ПРИМЕНЕНИЕ РЕЛАКСАЦИОННЫХ КАРТ ДЛЯ ОПТИМИЗАЦИИ РЕЖИМОВ МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНОГО СКАНИРОВАНИЯ ВСЕГО ТЕЛА

М.В. Гуляев, С.К. Какагельдыев, С.С. Батова, Н.В. Анисимов, Ю.А. Пирогов
Центр магнитной томографии и спектроскопии,
Московский государственный университет имени М.В. Ломоносова

При магнитно-резонансном (МР) сканировании всего тела человека распределение масс и релаксационные параметры различных участков тела меняются в широких пределах, что вызывает значительную вариабельность регистрируемого МР-сигнала. В связи с этим возникает проблема оптимизации работы приемного тракта, особенно актуальная при реализации импульсных последовательностей, нацеленных на получение изображений с различным МР-контрастом. Предлагается построить релаксационные T_1- и T_2-карты всего тела человека, чтобы рассчитать пространственное распределение МР-сигнала для произвольной импульсной последовательности. В данной статье описан пример реализации данного подхода для МР-томографа Tomikon S50 (Bruker) на 0,5 Тл.

Ключевые слова: магнитно-резонансная томография, оптимизация режимов, релаксационные карты

Введение

Магнитно-резонансная томография всего тела человека является эффективным методом медицинской диагностики [1]. Метод особенно полезен для визуализации и идентификации очагов поражения при онкологических заболеваниях, анализе костных структур, исследованиях кровеносной системы и др.

Поскольку в современных МР-томографах размер зоны однородности магнитного поля (~0,2 м) существенно меньше размера сканируемого объекта (~2 м), то сканирование всего тела реализуется путем его перемещения через изоцентр магнита. Такое перемещение может быть не только ступенчатым, но и непрерывным. В любом случае реально сканируется сравнительно небольшой участок, после чего, используя программные средства, производится “склейка” полученных изображений.

Распределение масс и релаксационные параметры различных участков тела меняются в широких пределах, что вызывает значительную вариабельность регистрируемого МР-сигнала. В связи с этим возникает проблема оптимизации работы приемного тракта, особенно актуальная при реализации импульсных последовательностей, нацеленных на получение изображений с различным МР-контрастом. Проблема в том, что перед запуском конкретной импульсной последовательности необходимо заранее выбрать участок тела, по которому должна быть произведена настройка приемника – произведен пробный запуск сканирования и подобрано усиление, при котором реализуется максимальный динамический диапазон и при этом не происходит ограничение сигнала, приводящего к искажениям на МР-изображениях. Если выбранный участок дает максимальный (по сравнению с другими участками) МР-сигнал без искажений, то сканирование остальных участков также будет проведено без искажений сигнала, а, следовательно, и артефактов на МР-изображениях.

Для решения этой проблемы предлагается строить релаксационные карты для всего тела нормального (здорового) человека, по ним рассчитывать распределение МР-контраста для произвольной импульсной последовательности и на основе этих данных оценивать величину регистрируемого МР-сигнала. Предполагается, что эти данные могут быть востребованы при исследовании близких по комплекции пациентов.

Материал и методы

В настоящей работе описан пример реализации данного подхода применительно к МР-томографу Tomikon S50 (Bruker) с магнитной индукцией 0,5 Тл. Данный томограф был адаптирован для получения МР-изображений всего тела путем модификации передвижной платформы, используемой для механического перемещения пациента [2, 3].

Расчет и построение релаксационных карт проводят в предположении, что каждый пиксел МР-изображения отображает интенсивность МР-сигнала, регистрируемого от соответствующего воксела сканируемого среза. При этом сигнал $S(x,y)$ от воксела с координатами (x,y) определяется концентрацией протонов $M_0(x,y)$, временами продольной и поперечной релаксации – $T1(x,y)$ и $T2(x,y)$, а также параметрами импульсных последовательностей (ИП) – TR, TE. В частности, для ИП типа насыщение–восстановление, работающей по методике спинового эхо 90°–TR–90°–TE–180°–TE–acquisition, регистрируемый МР-сигнал можно рассчитать по формуле:

$$S(x,y)=kM_0\exp(-TE/T_2)(1-A\exp(-TR/T_1)), \qquad (1)$$

где k - размерный коэффициент, а $A=A(x,y)$ – аппаратурный фактор, характеризующий отличие угла отклонения вектора намагниченности от проектируемого значения 90° [4].

После регистрации МР-сигнала и построения изображений при разных значениях параметров TE, TR можно рассчитать $M_0(x,y)$, $T_1(x,y)$ и $T_2(x,y)$. Обычно T_1-карта строится путем варьирования параметра TR при фиксированном TE. При этом TE задается малым по сравнению с минимальным значением T_2. Для построения T_2-карты варьируется TE при фиксированном TR, которое должно быть больше максимального значения T_1.

