

Подавление сигналов от нормальных тканей в магнитно-резонансной томографии

Анисимов Н. В., Батова С. С.

*1999, Московский государственный университет, Москва, Ленинские горы, 1 стр. 73
E-mail: anisimovnv@mail.ru*

Рассмотрены различные варианты подавления сигналов нормальной ткани в магнитно-резонансной томографии (МРТ) с целью повышения ее информативности. Полезный эффект связывается с упрощением картины тканевого контраста, что улучшает визуализацию зон поражения. Особое внимание уделяется одновременному подавлению нескольких нормальных тканей, а также применению комбинированных методик, обеспечивающих дифференциацию тканей по различным физическим параметрам – релаксационным, хим. сдвиговым и другим. Отмечаются возможности применения алгебраических операций с МРТ-изображениями.

Введение

Магнитно-резонансная томография (МРТ) является эффективным методом медицинской диагностики благодаря высокой информативности и безопасности исследования. Информативность метода обусловлена тем, что регистрируемый сигнал определяется не только содержанием протонов и их релаксационными характеристиками, но и параметрами сканирующей импульсной последовательности [1]. Это обуславливает широкие возможности управления тканевым контрастом.

Существенно упростить картину тканевого контраста (отсесть избыточную информацию) и за счет этого повысить эффективность МРТ-диагностики можно путем подавления сигналов от отдельно выбранных тканей. Подавление может быть полным или частичным. В последнем случае возможно выравнивание сигналов для ряда тканей, что также способствует упрощению картины тканевого контраста.

Наибольший эффект от такого упрощения создается в том случае, если подавляются сигналы от нормальных (непатологических) структур, особенно от тех, которые дают мощные сигналы, задающие шкалу яркости на МР-изображении. Применительно к исследованию головного мозга к таким структурам относятся спинномозговая жидкость и жировая ткань.

Естественно предположить, что наиболее отчетливо зона поражения будет визуализироваться при подавлении сигналов от всех нормальных тканей.

Дифференциации тканей по временам релаксации

Для упрощения тканевого контраста часто применяют методики инверсия-восстановление. Наиболее часто применяются 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 [2-4]. Эти методы достаточно просты в реализации, т.к. слабо зависят от неоднородности поляризуемого поля.

В ряде случаев весьма эффективным является применение методики DIR (Double Inversion Recovery), основанной на двойном применении инвертирующих импульсов, разделенных специально подобранным временным интервалом [5].

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 [6].

Упрощение картины тканевого контраста создает наиболее оптимальные условия для сегментации и построения объемных образов зоны поражения, что полезно для отслеживания их динамики [7].

Дифференциации тканей по величине химического сдвига

Эффективным способом подавления сигналов от некоторых тканей, например, жировой, является применение методов, основанных на дифференциации спинов по химическому сдвигу. Здесь принимается во внимание то, что химические сдвиги воды и основного структурного компонента жировой ткани – $(\text{CH}_2)_n$ - отличаются на 3.5 м.д.

Преимущество хим. сдвиговых методов подавления выявляется при регистрации кровоизлияний и исследованиях с введением контрастных веществ. В этих случаях применение релаксационных методов дает не всегда однозначную интерпретацию.

Наиболее простым путем реализации хим. сдвигового подавления является применение частотно-селективного РЧ импульса – т.н. Fat Suppression [8]. Однако в слабых магнитных полях длительность такого импульса оказывается неприемлемо большой (соизмеримой с временами релаксации), что затрудняет реализацию метода.

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, осуществляющего фазовое разделение сигналов от спинов с разными химическими сдвигами за счет варьирования интервала между запуском РЧ импульса и началом считывания сигнала спинового или градиентного эхо [9]. Хотя сам метод чувствителен к однородности магнитных полей, однако варьирование вышеуказанного интервала позволяет получить дополнительные изображения, обработав которые можно учесть набеги фаз, обусловленные неоднородностью поля, и скомпенсировать соответствующие искажения на МР изображении [10].

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 [11].

Можно еще отметить гибридный метод реализации инвертирующего импульса, когда применяется частотно-селективный импульс или соответствующий комплект импульсов – метод SPIR (Selective Presaturation Inversion Recovery) [12]. Этот метод чаще используют для частичной (неполной) инверсии, и вообще по своей идее SPIR ближе к истинно частотно-селективному возбуждению.

Алгебраические операции с МР-изображениями

Помимо аппаратного подавления сигналов от нормальных тканей (за счет применения сканирующих импульсных последовательностей) возможна фильтрация этих сигналов за счет алгебраических операций с МРТ-изображениями, полученных от разных режимов сканирования [12]. Имеется в виду сложение, вычитание и другие действия с числами, отображающими яркость пикселей, имеющих на изображениях от разных режимов сканирования одинаковую локализацию. Хорошие результаты дает использование в этих операциях обычных T2 взвешенных изображений и изображений, полученных от сканирования в режимах STIR и FLAIR.

В этом случае возможно не только получение изображений с особым типом контраста, но и эмуляция режимов сканирования не имеющих реализуемых аналогов. Например, режимы с трех- и более компонентным подавлением сигналов от нормальных тканей, а также селективным выделением одного или нескольких компонентов [13]. Все это способствует лучшему выявлению зоны поражения, дает дополнительную диагностическую информацию.

Представляет интерес задействовать математические операции с МР-изображениями для автоматизации процесса распознавания зон патологии.

Заключение

Благодаря подавлению мощных фоновых сигналов от нормальных тканей расширяется динамический диапазон приемного тракта, упрощается картина тканевого контраста. Это способствует выявлению зон поражения, создает наиболее благоприятные условия для их волюметрии и объемной реконструкции, что полезно для отслеживания их динамики.

Таким образом, применение методов подавления сигналов нормальной ткани при МРТ-исследовании способствует повышению его эффективности, расширяет его диагностические возможности.

Хорошие перспективы для развития данного направления могут быть связаны с применением комбинированных методик, объединяющих разные подходы к решению проблемы подавления сигналов нормальной ткани – релаксационный механизм, дифференциация по химическим сдвигам и др.

Применение алгебраических операций с МР-изображениями дает дополнительные возможности для упрощения картины тканевого контраста, улучшения визуализации зон поражения, автоматизации их распознавания.

Литература

1. Bernstein M.A., King K.F., Zhou X.J. Handbook of MRI Pulse Sequences - Elsevier Academic Press. 2004, 1017 p.
1. Bydder G.M., Young I.R. J. Comp. Assist. Tomogr., 1985, V 9,-p. 659-675.
2. Hajnal J. et al. J. Comp. Assist. Tomogr., 1992. V.16, p. 841–844.
3. Fleckenstein J.L. 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. et al. Proceedings of SPIE, 2002, V. 4681, p. 612-616.
6. Anisimov N.V. et al. Proceedings of 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. et al. Proceedings of NMRCM, 2011, p. 42.
11. Oh C., Hilal S.K., Cho Z.H. Proceedings of SMRM, 1988, p. 1042.
12. Anisimov N.V. et al. Proceedings of ESMRMB, 2005, p. 435.
13. Анисимов Н.В. и соавт. Медицинская визуализация, 2010, №1, с. 117-123.