

Подавление РЧ помех при регистрации слабых сигналов МРТ

Н.В. Анисимов¹, А.А. Тарасова², И.А. Усанов², Ю.А. Пирогов²

¹МГУ имени М.В. Ломоносова, факультет фундаментальной медицины

²МГУ имени М.В. Ломоносова, физический факультет

anisimovnv@mail.ru

Анализируется активность техногенных помех по данным МР томографии (МРТ). Чтобы снизить их влияние на результат долговременного накопления сигнала, предлагается сохранять отдельные реализации сигнала. Тогда по окончании регистрации можно выявить зашумленные реализации, провести их редактирование, после чего использовать отредактированные копии для суммирования взамен зашумленных. Для практического применения в МРТ предлагается близкий по идее подход – при малом числе накоплений сигнала максимально увеличить число шагов фазового кодирования. Метод применен при ²³Na МРТ сканировании разных органов человека с использованием различных катушек. Для повышения отношения сигнала к шуму (SNR) применяется аподизация для данных k-пространства. Показано, что такой прием наиболее эффективен, если воздействие помех происходит на этапах сканирования, когда заполняется периферийная часть этого пространства.

Введение. Интенсивность РЧ помех, обусловленных техногенными факторами, может быть намного больше, чем у теплового шума (шума Найквиста), и может резко меняться не только в течение суток, но и в процессе измерения [1]. В таких случаях типовые алгоритмы многократного накопления сигналов недостаточно эффективны – кратковременное воздействие мощной импульсной помехи может обесценить результат долговременного накопления. Проблема весьма актуальна в МРТ, особенно если эксперимент с накоплением МР сигнала от человека проводится в течение нескольких десятков минут и более. И если по окончании исследования выясняется, что воздействие РЧ помех существенно снизило информативность измерений, то проведение повторного сканирования не всегда возможно, особенно для пациентов с ослабленным состоянием здоровья.

Предлагается ввести в типовой алгоритм накопления сигнала возможность сохранения отдельных реализаций сигнала. Тогда после окончания эксперимента можно выявить те, которые оказались подверженными импульсным помехам. Используя эту информацию, можно снизить их вклад в результат накопления, отредактировав фрагменты искаженного помехой сигнала, после чего провести суммирование сигналов заново. Аналогичный подход мы применили для методов МРТ, использующих фазовое кодирование сигнала. В этих методах зависимость SNR от числа шагов фазового кодирования P и числа накоплений N имеет вид – $SNR \sim (P \cdot N)^{1/2}$. Следовательно, если определено минимальное число шагов фазового кодирования, необходимое для достижения требуемого пространственного разрешения, то повысить SNR можно либо увеличив N , либо увеличив во столько же раз величину P , соответственно увеличив размер зоны сканирования [1]. В обоих случаях общее время сканирования оказывается одинаковым. Однако для регистрации сигнала в условиях РЧ помех второй способ предпочтительнее, поскольку даже при типовом алгоритме накопления сигнала все его реализации сохраняются в памяти компьютера.

Цель исследования – применить указанный подход для минимизации РЧ помех при ²³Na МРТ сканировании органов человека.

Материалы и методы. Эксперименты проводились на 0.5 Тл МР томографе Bruker Tomikon S50. В качестве датчиков сигналов ²³Na МРТ применялись приемо-

передающие катушки, изготовленные путем модификации фирменных катушек, изначально настроенных на частоту протонного ЯМР и предназначенных только для приема МР сигналов [2].

Сканирование проводилось методом 3D GRE с параметрами: TR/TE=44.7/12 мс, FA=45°. Сканировалась зона 45×151×76 см³ с 6-мм разрешением - матрица 76×256×128. Время сканирования при одном накоплении сигнала - 24.5 мин.

Управление сканированием и первичная обработка данных проводились с помощью фирменного программного обеспечения – XWinNMR v.1 и ParaVision v.1. Данные k-пространства обрабатывались с помощью разработанного нами программного обеспечения. Кроме того, для обработки данных использовалось открытое программное обеспечение ImageJ.

Для анализа помеховой активности (интенсивность помех и их эволюция) строились графики зависимости от времени для магнитудных сигналов, усредненных по k-пространствам. Каждое из k-пространств соответствовало отдельному значению фазового кодирования по срезовому направлению. Временные интервалы графика определялись путем деления общего времени сканирования на число шагов фазового кодирования. Поскольку предполагается, что вклад МР сигнала в общий сигнал, отображаемый в k-пространстве, очень мал, то среднее значение интенсивности сигнала в пределах k-пространства отображает вклад шума, включая РЧ помехи.

