

Оценка эффективности различных типов приемо-передающих катушек для ^{23}Na МРТ в поле 0.5 Тесла

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

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

²МГУ имени М.В. Ломоносова, Физический факультет

anisimovnv@mail.ru

Описаны МРТ эксперименты по регистрации сигналов натрия (^{23}Na) на 0.5 Тл томографе. Они проведены для 4-х типов приемо-передающих катушек – поверхностной (I), объемной (II), для исследования молочных желез (III), а также катушки для исследования конечностей – коленного сустава, стопы, кисти, (IV). Цель измерений – получить карты пространственного распределения МР сигнала, чтобы оптимально выбрать катушки для МРТ-исследований конкретных органов человека.

Регистрация ядер, отличных от протонов (^1H), дает дополнительную к ^1H МРТ диагностическую информацию. Особый интерес представляет МРТ основного изотопа натрия (^{23}Na). Его содержание в живой ткани больше по сравнению с другими тяжелыми магнитными изотопами, а чувствительность для ЯМР лишь на один порядок ниже по сравнению с протонной. Поэтому ^{23}Na МРТ в настоящее время активно развивается. Его прогресс обычно связывается с применением сильных полей – от 3 Тл и выше. Однако такие поля пока недостижимы для постоянных магнитов и компактных переносных систем. Поэтому интерес представляет оценка возможностей ^{23}Na МРТ в слабых полях – менее 1 Тл. Известные работы по ^{23}Na МРТ проводились в полях от 1 Тл и выше. Данная работа нацелена на то, чтобы восполнить этот пробел.

Измерения проводились на 0.5 Тл клиническом томографе Bruker Tomikon S50, оснащенном сверхпроводящим магнитом с диаметром отверстия 60 см. Управление сканированием и первичная обработка данных производилась с помощью фирменного программного обеспечения ParaVision v.1. Последующая обработка данных – расчет карт SNR (signal-to-noise ratio), отображающих пространственное распределение сигнала к шуму, производилась с помощью открытого программного пакета ImageJ [1].

Катушки для ^{23}Na МРТ были получены путем модификации фирменных приемных катушек, изначально предназначенных для регистрации ^1H сигналов. У катушек были перестроены их собственные частоты – с частоты ^1H ЯМР (21.1 МГц), на частоту ^{23}Na ЯМР (5.6 МГц). Помимо этого, катушки из чисто приемных были переделаны в приемо-передающие. Добротности катушек I, II, III и IV, измеренные при размещении в них фантома, составили 103, 92, 40 и 46, соответственно. На рис.1 слева представлены фотографии с изображениями катушек вместе с фантомом – 5 л пластиковой емкости из-под питьевой воды, на 4 л заполненной 12% раствором поваренной соли (NaCl).

^{23}Na МРТ сканирование фантома проводилось в зоне размерами $30 \times 30 \times 30 \text{ см}^3$ в коронарной проекции методом 3D градиентного эхо с параметрами TR/TE=70/9 мс, MTX=32×32×32, NA=2. Время сканирования – 13.65 мин. Длительность возбуждающего РЧ импульса $\tau=6$ мс. Для катушек I, III, IV это обеспечивало 90° угол отклонения намагниченности (FA – flip angle), а для катушки II – 45° .

Для каждой катушки были получены изображения фантома в ортогональных проекциях. Они были использованы для построения карт SNR по методу, описанному в работе [2]. Максимальные значения SNR для катушек I, II, III и IV составили 168, 23, 139 и 55, соответственно. Данные карты (рис.1) позволяют сравнивать значения SNR для зоны, соответствующей локализации конкретного исследуемого органа и, исходя из этого, наиболее обоснованно выбрать необходимую катушку.

