

ПОДАВЛЕНИЕ СИГНАЛОВ ОТ НОРМАЛЬНЫХ ТКАНЕЙ В МРТ С ПОМОЩЬЮ КОМБИНАЦИИ T1-СЕЛЕКТИВНЫХ И ТКАНЬ-СПЕЦИФИЧНЫХ МЕТОДОВ

Н.В. Анисимов, С.С. Батова, К.Л. Волкова, М.В. Гуляев

МГУ имени М.В.Ломоносова

anisimovnv@mail.ru

Описана методика одновременного подавления сигналов от нескольких нормальных тканей для упрощения картины тканевого контраста с целью улучшения визуализации зоны поражения. Она включает в себя комбинацию T1-селективного и ткань специфичного методов - инверсия-восстановление и метод Диксона. Это позволяет подавить сигналы от двух тканей, одна из которых имеет определенное время продольной релаксации, а другая – определенный химический сдвиг.

Постановка задачи

Существенно упростить картину тканевого контраста (отсечь избыточную информацию) и за счет этого повысить эффективность МРТ-диагностики можно путем подавления сигналов от отдельно выбранных тканей. Наибольший эффект от такого упрощения создается в том случае, если подавляются сигналы от тех нормальных (непатологических) структур, которые дают мощные сигналы, задающие шкалу яркости на МР-изображении. Применительно к исследованию головного мозга к таким структурам относятся спинномозговая жидкость и жировая ткань. Наиболее отчетливо зона поражения должна визуализироваться при подавлении сигналов от всех нормальных тканей.

Дифференциации тканей по временам релаксации

Наиболее часто для упрощения тканевого контраста применяют T1-селективные методики, использующие эффект инверсия-восстановление – например, FLAIR (Fluid Attenuated Inversion Recovery) и STIR (Short Time Inversion Recovery). Они нацелены на подавление сигналов от тканей, соответственно, с длинными и короткими временами продольной релаксации [1-3]. Эти методы достаточно просты в реализации, т.к. слабо зависят от неоднородности поляризующего поля.

В ряде случаев весьма эффективным является применение методики DIR (Double Inversion Recovery), основанной на двойном применении инвертирующих импульсов, разделенных подобранным временным интервалом [4]. Метод DIR дает одновременное подавление сигналов от двух тканей с различными временами продольной релаксации T1, в частности, спинномозговой жидкости (T1~2 с) и жировой ткани (T1~0.1 с). В этом случае обеспечивается хорошая визуализация опухолей, зон демиелинизации, кровоизлияний, патологических изменений в оболочках мозга [5].

Упрощение картины тканевого контраста создает наиболее оптимальные условия для сегментации и построения объемных образов зоны поражения, что полезно для отслеживания их динамики [6].

Дифференциации тканей по величине химического сдвига

Эффективным способом подавления сигналов от некоторых тканей, например, жировой, является применение тканей специфичных методов, например, основанных на дифференциации спинов по химическому сдвигу. Здесь принимается во внимание то, что химические сдвиги воды и жировой ткани отличаются на 3.5 м.д.

Преимущество хим. сдвиговых методов выявляется при регистрации кровоизлияний и исследованиях с введением контрастных веществ, влияющих на время T1 в зоне поражения. В этих случаях применение T1-селективных методов для подавления нормальных тканей дает не всегда однозначную интерпретацию.

Наиболее простым путем реализации хим. сдвигового подавления является применение частотно-селективного РЧ импульса [7]. Однако в слабых магнитных полях длительность такого импульса оказывается неприемлемо большой (соизмеримой с временами релаксации), что затрудняет реализацию метода. Но главным недостатком

методов с использованием селективных РЧ импульсов является высокая чувствительность к однородности магнитного поля. Из-за этого участки МР изображения, на которых должен быть полностью подавлен сигнал жира, содержат дополнительные вариации контраста, отображающие влияние неоднородного поля, что затрудняет интерпретацию данных и диагностику.

Для хим. сдвигового подавления более практичным оказалось применение метода Диксона, в котором осуществляется фазовое разделение сигналов от спинов с химическими сдвигами, различающимися на D (Гц). Это достигается за счет варьирования в пределах $p/(2qD)$, где p, q - целые числа, интервала между запуском РЧ импульса и началом считывания сигнала спинового или градиентного эхо [8]. Хотя сам метод чувствителен к однородности магнитных полей, однако варьирование вышеуказанного интервала позволяет получить дополнительные изображения, обработав которые можно учесть набег фаз, обусловленные неоднородностью поля, и скомпенсировать соответствующие искажения на МР изображении [9].

Комбинированные методы подавления сигналов нормальных тканей

Для упрощения картины тканевого контраста весьма перспективным представляется применение комбинированных методов, позволяющих подавить сигнал от одной ткани с определенным временем релаксации и сигнал от другой ткани, характеризующейся особым химическим сдвигом. Для хим. сдвигового подавления жировой ткани целесообразно применить метод Диксона. Что касается подавления сигнала от ткани с определенным временем продольной релаксации, то для этого можно задействовать любую импульсную последовательность, работающую по методике инверсия-восстановление – FLAIR, STIR и даже DIR. Комбинирование этих последовательностей с методом Диксона представляется вполне приемлемым, поскольку указанный метод сводится лишь к особому способу отслеживания и регистрации поперечной компоненты намагниченности, а метод инверсия-восстановление – к особой предварительной подготовке ее продольной компоненты.