Данные МР сканирования подвергались предварительной обработке – аномальные всплески, выявленные на отдельных строчках k-пространства, заменялись нулями. Помимо этого, применялся прием, позволявший нивелировать влияние РЧ помех, если их воздействие производилось в моменты, когда регистрировались данные, предназначенные для заполнения периферийных зон k-пространства. Прием состоит в применении аподизации - математической операции, в результате которой данные k-пространства $K(x, y, z)$ умножаются на спадающую функцию, симметричную относительно заданной координаты k-пространства (x_0, y_0, z_0) [1]. Если эта точка находится вблизи центра k-пространства, то применение аподизации эквивалентно подавлению сигналов на его периферии. МР сигнал спадает на периферии k-пространства, т.к. регистрируется при максимальных значениях фазокодирующих градиентов. Поскольку распределение шума в этом пространстве равномерное, то применение аподизации повышает SNR на МР-изображении, получаемом в результате Фурье-обработки данных k-пространства.

В нашем случае для аподизации применяется экспоненциальная функция – $\exp(-(|x-x_0|/k_x N_x + |y-y_0|/k_y N_y + |z-z_0|/k_z N_z))$, где N_x, N_y, N_z – размеры матрицы k-пространства, а значения k_x, k_y, k_z , равны 0.1. Измерения на фантоме (1-л емкость в форме куба, заполненная 12% раствором NaCl) показали, что в этом случае возможно повышение SNR на порядок, правда, за счет снижения разрешающей способности в 3-4 раза.

Обычно процесс регистрации данных при МР сканировании организован так, что центральная часть k-пространства, наиболее значимая с точки зрения получения высокого SNR, заполняется примерно в середине временного интервала, отведенного на всё сканирование. Поэтому важно, чтобы именно в этом интервале воздействие помех было минимальным. Тогда применение аподизации особенно эффективно.

Результаты. В результате ²³Na МР сканирования различных органов человека рассчитывались магнитудные образы k-пространств размерами 128×256. В пределах каждого такого k-пространства рассчитывались средние величины сигнала (S) и строились графики зависимости S(P), где P – номер этапа фазового кодирования по срезовому направлению. В нашем случае значения P менялись от 1 до 128, что соответствовало отдельным временным интервалам. Поэтому график S(P) отображал

эволюцию помеховой активности. Такие графики были построены для данных, полученных в результате сканирования разных органов человека с использованием различных катушек.

Обсуждение/Заключение. Графики помеховой активности позволяют проводить сопоставление шумовых характеристик разных катушек. Их конструктивные отличия обуславливают различия в величинах добротностей, которые, в свою очередь, зависят от параметров размещаемого в ней органа – объема, фактора заполнения и др. Все эти факторы обуславливают специфичность их шумовых характеристик – средний уровень шума и его дисперсию даже при отсутствии РЧ помех.

Практикуемое нами подавление паразитных помех по сути проводится по двум направлениям - путем тонкой и грубой обработки данных в k -пространстве. Первая включает в себя редактирование отдельных всплесков на отдельных строчках k -пространства, вторая – подавление сигналов на его периферии с помощью аподизации. Без подавления помех получаются совсем неинформативные изображения. Применение аподизации в k -пространстве повышает SNR на изображении, но если не провести тонкую обработку, то на изображении могут проявиться артефакты в виде аномального повышения яркости в центре изображения. Их причиной могут быть отдельные всплески на регистрируемом сигнале из-за РЧ помех, которые в результате Фурье-обработки k -пространства преобразуются в мощный пик в зоне нулевых частот, что соответствует центру МР-изображения – т.н. DC offset артефакт [1]. Если отредактировать соответствующие паразитные точки в k -пространстве, то после Фурье-обработки данных k -пространства можно получить МР изображение без артефакта.

Аподизация данных k -пространства обычно применяется для повышения SNR в контексте подавления теплового шума и подавления артефактов Гиббса [1]. Актуальность этой операции повышается при наличии РЧ помех, если их максимальное воздействие происходит при регистрации данных, предназначенных для заполнения периферийных частей k -пространства. Полезный сигнал, распределенный в k -пространстве, при аподизации также подавляется на его периферии, что приводит к снижению детализации МР изображения. Но всё же лучше иметь дело со «сглаженным» образом, нежели образом, полученным при более высоком разрешении, но с наложением артефактов и совсем неинформативным из-за низкого SNR.

При наличии данных о помеховой активности, полученных за длительный период, можно выявить временной интервал (время суток и/или день недели) наиболее оптимальный для сканирования. Для сбора такой информации необязательно сканировать живой объект и даже включать РЧ передатчик и градиентную систему – достаточно лишь работающего приемника.

Таким образом, при регистрации слабого сигнала, требующего долговременного накопления, можно снизить влияние РЧ помех на результат накопления. Для этого надо предусмотреть сохранение отдельных реализаций сигнала с возможностью их анализа и редактирования. Данные отдельных измерений полезно использовать при долговременном анализе помеховой активности.

Исследования выполнены при поддержке РФФИ (гранты №19-29-10015 и 20-52-10004), а также Междисциплинарной научно-образовательной школой МГУ «Фотонные и квантовые технологии. Цифровая медицина».

ЛИТЕРАТУРА

1. E.M. Haacke et al. “Magnetic Resonance Imaging: Physical Principles and Sequence Design” NY: John Wiley & Sons, Inc., 1999.
2. N.V. Anisimov et al. // Appl. Magn. Reson. 2021. V. 52. No. 3. P. 221.