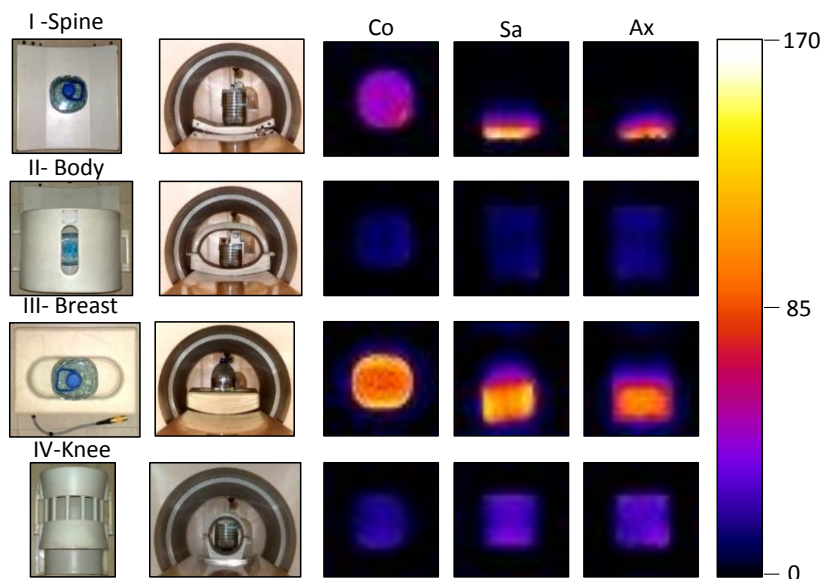


Рис. 1. ^{23}Na МРТ фантома с использованием катушек I, II, III и IV. На двух колонках слева - фотографии катушек – вид сверху и в поперечном направлениях. На остальных колонках - карты SNR в коронарной (Co), сагитальной (Sa) и аксиальной (Ax) проекциях. Цветная шкала соответствует значениям SNR.

Эксперименты с привлечением здоровых добровольцев показали, в частности, что для исследования стопы оптимальной является катушка III, а для головы - катушка IV. Катушка I показала хорошие результаты при сканировании всего тела человека [3]. Однако ее чувствительность заметно убывает по мере удаления источника сигнала ЯМР от ее поверхности. Из-за этого сканирование всего тела проводилось для двух укладок испытуемого – в положениях на животе и на спине.

Чувствительность катушки II мало зависит от положения источника сигнала ЯМР внутри нее. Однако ее SNR меньше, чем у других катушек при одинаковых параметрах сканирования и подводимой РЧ мощности. Это связано с ее большими размерами, что обуславливает меньший фактор заполнения и более слабое поле B_1 , которое она генерирует. Чем слабее B_1 , тем меньше FA и, соответственно, отклик спинов. В нашем случае при $\tau=5$ мс и предельной РЧ мощности, подводимой к катушке II (до 2 кВт), имеем: $FA=45^\circ$. Повышать FA за счет увеличения τ представляется нецелесообразным. Во-первых, это снижает скорость сканирования, а во вторых, величина $\tau=10$ мс сопоставима с временем поперечной релаксации ядер ^{23}Na - 10-50 мс. Эти факторы препятствуют достижению высокого SNR. Мы планируем повысить FA путём увеличения B_1 за счет использования более мощного РЧ передатчика и/или перестройки переключателя прием/передача на частоту ^{23}Na ЯМР - 5.6 МГц, поскольку в нынешней (фирменной) конфигурации он оптимизирован для частоты ^1H ЯМР - 21.1 МГц. Тогда можно повысить эффективность не только катушки II, но и остальных.

Исследование поддержано грантами РФФИ 19-29-10015 и 20-52-10004.

ЛИТЕРАТУРА

1. C.A. Schneider, W.S. Rasband, K.W. Eliceiri // Nat Methods. 2012. V. 9(7). P. 671.
2. F. Wetterling, et al. // Phys. Med. Biol. 2012. V. 57(14). P. 4555.
3. N.V. Anisimov et al. // Appl. Magn. Reson. 2019. V. 50. P. 1149.