



ISSN 1607-0763 (Print); ISSN 2408-9516 (Online)

<https://doi.org/10.24835/1607-0763-1073>

Сравнение границ субталамического ядра по данным МРТ с высоким пространственным разрешением и интраоперационной микроэлектродной регистрации

© Асриянц С.В.^{1*}, Томский А.А.¹, Гамалея А.А.¹, Седов А.С.², Пронин И.Н.¹¹ ФГАУ «НМИЦ нейрохирургии им. акад. Н.Н. Бурденко» Минздрава России; 125047 Москва, 4-я Тверская-Ямская ул., д. 16, Российская Федерация² ФГБУН «Федеральный исследовательский центр химической физики им. Н.Н. Семенова РАН»; 119991 Москва, ул. Косыгина, 4, Российская Федерация

Введение. Электростимуляция субталамического ядра (STN) считается общепризнанным эффективным и безопасным методом лечения развернутых стадий болезни Паркинсона. Классическим методом интраоперационной верификации цели является сочетание микроэлектродной регистрации (МЭР) с интраоперационной стимуляцией. Появление высокопольных томографов, новых последовательностей и способов компьютерной обработки полученных изображений ставит вопрос о возможности проведения операции, основываясь только на данных нейровизуализации без использования интраоперационной верификации структуры-мишени.

Цель исследования: анализ сопоставимости данных 3Т МРТ и МЭР в определении границ STN у пациентов с болезнью Паркинсона.

Материал и методы. В исследование было включено 20 пациентов, которым проводилась 3Т МРТ для предоперационных расчетов для проведения имплантации электродов для хронической электростимуляции в STN. Мы определили верхнюю и нижнюю границы 40 субталамических ядер в режимах T2 с высоким пространственным разрешением и SWAN и сравнили эти данные с результатами, полученными во время операции с помощью МЭР.

Результаты. Расхождение между данными МЭР и 3Т МРТ при определении верхней границы STN составило 1,2 мм в режиме SWAN и 1 мм в режиме T2. Нижнюю границу STN удавалось определить с точностью 0,85 в режиме SWAN и 0,75 мм в режиме T2. Группы не отличались между собой статистически достоверно (Wilcoxon sign-rank test, $p > 0,05$).

Заключение. 3Т МРТ с высоким пространственным разрешением демонстрировала высокую сопоставимость с данными МЭР в определении верхней границы, нижней границы и середины STN, что позволяет использовать ее в качестве метода прямой визуализации STN.

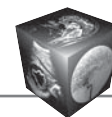
Ключевые слова: субталамическое ядро, стимуляция глубоких структур мозга, болезнь Паркинсона, SWAN

Авторы подтверждают отсутствие конфликтов интересов.

Для цитирования: Асриянц С.В., Томский А.А., Гамалея А.А., Седов А.С., Пронин И.Н. Сравнение границ субталамического ядра по данным МРТ с высоким пространственным разрешением и интраоперационной микроэлектродной регистрации. *Медицинская визуализация*. 2022; 26 (2): 10–17.

<https://doi.org/10.24835/1607-0763-1073>

Поступила в редакцию: 02.10.2021. Принята к печати: 21.10.2021. Опубликовано online: 15.05.2022.



Comparison of subthalamic nucleus borders determined by high-resolution MRI and microelectrode recording

© Svetlana V. Asriyants^{1*}, Alexey A. Tomskiy¹, Anna A. Gamaleya¹, Alexey S. Sedov², Igor N. Pronin¹

¹ N.N. Burdenko National Medical Research Center of Neurosurgery of the Ministry of Health of the Russian Federation; 16, 4rd Tverskaya-Yamskaya str., Moscow 125047, Russian Federation

² Federal State Budgetary Institution of Science "Semenov Federal Research Center of Chemical Physics" RAS; 4, Kosygina str., Moscow 119991, Russian Federation

Background. Deep brain stimulation (DBS) of the subthalamic nucleus (STN) is an acknowledged efficient and safe method of treatment of advanced stages of Parkinson's disease. The traditional way of intraoperative target verification is a combination of microelectrode recording (MER) and intraoperative macrostimulation. The appearance of high-field tomographs, new sequences, and methods of computer processing of the obtained images raises the question whether it's necessary to use intraoperative verification of the target.

Objective. The aim of the study was to analyze the comparability of 3T MRI data and microelectrode registration data in determining the boundaries of the subthalamic nucleus in patients with Parkinson's disease.

Material and methods. 20 patients who have been undergone 3T MRI for preoperative planning for STN-DBS were included in the study. We determined the upper and lower boundaries of 40 subthalamic nuclei in high-resolution T2 and SWAN modes and compared these data with the data obtained during surgery using the MER.

