

Субволновой радиочастотный резонатор для магнитно-резонансной томографии мозга младенцев

Виктор М. Пучнин^{1*}, Лейла В. Шарипова¹, Деабрата Сикдар²,
Ирина В. Мельчакова¹, Алёна В. Щелокова¹

¹Физико-технический мегафакультет, Университет ИТМО, Санкт-Петербург, Россия

²Индийский технологический институт Гувахати, Гувахати, Индия

*viktor.puchnin@metalab.ifmo.ru

Аннотация. Магнитно-резонансная томография (МРТ) играет ключевую роль в ранней диагностике и мониторинге неврологических заболеваний у новорожденных. Однако стандартные радиочастотные (РЧ) устройства часто оказываются неэффективными в педиатрической практике. В данной работе представлено численное исследование субволнового объемного РЧ-резонатора, оптимизированного для визуализации головного мозга младенцев при клинической МРТ с напряжённостью магнитного поля 1,5 Тл. Предлагаемый объемный резонатор состоит из четырех радиально расположенных разомкнутых кольцевых резонаторов (РКР), что позволяет взаимодействовать с возбуждающим полем круговой поляризации. Резонатор функционирует за счет электромагнитной связи со стандартной приемопередающей катушкой для тела типа «птичья клетка», которая является частью большинства современных клинических аппаратов МРТ. Принцип работы устройства заключается в локализации РЧ магнитного поля катушки-источника в малой области, что повышает эффективность передачи и РЧ-безопасность последней. Численные исследования показали, что резонатор увеличивает амплитуду РЧ магнитного поля в тканях мозга младенца до 5,8 раз, что позволяет снизить подаваемую в систему мощность в 33,6 раза. Это, в свою очередь, приводит к значительному уменьшению локального максимума удельного коэффициента поглощения электромагнитной энергии (УКП) в 2,5 раза, повышая безопасность процедуры.

Ключевые слова: магнитно-резонансная томография; резонаторы; радиочастотные катушки; эффективность передачи; удельный коэффициент поглощения электромагнитной энергии

1. ВВЕДЕНИЕ

Родовые черепно-мозговые травмы и аномалии, обусловленные неблагоприятными состояниями, такими как внутричерепное кровоизлияние, инсульт или сосудистые патологии, часто встречаются у недоношенных новорожденных с крайне низкой массой тела при рождении, а также у детей с асфиксией или врожденными пороками сердца [1].

Эти повреждения могут приводить к выраженным отклонениям в нервно-психическом развитии. Для своевременного и эффективного нейропротекторного вмешательства, а также минимизации негативных последствий, необходимы быстрые, неинвазивные и высококачественные методы визуализации. Особенно это актуально, поскольку клинические проявления

неврологических нарушений у новорожденных, в частности у недоношенных, часто слабо выражены [2]. Таким образом, существует острая потребность в визуализации головного мозга младенцев с высоким разрешением.

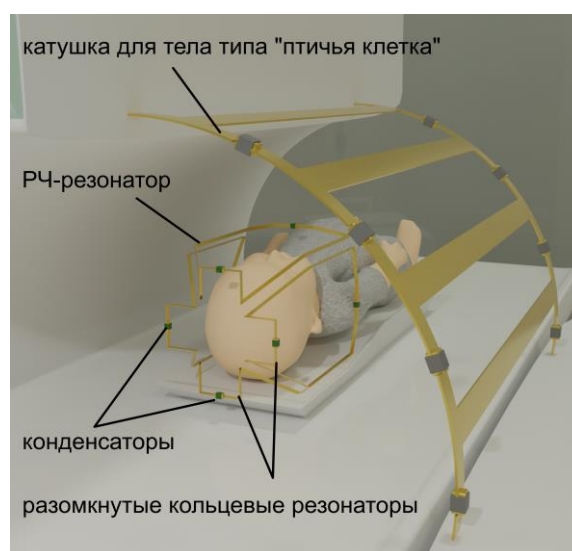


Рис. 1. Иллюстрация процедуры МРТ с субволновым РЧ-резонатором, размещенным вокруг головы младенца

МРТ является ведущим методом визуализации, применяемым для выявления повреждений головного мозга у новорожденных и оценки его развития *in vivo* [4–6]. Современные методы МРТ, включая магнитно-резонансную спектроскопию (МРС) и диффузионно-тензорную визуализацию (ДТВ), значительно расширили возможности исследования мозга младенцев [7]. Так, МРС позволяет выявлять локальные метаболические изменения, которые отражают процессы развития и повреждения мозга. ДТВ даёт информацию о трёхмерной структуре диффузии воды в тканях, что позволяет количественно оценивать микроструктуру вещества мозга.