Для построения карт, на которых с высокой точностью и хорошим пространственным разрешением отображены параметры $M_0(x,y)$, $T_1(x,y)$, $T_2(x,y)$, требуется значительное время. Это связано с тем, что пространственное разрешение определяется числом шагов фазового кодирования в сканирующей ИП, а точность расчета релаксационных параметров определяется объемом данных, привлеченным для построения графика (1), т.е. количеством запусков ИП с разными значениями TR, TE.

В связи с этим приходится искать компромисс между качеством T_1-, T_2-карт и временных затрат по их построению.

Мы стремились построить данные карты не более чем за 3 часа. Поскольку размер зоны однородности составлял 20 см, то для добровольца ростом 160 см потребовалось измерить релаксационные карты для 8 зон, потратив примерно 22 минуты на зону. Сканировались зоны размером 20 см (вверх–вниз) × 50 см (справа–налево), исходя из того, что небольшие искажения поля на периферии не должны вносить существенный вклад в общий сигнал от сканируемой зоны.

При построении T_1-карты одноточечным методом, при котором добавление каждой точки для графика зависимости $S=S(TR,T_1)$ требует отдельного сканирования, продолжительность измерения определяется временем, которое занимает получение изображения при максимальной величине TR. Оно составляет $(TR)N_p$, где N_p –число шагов фазового кодирования. $N_p=L/l$, где L – размер зоны сканирования в направлении фазового кодирования, а l – требуемое пространственное разрешение. При L=50 см, l=3 мм и TR_{max}=2,5 с время сканирования составит около 7 минут. Если каждое последующее значение TR уменьшать в 2 раза, чтобы рационально распределить точки на выстраиваемом графике зависимости $S=S(TR,T_1)$, то суммарное время сканирования для построения T_1-карты не превысит двух часов.

В этих расчетах не учтен многосрезовый аспект сканирования, который является существенным при коротких TR и большом количестве сканируемых срезов. Опуская детальные обоснования, отметим, что этот фактор приходилось учитывать – при этом число сканируемых в коронарной проекции срезов ограничивалось до 6. А чтобы эти срезы охватывали весь объем сканируемого участка тела в переднезаднем направлении, толщина срезов задава-

лась величиной 20 мм, а расстояние между ними – 30 мм. Величина TE составляла 10 мс.

Для построения T_2-карт применялось многократное (несколько десятков) стимулирование сигналов спинового эха с помощью 180° перефокусирующих импульсов – методика Карра–Перселла [5]. За счет этого информация, необходимая для построения графика $S=S(TE,T^2)$ для одной зоны, собиралась за один цикл сканирования. Если задано TR=2,5 с, то на построение T^2-карты для одной зоны требуется порядка 7 минут, а всего тела (8 зон) – 56 минут.

Таким образом, на построение многосрезовых T_1- и T_2-карт всего тела с разрешением в плоскости сканирования 3 мм и толщиной срезов 20 мм тратилось около 3 часов.

Результаты и обсуждение

На рис. 1 слева представлены изображения, у которых яркость пикселов пропорциональна значениям T1 и T2. Как побочный результат расчета по формуле (1) получены карты протонной плотности $M_0(x,y)$. Расчет проводился с использованием лицензионного программного обеспечения ParaVision v.1.0 [6], а также свободно распространяемого пакета ImageJ v.1.43 [7], работающего в среде MS Windows.

Несмотря на сравнительно низкое пространственное разрешение, следствием чего является упрощенный образ карты протонной плотности, основные анатомические структуры хорошо выявляются на картах T_1 и T_2. В табл. 1 приведены рассчитанные из этих карт релаксационные параметры для некоторых структур.

Используя полученные карты T_1 и T_2, можно, в принципе, построить картину тканевого контраста (МР-изображения) для импульсных последовательностей с произвольными TR, TE, если сигнал, который от них регистрируется, определяется параметрами T_1 и T_2 – т.е. T_1- и T_2-взвешенные изображения (T_1ВИ и T_2ВИ соответственно).

Пример таких построений представлен на рис. 1. В центре даются расчетные МР-изображения для ИП типа спинового эха с параметрами TR/TE, обычно задаваемыми для получения соответственно, T_1ВИ – 600/7 мс (слева) и T_2ВИ – 7000/100 мс (справа).

