

УДК 573.6:616-073.756.8

ОПТИМИЗАЦИЯ ПРОГРАММ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ВНУТРЕННИХ ОРГАНОВ МЕТОДОМ МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ

П.О. Воробьев, В.М. Самсонов, Н.П. Супонев¹

Тверской государственный университет,

кафедра теоретической физики

¹*кафедра магнетизма*

Рассматривается проблема создания собственных программ (протоколов) исследования внутренних органов с помощью метода магнитно-резонансной томографии на примере диагностики органов брюшной полости.

Введение. Метод ядерной магнитно-резонансной томографии (МРТ– или ЯМР–томография) находит все более широкое применение в диагностике различных органов, в том числе органов брюшной полости [1; 2]. Явление ЯМР – это процесс поглощения ядрами, находящимися в постоянном магнитном поле, энергии электромагнитного излучения ларморовской частоты. Взаимодействие с ядрами включает стадию перехода на более высокий энергетический уровень и изменение ориентации (возбуждение) и стадию возврата в исходное состояние (релаксация), что сопровождается потерей избытка энергии в виде излучения той же частоты.

Современные ЯМР-томографы являются весьма сложными и дорогостоящими приборами. Достаточно отметить, что в ряде случаев в качестве источника постоянного магнитного поля в них используются сверхпроводящие магниты. Очень важную и даже определяющую роль в методе МРТ играет компьютерная обработка выходных параметров приемных радиочастотных катушек. Совокупность параметров импульсных последовательностей и реконструкции изображения, обеспечивающих визуализацию данной группы органов, называют программой или протоколом исследования. Каждая фирма-изготовитель предлагает свой собственный набор стандартных протоколов.

Однако как сложность самого метода, так и сложность современных томографов приводит к тому, что даже при использовании одного и того же протокола на приборах одной и той же серии получаются изображения, характеризующиеся различным качеством визуализации. Таким образом, возникает проблема разработки собственных программ исследования, оптимальных для данного томографа. С одной стороны, пути решения этой проблемы достаточно понятны. Их теоретической основой служат имеющиеся данные по временам релаксации различных тканей при разных значениях магнитной индукции. С другой стороны, возможности варьирования

параметров современных серийных томографов, применяющихся в клинической практике, весьма ограничены.

В данной работе проблема разработки собственных протоколов исследования решается на примере МРТ органов брюшной полости. Все исследования проводились на магнитно-резонансном томографе Siemens Impact Expert 1.0 T.

Методика разработки протоколов исследования брюшной полости. Использование метода МРТ для диагностики органов брюшной полости началось практически с момента клинического применения самого метода. Однако большая длительность обследования на раннем этапе МРТ, наличие двигательных и дыхательных артефактов, ухудшающих качество получаемых изображений, значительно ограничивали диагностические возможности метода. При диагностике любых органов методом МРТ, в том числе и органов брюшной полости, необходимо получать четкие и контрастные изображения для правильной визуализации возможных патологических процессов. Качество изображений при томографии на основе ядерного магнитного резонанса зависит от физических и технических факторов.

Для грамотной диагностики необходимо получить как T_1 -, так и T_2 -взвешенные изображения исследуемых органов в различных плоскостях. В программном обеспечении МРТ Siemens Impact Expert имеется ряд так называемых файлов импульсных последовательностей (sequence files), которые включают в себя все необходимые программные средства протоколов исследования. Правильный выбор файла импульсной последовательности для каждого конкретного исследования является необходимым условием для создания нужного протокола (программы исследования).

Для каждого конкретного МР-томографа перечень файлов может ограничиваться набором соответствующих лицензий. Из имеющихся файлов импульсных последовательностей для T_1 -взвешенного изображения был выбран файл fl2d_6rb195.wfc. Выбор этого файла обоснован его полным именем, поскольку имя и расширение этого файла уже содержит важную информацию о выбранной импульсной последовательности: fl2d означает, что в разрабатываемом протоколе импульсной последовательностью является градиентная двумерная последовательность FLASH; 6 – эхо-время (мс); r – импульсная последовательность с компенсацией потока; b195 – ширина полосы частот (Гц/пиксель); wfc – максимальная сила градиентных катушек 15 мТ/м. Использование градиентных последовательностей FLASH при диагностике органов брюшной полости обосновывается малым временем, затрачиваемым на проведение исследования, т.к. разрабатываемые программы рассчитаны на задержку дыхания. Короткое эхо-время ($TE=6$ ms) и большой угол отклонения вектора

намагниченности ($FA=70^\circ$) обеспечивает хорошую взвешенность по T_1 . Для того, чтобы преодолеть потери сигнала, вызванные движением жидкости, подвижные и неподвижные спины могут быть рефазированы. В этом случае прикладываются дополнительные градиентные импульсы соответствующего размера и длительности. Компенсация потока посредством GMR (Gradient Motion Rephasing) особенно эффективна при исследовании органов брюшной полости, так как влияние кровотока и потока жидкости в желчных путях велико.

Как при аксиальном, так и при коронарном позиционировании срезов оправдывается необходимость предварительного насыщения областей, лежащих выше и ниже исследуемой области вдоль длинной оси пациента. Это приводит к исчезновению потоковых артефактов, вызванных брюшной аортой и нижней полую веной.