Одним из ключевых элементов систем МРТ являются специализированные антенны – РЧ катушки, которые обеспечивают передачу и приём РЧ-сигналов. Наиболее распространённой является катушка-источник для тела типа «птичья клетка» [8], интегрированная в большинство современных клинических аппаратов. Хотя такая катушка создаёт однородное РЧ-магнитное поле, она обладает ограниченной чувствительностью при приёме слабого сигнала ядерного магнитного резонанса (ЯМР) из-за своей удалённости от объекта.

Для повышения чувствительности применяются локальные приёмные РЧ катушки, размещаемые вблизи исследуемой области [9]. Однако их конструкции часто включают хрупкие компоненты и кабельные соединения, что усложняет установку и эксплуатацию. В педиатрической практике нередко используются катушки, предназначенные для взрослых (например, для головы или колена), которые не адаптированы к анатомическим особенностям младенцев, что приводит к ухудшению качества изображений [10]. Гибкие катушки [11] и локальные катушки типа «птичья клетка» [12] также имеют конструктивные ограничения и не обеспечивают достаточного качества визуализации мозга младенцев. Кроме того, для компенсации низкого отношения сигнал-шум (ОСШ) может потребоваться увеличение времени проведения исследования, что повышает риск артефактов движения и физиологического дискомфорта у уязвимой группы пациентов.

В последние годы в научной среде получила развитие концепция использования так называемых беспроводных РЧ катушек на основе субволновых резонансных структур, включая метаматериалы, метаповерхности и диэлектрики с высокой диэлектрической проницаемостью [13]. Эти устройства работают в сочетании со стандартными приёмопередающими катушками, встроенными в аппараты МРТ, и не требуют подключения к аппарату с помощью РЧ-кабеля. Принцип их работы заключается в пассивной фокусировке РЧ-поля в ограниченном объёме, что значительно повышает эффективность передачи и улучшает РЧ-безопасность исследования, обеспечивая изображения, сопоставимые по качеству с локальными РЧ-катушками.

В данной работе предлагается и численно исследуется субволновой РЧ-резонатор для визуализации мозга младенцев при МРТ 1,5 Тл. Беспроводное устройство состоит из четырёх РКР, симметрично расположенных вокруг области интереса, и предназначено для локализации РЧ-магнитного поля в тканях головы младенца с целью повышения качества визуализации (рис. 1). Предлагаемое решение направлено на устранение ограничений и расширение возможностей стандартного оборудования.

II. МЕТОДЫ

A. Геометрия РЧ-резонатора

Предлагаемая геометрия субволнового резонатора включает четыре РКР, ориентированных радиально (рис. 1). Каждый РКР представлял собой восьмиугольный элемент, образованный прямыми проводниками: три стороны квадратной рамки размерами 114×114 мм, трапециевидный участок с основаниями 114 мм и 40 мм и боковыми сторонами по 72 мм, а также три стороны прямоугольника размером 40×30 мм. Конструктивные элементы каждого РКР располагались таким образом, чтобы проводящие части находились как можно ближе к поверхности головы, в то время как ёмкостные зазоры были смещены от неё. Такая

конфигурация была выбрана с целью снижения амплитуды электрического поля и уменьшения УКП в тканях головы младенца.

Каждый РКР включал два ёмкостных зазора, предназначенных для возможности частотной настройки. Настройка на частоту Лармора 63,68 МГц, соответствующей напряжённости магнитного поля 1,5 Тл, осуществлялась с использованием конденсаторов номинальной ёмкостью 23 пФ.

B. Численные исследования

Электромагнитное моделирование проводилось в программном пакете CST Studio Suite 2022 с использованием конечно-разностных методов во временной и частотной областях.

Была смоделирована экранированная катушка-источник типа «птичья клетка», состоящая из 16 прямых проводников, соединённых конденсаторами. Внутренний диаметр катушки составлял 70 см, длина – 65 см (Рис. 1). Катушка была настроена и согласована на частоту 63,68 МГц при наличии нагрузки. В качестве РЧ-нагрузки использовалась вокселизированная мультитканевая анатомическая модель Baby из семейства CST Voxel Family. Модель включала большинство тканей тела младенца с соответствующими реалистичными электрическими параметрами. В обоих случаях рассчитывались карты среднеквадратичной амплитуды возбуждающего РЧ магнитного поля правой круговой поляризации (B_{I+RMS}). Эффективность передачи определялась как среднее значение B_{I+RMS} , рассчитанное в тканях мозга при нормировке на 1 Вт принятой системой мощности. Однако во время МР-исследований оператор обычно задаёт необходимый угол поворота намагниченности, который прямо пропорционален полю B_{I+} . По этой причине на следующем шаге подбиралась такая мощность, при которой величина B_{I+RMS} с использованием РЧ-резонатора совпадала с величиной в эталонном случае (без РЧ-резонатора).