В свою очередь, расчетные изображения можно сравнить с полученными при реальном сканировании, когда в ИП спинового эха были заданы те же параметры TR, TE – рис. 1 справа. Отметим, что хотя для реального сканирования и построения релаксационных карт были

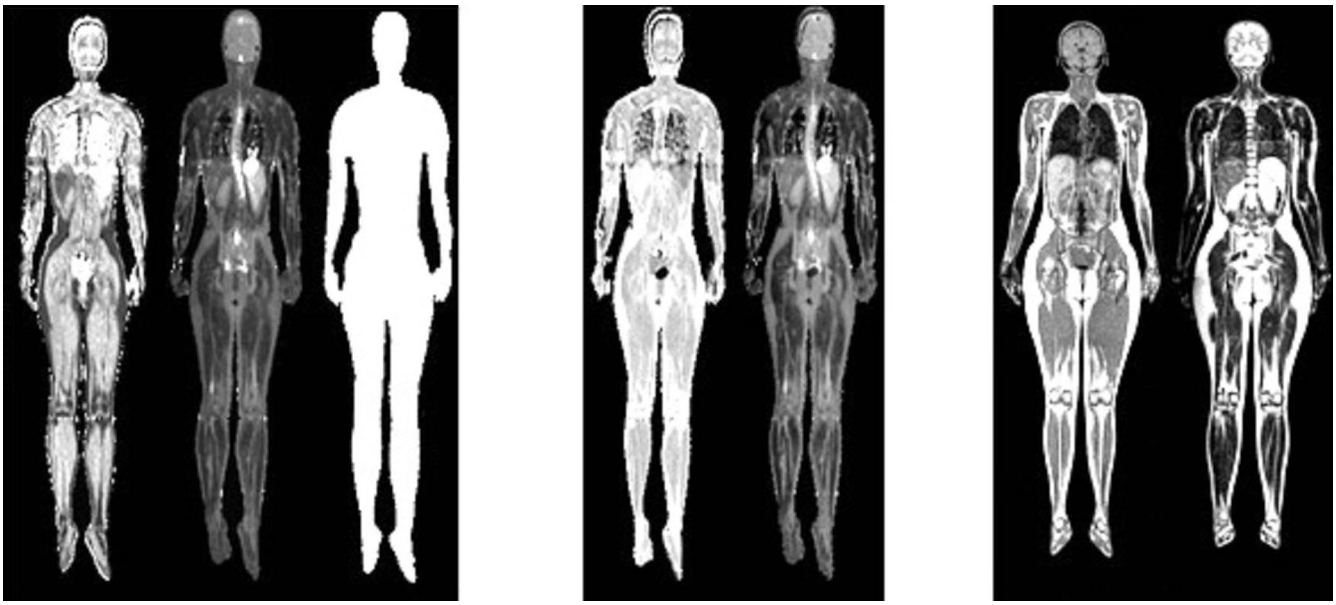

Рис. 1. *Слева – карты T_1, T_2, M_0. В центре – результат расчета T_1ВИ и T_2ВИ. Справа – результат реального сканирования с целью получения T_1ВИ и T_2ВИ*

Таблица 1

Времена релаксации, определяемые из T_1- и T_2-карт, для ряда анатомических структур

Ткань	T1, мс	T2, мс
Белое вещество мозга	520	95
Серое вещество мозга	620	115
Мышечная ткань	635	60
Почки	590	115
Жировая ткань	255	90
Спинномозговая жидкость	>1700	250

задействованы различные испытуемые, визуально просматривается значительное сходство в картинах распределения тканевого контраста.

Возможность расчета изображений от ИП с произвольно выбранными параметрами позволяет определить сигнал, поступающий на вход приемника при разном положении тела относительно изоцентра. Для этого необходимо проинтегрировать расчетные значения интенсивностей по зоне сканирования (20×50 см) и просуммировать интегралы для всех срезов. Результаты такого рода вычислений представлены на рис. 2.

Можно заметить, что части тела, дающие максимальный сигнал, различны для разных ИП. Для ИП, дающих T1ВИ – это зона малого таза, для ИП, дающих T2ВИ – брюшная полость. При этом распределение сигнала для T2ВИ имеет более узкую диаграмму. Результат, полученный посредством расчета T_1-, T_2-карт, хорошо совпадает с данными реального сканирования при одинаковых параметрах TR/TE – рис. 2, справа.

Выводы

Релаксационные карты всего тела человека, в принципе, позволяют рассчитать картину тканевого контраста для произвольной сканирующей ИП. Важно, что при этом можно расчетным путем определить часть тела, дающую максимальный сигнал на входе приемника. Это позволяет оптимизировать работу приемного тракта при сканировании всего тела с помощью данной ИП – обеспечить неискаженное усиление при максимальном динамическом диапазоне.

