорить об однородности шума и его независимости от объема выборки, в то время как в методике, разработанной NEMA, рекомендуют выделять область с 1000 элементов [1].

В соответствии с приведенной формулой (5) коэффициент коррекции для 1 канала составляет 0,655; для 8 каналов – 0,701; для 12 каналов – 0,703; для 14 каналов – 0,704 и т. д. В табл. 1 приведены рассчитанные значения SNR без коррекции ($SNR_{\text{б/кор}}$) и с коррекцией ($SNR_{\text{кор}}$), а также в соответствии с формулой (7) оценена их относительная разница:

$$D = (SNR_{кор} - SNR_{б(кор)}) / SNR_{кор} \cdot 100 \% \quad (7)$$

Таблица 1

Сравнение отношения сигнал/шум (SNR) с коррекцией закона распределения шумовой составляющей и без коррекции

Режим	SNR без коррекции	SNR с коррекцией	Отличие
Spin-echo_цилиндр.	132,02	92,94	42 %
2D TOF_цилиндр.	14,15	9,96	
2D TOF динам. фантом	49,46	34,82	

Заключение

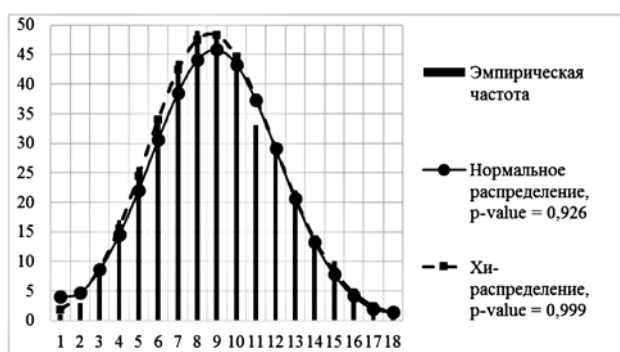
В настоящей статье представлены результаты статистического анализа шума на МР-изображениях в режимах SE, 2D TOF. Было проведено сравнение гистограмм распределения для многоканальной и одноканальной катушек. На основании проведенного анализа была выполнена оценка отношения сигнал/шум с использованием коэффициента коррекции. Произведенный анализ шумовой составляющей позволит включить в методику контроля МРТ пункты, касающиеся мониторинга МРА-режимов.

Список литературы:

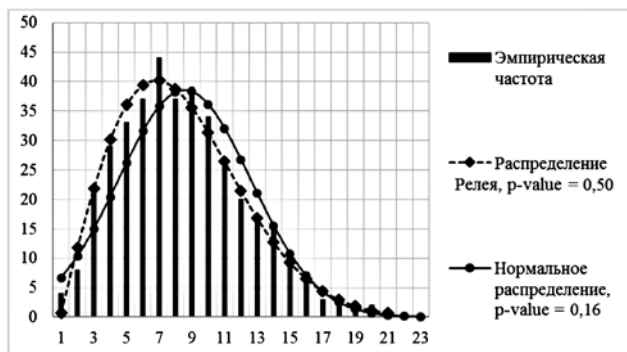
1. National electrical manufacturers association. Standards Publication MS 1-2008 (R2014). Determination of signal-to-noise ratio (SNR) in diagnostic magnetic resonance imaging. – Rosslyn, VA. 2008.
2. American college of radiology – American association of physicist in medicine. Technical standard for diagnostic medical physics performance monitoring of magnetic resonance imaging (MRI) equipment. 2014 / <https://www.acr.org/-/media/ACR/Files/Practice-Parameters/MR-Equip.pdf> (дата доступа: 19.09.2018).
3. American association of physicist in medicine. Acceptance testing and quality assurance procedures for magnetic resonance imaging facilities / Report № 100 of MR Subcommittee Task Group I. College Park, MD: AAPM. 2010.
4. Блинов Н.Н., Снопова К.А. Проблемы паспортизации и контроль качества кабинетов магнитно-резонансной томографии // Медицинская техника. 2014. № 3 (285). С. 34-37.
5. Зелкман М.И., Кручинин С.А., Снопова К.А. Методика и средства контроля эксплуатационных параметров магнитно-резонансных томографов // Медицинская техника. 2010. № 5 (263). С. 27-31.

6. Сергунова К.А. и др. Дисковый фантом и методика контроля параметров и характеристик качества изображений при магнитно-резонансной ангиографии // Биотехносфера. 2017. № 2 (50). С. 2-10.
7. Aja-Fernández S., Vegas-Sánchez-Ferrero G. Statistical analysis of noise in MRI. – Springer International Publishing Switzerland, 2016. P. 327.
8. Петряйкин А.В. и др. Динамический фантом для моделирования потоков при МР-ангиографии // Медицинская визуализация. 2017. Т. 21. № 6. С. 130-139.
9. Constantinides C.D., Atalar E., McVeigh E.R. Signal-to-noise measurements in magnitude images from NMR phased arrays // Magn. Reson. Med. 1997. Vol. 38. № 5. PP. 852-857.
10. Яковлева Т.В. Обзор методов обработки магнитно-резонансных изображений и развитие нового двухпараметрического метода моментов // Компьютерные исследования и моделирование. 2014. Т. 6. № 2. С. 231-244.
11. Dietrich O. et al. Influence of multichannel combination, parallel imaging and other reconstruction techniques on MRI noise characteristics // Magn. Reson. Imaging. 2008. Vol. 26. № 6. PP. 754-762.
12. Aja-Fernández S., Tristán-Vega A. A review on statistical noise models for Magnetic Resonance Imaging // Tech. Report of the LPI / https://www.lpi.tel.uva.es/~santi/personal/docus/noise_survey_tec_report.pdf (дата доступа: 19.09.2018).
13. Глаголев М.В., Сабреков А.Ф. О восстановлении плотности вероятности методом гистограмм в почвоведении и экологии // Динамика окружающей среды и глобальные изменения климата. 2008. № S1. С. 55-83.
14. De Azevedo-Marques P.M. et al. Medical image analysis and informatics: Computer-aided diagnosis and therapy. – CRC Press, 2017. 518 p.

Кристина Анатольевна Сергунова,
руководитель,
Екатерина Сергеевна Ахмад,
научный сотрудник,
отдел разработки средств контроля
и технического мониторинга,
ГБУЗ «Научно-практический центр
медицинской радиологии Департамента
здравоохранения города Москвы»,
г. Москва,
Николай Николаевич Потрахов,
д-р техн. наук, профессор, зав. кафедрой,
кафедра электронных приборов и устройств,
ФГАОУ ВО «Санкт-Петербургский
государственный электротехнический университет
«ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)»,
г. С.-Петербург,
e-mail: sergunova@rpsmr.org.ru



а)



б)

Рис. 2. Пример сглаживания усредненной гистограммы SE-изображения, зарегистрированного многоканальной (а) и одноканальной (б) катушками