Для обоих случаев рассчитывалось распределение УКП во всей модели. Согласно стандарту IEC 60601-2-33 Международной Электротехнической Комиссии (International Electrotechnical Commission) УКП был усреднен на каждые 10 г тканей модели. Затем сравнивались локальные максимумы УКП и определялась их локализация. РЧ-безопасность рассчитывалась как отношение амплитуды поля B_{I+RMS} к квадратному корню из величины локального максимума УКП.

III. РЕЗУЛЬТАТЫ

При возбуждении РЧ магнитного поля с помощью катушки-источника типа «птичья клетка» была достигнута усреднённая по тканям мозга младенца величина B_{I+RMS} равная 0.87 мкТл (рис. 2a). При использовании РЧ-резонатора за счёт локализации РЧ поля в объеме головы модели B_{I+RMS} повысилась до 5.08 мкТл (рис. 2б).

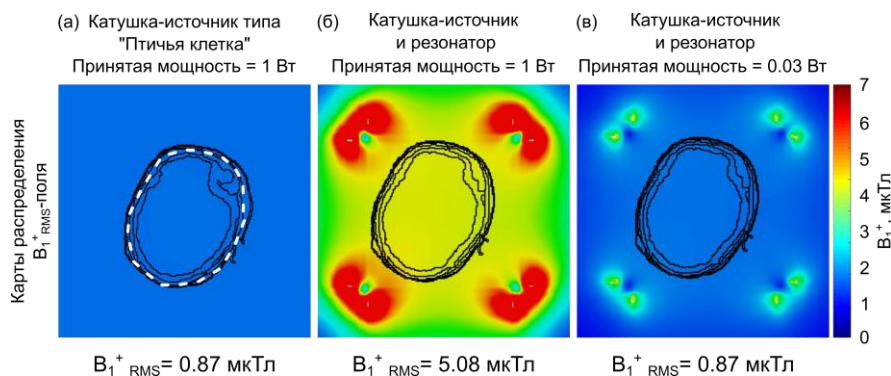


Рис. 2. Карты распределения среднеквадратичного значения амплитуды РЧ магнитного поля B_{1+RMS}^+ , рассчитанные для катушки-источника типа «птичья клетка» (а) без и (б,в) с РЧ-резонатором. Карты построены через центр модели младенца. Величина B_{1+RMS}^+ рассчитывалась в объеме всей головы в тканях мозга. Область интереса, используемая при анализе, показана пунктирной линией.

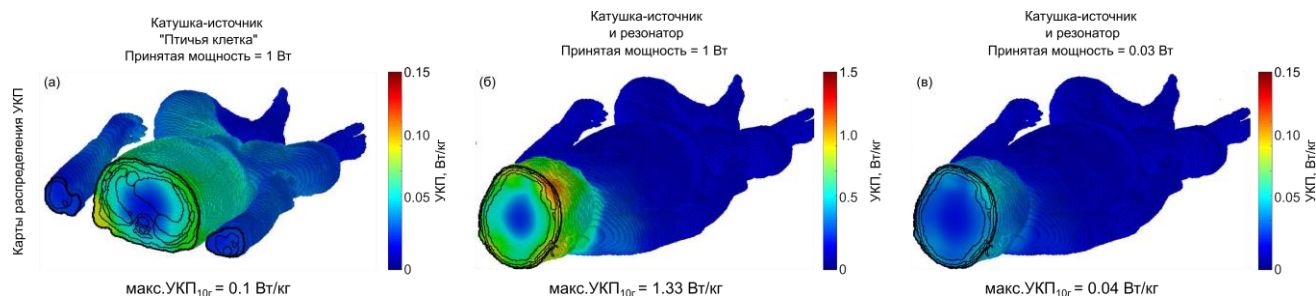


Рис. 3. Карты распределения УКП, рассчитанные для катушки-источника типа «птичья клетка» (а) без и (б,в) с использованием РЧ-резонатора. Карты построены через расположение локального максимума УКП.

Повышение эффективности передачи приводит к снижению требуемой входной мощности для достижения того же угла поворота. Таким образом, за счет повышения эффективности передачи необходимо понизить принятую системой мощность в 33.6 раз, со значения 1 Вт до 0.03 Вт (пропорционально квадрату коэффициента эффективности передачи). Затем при использовании РЧ-резонатора мощность была понижена до 0.03 Вт для получения той же величины B_{1+RMS}^+ (рис. 2в).

При использовании катушки-источника без РЧ резонатора локальный максимум УКП наблюдался в области туловища, а именно в мышцах спины, и составлял 0.1 Вт/кг (рис. 3а). В случае использования РЧ резонатора распределение УКП изменилось: максимум сместился в область головы, преимущественно в лицевые мышцы, и увеличился до 1.33 Вт/кг (рис. 3б). Повышение значения УКП связано с усиленной локализацией электромагнитного поля в голове модели. Несмотря на повышение, уровень УКП остаётся в пределах, допустимых как национальным стандартом безопасности ГОСТ Р МЭК 60601-2-33-2013, так и международным стандартом IEC 60601-2-33. При сниженной входной мощности максимум УКП при использовании резонатора составил 0.04 Вт/кг (рис. 3в), что свидетельствует о повышении безопасности.