Описанная методика построения релаксационных карт и построения расчетных изображений может быть востребована при сканировании других протяженных объектов, имеющих схожую между собой (типовую) структуру.

Для сокращения времени построения T1-карт можно рекомендовать быстрые методы, основанных на регистрации МР-сигнала методом градиентного эха с варьированием угла опрокидывания [8].

Список литературы

1. *Ladd M.E.* Whole-body MRI. // Intern. Conf. “Modern Developments in MRI and MRS in Medicine”, Book of Abstracts, Kazan, July 02–05, 2007, P. 2–4.

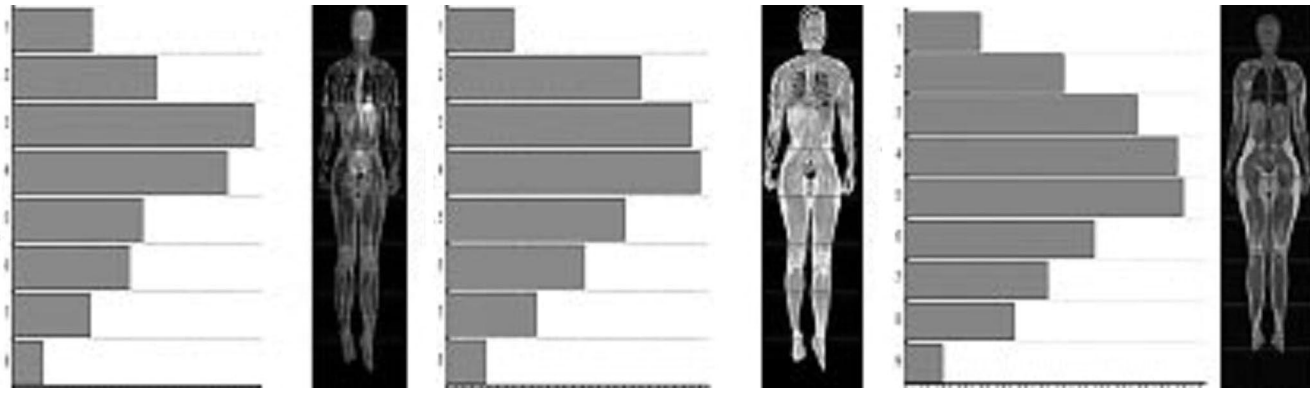

Рис. 2. *Распределение сигнала, поступающего на вход приемника от различных частей тела, для T_2ВИ (слева) и T_1ВИ (в центре и справа)*

2. *Anisimov N.V., Ubaydullaev A.S., Gulyaev M.V. et al.* Whole body MRI: Diagnostic applications. // Proc. EUROMAR-2008, Saint Petersburg, Russia, 6-11 July, 2008, I-05, P. 254–255.
3. *Анисимов Н.В. Гуляев М.В., Корецкая С.С., и соавт.* Магнитно-резонансная томография всего тела – техническая реализация и диагностические применения. // Альманах клинической медицины, 2008, **17**, № 1, С. 143–146.
4. *Kingsley P.B.* Signal intensities and T_1 calculations in multiple-echo sequences with imperfect pulses. // Concepts in Magnetic Resonance, 1999, **11**, № 1, P. 29–49.
5. *Carr H.Y., Purcell E.M.* Effects of diffusion on free precession in nuclear magnetic resonance experiments. // Phys. Rev., 1954, **94**, P. 630–638.
6. Acquisition and Processing of NMR Images and Spectra Paravision (Part 1 and 2). User's Guide and Instruction Manual, Bruker Medizintechnik.
7. http://rsbweb.nih.gov/ij/.
8. *Scheffler K., Hennig J.* T_1 quantification with Inversion recovery trueFISP. // Magnetic Resonance in Medicine, 2001, **45**, P. 720–723.

THE USE OF RELAXATION CARDS FOR CONDITIONS OPTIMIZATION OF WHOLE BODY MRI

M.V. Gulyaev, S.K. Kakageldyev, S.S. Batova, N,V, Anisimov, Yu.A. Pirogov
Center of Magnetic Resonance Imaging and Spectroscopy M.V. Lomonosov State University

During whole body scanning, MRI weight distribution and relaxation parameters of different parts of the body vary in wide limits. It causes significant variability of detected MR signal. In this regard, there is a problem of receiver path optimization, especially important for the implementation of pulse sequences aimed to obtaining images with different MR contrast. It is proposed to create maps of the relaxation (T_1- and T_2-maps) for the whole human body to calculate the spatial distribution of MR signal for any pulse sequence. This article describes an example of such approach for the 0.5 T MRI scanner Tomikon S50 (Bruker).

Key words: MR imaging, condition optimization, relaxation cards

E-mail: yupi937@gmail.com