Реализация метода Диксона на медицинском томографе

Решая вышеуказанную задачу, мы реализовали трехточечный метод Диксона [10] на 0.5T томографе Tomikon S50 фирмы Bruker. Для этого были проведены изменения в программном обеспечении с целью смещения моментов считывания сигнала спин-эхо (0, 7, 14 мс) для того, чтобы обеспечить синфазную противофазную ориентации намагниченностей воды и жира.

Для обработки данных было разработано программное обеспечение, с помощью которого производилось сложение и вычитание фазочувствительных изображений и расчет фазовых изображений [11]. Для преодоления известной для трехточечного метода проблемы «разворачивания фазы» (phase wrapping) [12] мы использовали модифицированную версию метода разрастания областей (region growing method).

Реализованный нами алгоритм работает следующим образом. По информации о значениях комплексных величин пикселей МР-изображения производится расчет фаз МР-сигнала ΦV_i для каждого вокселя, где i – номер вокселя. Затем для каждого i вокселя рассчитывается сумма по j остатков от целочисленного деления $|\Phi V_i - \Phi V_j|$ на 2π , где ΦV_j фазы соседних с i -ым вокселей. Определяется воксель, у которого эта сумма минимальна. Тогда вокруг этого вокселя (с фазой сигнала ΦZ) производится наращивание (сегментация) зоны со скорректированными значениями фазы. В первую очередь, к этой зоне присоединяются те граничные воксели, у которых фаза ΦV удовлетворяет условию минимизации остатка от целочисленного деления $|\Phi V - \Phi Z|$ на 2π .

Таким образом, наш алгоритм не требует введения величины порогового значения разности фаз сигналов от соседних вокселей, как это обычно практикуется [13].

В результате МР-сканирования по модифицированной методике спинного эха получались протонно- и T2- взвешенные изображения (TR/TE=2500/15 мс и 5000/100 мс) с хим. сдвиговым подавлением сигнала жира. Также использовались возможности базового программного обеспечения, допускающего добавление в начало импульсной последовательности инвертирующего импульса и задержки TI. В результате создавалась возможность реализовать комбинацию методов инверсия-восстановление и Диксона. При TI=1300 мс производилось T1-селективное подавление сигналов от спинномозговой жидкости, а при TI=500 мс - жидкости в придаточных пазухах.

Для получения изображений с различными вариантами подавления сигнала от нормальных тканей были также использованы алгебраические операции с изображениями от разных режимов сканирования [14]. Изображения, получаемые с подавлением нормальных тканей при использовании комбинации методов, использовались при исследовании орбит.

Заключение

Реализованный метод одновременного подавления сигналов от нормальных тканей использует два независимых вида их селекции – по T1 и по химическому сдвигу. Один из них работает на стадии подготовки импульсной последовательности, и другой – на стадии считывания. Данный метод расширяет возможности управления тканевым контрастом. Дополнительные возможности открываются при использовании алгебраических операций с МР изображениями. Это может быть полезно для автоматического поиска зон поражения.

1. Bydder G.M., Young I.R. // J. Comp. Assist. Tomogr., 1985, V.9, p. 659-675.
2. Hajnal J., Bryant D., Kasuboski L., et al. // J. Comp. Assist. Tomogr., 1992. V.16, p. 841–844.
3. Fleckenstein J.L., Archer B.T., Barker B.A., et al. // Radiology, 1991, V. 179, p. 499-504.
4. Redpath T., Smith F. // Br. J. Radiol., 1994, V. 67, p. 1258–1263.
5. Pirogov Yu.A., Anisimov N.V., Gubskii L.V. // Proc. SPIE, 2002, V. 4681, p. 612-616.
6. Anisimov N.V., Pirogov Yu.A., Gubskii L.V. et al. // Proc. ISMRM, 2004, V. 11, p. 54.
7. Rosen B.R., Wedee V.J., Brady T.J. // J. Comp. Assist. Tomogr., 1984, V.8, p.813-818.
8. Dixon W.T. // Radiology. 1984, V. 153 (1), p. 189–194.
9. Glover G.H., Schneider E. // Magnetic Resonance in Medicine, 1991, V. 18, p. 371-383.
10. Anisimov N.V., Koretskaya S.S., Volkova K.L. et al. // Proc. NMRCM, 2011, 42, p.11.
11. Volkova K.L., Anisimov N.V., Batova S.S., et al. //Proc. ECR, 2012, C-1583, 10, p.1594.
12. Szumowski J., Coshov W.R., Li F., Quinn S.F. // Radiology, 1994, 192(2), p. 555-61.
13. Oh C., Hilal S.K., Cho Z.H. // Proc. SMRM, 1988, p. 1042.
14. Анисимов Н.В., Корецкая С.С., Верхоглазова Е.В. и др. // Медицинская визуализация, 2010, №1, с. 117-123.

SUPPRESSION OF NORMAL TISSUE SIGNALS BY COMBINATION OF T1-SELECTIVE AND TISSUE SPECIFIC METHODS IN MRI

Anisimov N.V., Batova S.S., Volkova K.L., Gulyaev M.V.
Lomonosov Moscow State University

A method of simultaneous suppression of signals from several normal tissues to simplify the pattern of tissue contrast in order to improve lesion visualization. It is realized by a combination of T1-selective and tissue-specific methods - inversion-recovery and the Dixon method. It allows to suppress the signals from the two tissues, one of them has a specific longitudinal relaxation time and the other is peculiar chemical shift.