Этот результат также подтвержден расчетом параметра РЧ-безопасности. Величина РЧ-безопасности увеличилась со значения 2.75 мТл√кг/Вт до значения 4.35 мТл√кг/Вт при наличии РЧ-резонатора. Таким образом, использование РЧ резонатора привело к снижению величины максимального локального УКП в тканях младенца в 2.5 раза и улучшению параметра РЧ-безопасности катушки-источника в 1.6 раза.

IV. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В данном исследовании численно продемонстрировано, что использование катушки источника типа «птичья клетка» в комбинации с субволновым РЧ-резонатором обеспечивает пространственную локализацию РЧ магнитного поля в области головы младенца. Это позволило повысить эффективность передачи катушки-источника в 5,8 раз при нагрузке в виде вокселизированной модели младенца, что привело к соответствующему повышению средней величины B_{1+RMS}^+ в тканях мозга. В результате это привело к уменьшению подаваемой в систему мощности и соответственному уменьшению локального максимума УКП со значения 0.1 до 0.04 Вт/кг и повышению РЧ-безопасности в 1,6 раз.

Таким образом, использование РЧ-резонатора повышает как эффективность передачи, так и РЧ безопасность в процессе возбуждения РЧ полей с помощью катушки-источника. Преимуществами предложенного подхода по сравнению со стандартными локальными РЧ-катушками является отсутствие необходимости изменения программного обеспечения, а также подключения к системе аппарата МРТ с помощью РЧ кабелей. Кроме того, отсутствие электротехнических схем в конструкции резонатора делает его относительно простым в изготовлении, а легкий вес обеспечивает простоту использования медицинским персоналом. Ограничением подхода является необходимость наличия возможности ручной калибровки подаваемой РЧ-мощности, которая может отсутствовать некоторых клинических аппаратах.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- [1] Volpe J.J. Brain injury in premature infants: a complex amalgam of destructive and developmental disturbances // *Lancet Neurol.* 2009. Vol. 8. № 1. P. 110–124.
- [2] Dubois J., Alison M., Counsell S.J., Hertz-Pannier L., Huˆppi P.S., Benders M.J.N.L. MRI of the Neonatal Brain: A Review of Methodological Challenges and Neuroscientific Advances // *J. Magn. Reson. Imaging.* 2021. Vol. 53. P. 1318–1343.
- [3] Rutherford M.A. MRI of the Neonatal Brain. 4 ed. W.B. Saunders, 2002.
- [4] Sorokan S.T., Jefferies A.L., Miller S.P. Imaging the term neonatal brain // *Paediatr Child Health.* 2018. Vol. 23. № 5. P. 322–328.
- [5] Mohammad K., Chau V., Poskitt K.J., et al. Consensus approach for standardization of the timing of brain magnetic resonance imaging and classification of brain injury in neonates with neonatal encephalopathy/hypoxic-ischemic encephalopathy: a Canadian perspective // *Pediatr Neurol.* 2024. Vol. 166. P. 16–31.
- [6] Miller S.P., et al. Abnormal brain development in newborns with congenital heart disease // *N Engl J Med.* 2007. Vol. 357. № 19. P. 1928–1938.
- [7] Ouyang M., Dubois J., Yu Q., Mukherjee P., Huang H. Delineation of early brain development from fetuses to infants with diffusion MRI and beyond // *Neuroimage.* 2019. Vol. 185. P. 836–850.
- [8] Vaughan J.T., et al. RF Coils for MRI // *eMagRes Books.* Wiley-Blackwell, 2012.
- [9] Gruber B., Froeling M., Leiner T., Klomp D.W.J. RF coils: A practical guide for nonphysicists // *J Magn Reson Imaging.* 2018. Vol. 48. № 3. P. 590–604.
- [10] Jones R.A., et al. MRI of the Neonatal Brain: Optimization of Spin-Echo Parameters // *Am. J. Roentgenol.* 2004. Vol. 182. № 2. P. 367–372.
- [11] Corea J., et al. Screen-printed flexible MRI receive coils // *Nat. Commun.* 2016. Vol. 7. P. 10839.
- [12] Keil B., et al. Size-optimized 32-channel brain arrays for 3T pediatric imaging // *Magn Reson Med.* 2011.
- [13] Webb A, Shchelokova A, Slobozhanyuk A, Zivkovic I, Schmidt R. Novel materials in magnetic resonance imaging: high permittivity ceramics, metamaterials, metasurfaces and artificial dielectrics. *Magn Reson Mater Phy.* 2022;35(6):875–894.