Одной из особенностей получения коронарных и сагиттальных изображений является использование параметра Ph-OS (Phase Oversampling) – дискретизация с повышенной частотой в направлении фазового кодирования. Это связано с тем, что при исследовании объекта, размеры которого превышают поле зрения FOV (Field of View), сигнал от возбуждаемой ткани, выходящей за пределы FOV, может вызывать в изображении искажения из-за недостаточной частоты дискретизации. Для предотвращения искажений в направлении фазового кодирования можно увеличить фазовую дискретизацию на определенное процентное значение. Так для T_1 -взвешенных коронарных срезов было подобрано значение Ph-OS равное 32%. Этого значения вполне хватает для подавления артефактов, связанных с недостаточной частотой дискретизации.

Известно, что чем тоньше сечение среза, тем выше значение объемной разрешающей способности и тем ниже значение соотношения сигнал/шум (SNR). При исследовании органов брюшной полости в большинстве случаев толщина среза не меньше 8 мм. В данных протоколах используется толщина среза 6 мм. Это является причиной получения более детального изображения даже при сохранении значения $SNR = 1$. Число срезов равнялось 10.

Для коронарных изображений была выбрана матрица 141×256 при FOV, равном 420 мм и RectFOV (коэффициент прямоугольности поля зрения), равном $7/8$. Размер пикселя составил $2,61 \times 1,64$ мм, время сканирования 26 с.

Для аксиальных изображений была выбрана матрица 115×256 при FOV = 380 мм и RectFOV = $6/8$. Значение Ph-OS для изображений этой плоскости не играет большого значения, поэтому для улучшения качества изображения было принято более правильное решение увеличить количество усреднений (NoAcq) до двух. Размер пикселя

составил $2,48 \times 1,48$ мм, санирование заняло 25 с. Время повторения (TR) было выбрано равным 130 мс как для аксиальных, так и для коронарных сечений.

Для получения T_2 -взвешенного изображения был выбран файл tse29_138b260.wfc. Этот файл является импульсной последовательностью «турбо спин-эхо» (TSE), которая, также как и градиентные последовательности, используется для быстрого томографирования. Скорость исследования в таких типах последовательностей зависит от длины цуга эхо-сигналов ETL (Echo Train Length). В нашем случае значение этого параметра равно 29. Высокая T_2 -взвешенность достигается использованием длинного эхо-времени (TE = 138 мс).

Для коронарных изображений, взвешенных по T_2 , была выбрана матрица 174×256 при FOV = 420 мм и RectFOV = 7/8. Размер пикселя составил $2,11 \times 1,64$ мм, время сканирования 25 с.

Для аксиальных изображений была выбрана матрица 174×256 при FOV = 380 мм и RectFoV = 6/8. Количество усреднений (NoAcq), как и при T_1 -взвешивании равно двум. Размер пикселя составил $1,64 \times 1,48$ мм, время сканирования 25 с. Время повторения (TR) было выбрано равным 2800 мс как для аксиальных, так и для коронарных сечений.

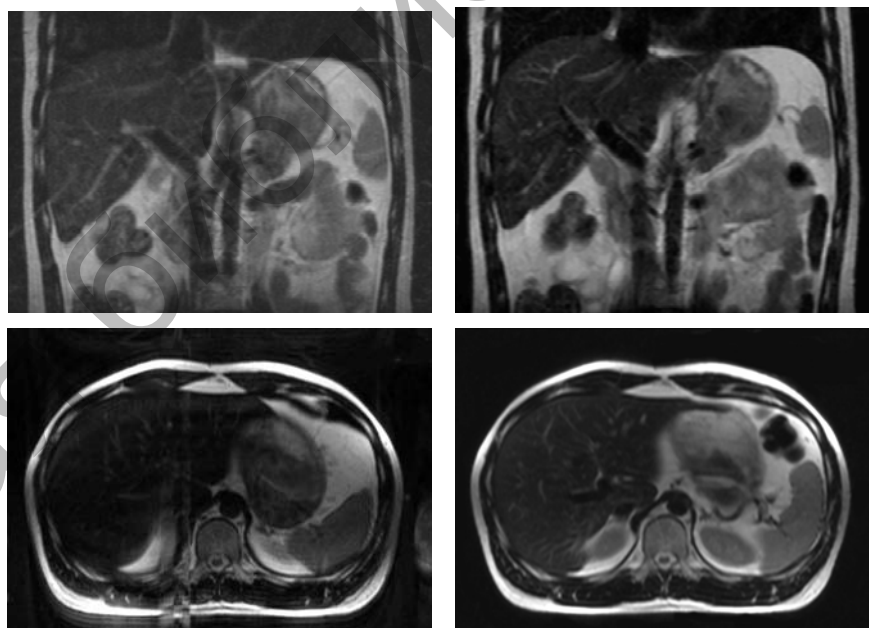


Рис.1. T_2 -взвешенные коронарные и аксиальные изображения органов брюшной полости. Слева – изображения, полученные с помощью протоколов фирмы Siemens, справа – с помощью наших протоколов)

Как видно из рис. 1, изображения, полученные с помощью предложенных в данной работе протоколов, характеризуются более высоким качеством, чем изображения, отвечающие стандартным протоколам. В частности, была достигнута высокая контрастность различных тканей, а также уменьшено влияние артефактов.

Заключение. Результаты работы показывают, что модификация стандартных протоколов исследования, оптимизированных с учётом параметров конкретного прибора, позволяет повышать качество изображений, получаемых с помощью современных серийных ЯМР-томографов, используемых для клинической диагностики.

Список литературы

1. Магнитный резонанс в медицине /Под ред. П.А. Ринка. Oxford: Blackwell Scientific Publications, 1998.
2. Холин А.В. Магнитно-резонансная томография при заболеваниях центральной нервной системы. СПб.: Гиппократ, 2000.
3. MAGNETOM. Operating Instructions. Impact Expert/Impact Expert plus. Applications Guide VB33G. Siemens AG, 1996.