Results. The discrepancy between the MED and 3T MRI data when determining the upper STN border was 1.2 mm in SWAN mode and 1 mm in high-resolution T2 mode. The lower border of the subthalamic nucleus could be determined with an accuracy of 0.85 in SWAN mode and 0.75 mm in T2 mode. The groups didn't have significant differences (Wilcoxon sign-rank test, $p > 0.05$).

Conclusion. 3T MRI in high-resolution T2 and SWAN modes demonstrated high comparability with microelectrode data in determining the upper boundary, lower boundary and middle of the subthalamic nucleus, which makes it possible to use it as a method for direct STN imaging.

Keywords: subthalamic nucleus, deep brain stimulation. Parkinson's disease, SWAN

Conflict of interest. The authors declare no conflict of interest. The study had no sponsorship.

For citation: Asriyants S.V., Tomskiy A.A., Gamaleya A.A., Sedov A.A., Pronin I.N. Comparison of subthalamic nucleus borders determined by high-resolution MRI and microelectrode recording. *Medical Visualization*. 2022; 26 (2): 10–17. <https://doi.org/10.24835/1607-0763-1073>

Received: 02.10.2021.

Accepted for publication: 21.10.2021.

Published online: 15.05.2022.

Введение

Субталамическое ядро (Subthalamic nucleus, STN) на коронарных срезах при магнитно-резонансной томографии (МРТ) имеет форму двояковыпуклой линзы с примерными размерами $3 \times 5 \times 12$ мм [1]. В режиме T2 характерным свойством STN является гипоинтенсивность, что, однако, не позволяет дифференцировать его от прилежащей вентрально черной субстанции, также гипоинтенсивной за счет содержания железа [3]. Внедрение в клиническую практику высокопольных 3Т томографов обеспечило лучшую визуализацию STN для проведения предоперационных расчетов. Это было подтверждено рядом исследований, сравнивающих результаты применения 1,5Т и 3Т МРТ у пациентов с болезнью Паркинсона, которым проводили имплантацию электродов в STN. Так, С. Cheng

и соавт. выявили, что в группе пациентов, которым проводили 3Т МРТ, в 65% случаев электроды имплантировали по центральной траектории, в то время как в группе 1,5Т МРТ этот показатель составил 44%. Необходимость проведения дополнительных траекторий микроэлектродной регистрации (МЭР) приводила к увеличению длительности операции на 76,2 мин в группе 1,5Т МРТ. Авторы также описали более высокую частоту инфекционных осложнений в группе 1,5Т МРТ (12,5% vs 8,7% в группе 3Т МРТ), однако число случаев раневой инфекции было небольшим (по 2 человека в каждой группе) [4]. В исследовании М. Longhi и соавт. разница между группами была еще более показательной: центральная траектория обладала максимальной клинической эффективностью по данным интраоперационной стимуляции в 75% случаев



в группе 3T и только в 16% случаев в группе 1,5T MPT. Кроме того, авторы обнаружили некоторое преимущество в снижении тяжести двигательных проявлений в группе 3T MPT (74% vs 69% по UPDRS III off) и в уменьшении LEDD (75% vs 66%) [5].

Логично предположить, что добиться более четкой визуализации STN позволило бы использование томографов с напряженностью магнитного поля 7T и выше. В то же время потенциальной проблемой применения сверхвысокопольной MPT для прямой визуализации STN является увеличение артефактов магнитной восприимчивости и геометрического искажения. Для того чтобы оценить величину геометрического искажения, были проведены исследования как на фантоме, так и на пациентах. Отклонения, ассоциированные с совмещением 7T изображений с 3T, оказались в пределах 1 мм для глубоких ядер мозга как для T1-, так и для T2-взвешенных изображений [6]. Другим вопросом является целесообразность применения 7T MPT в клинической практике у пациентов с болезнью Паркинсона, которым планируется нейрохирургическое вмешательство. P. van Laar и соавт. показали, что выбор координат STN был идентичен при использовании как 3T, так и 7T MPT. Таким образом, выявленное увеличение показателя сигнал-шум (signal-to-noise ratio) при 7T по сравнению с 3T MPT, равное 23%, было тем не менее клинически незначимым [7].

Другим подходом к получению более четкого изображения STN является использование дополнительных последовательностей MPT. Для определения режима MPT, наиболее подходящего для визуализации STN, сравнивали ряд последовательностей с T2-изображениями по отношению контраст-шум (contrast-to-noise ratio, CNR). Этот показатель оказался наиболее высоким у изображений, взвешенных по магнитной восприимчивости (SWI, Siemens, или SWAN, GE) [3, 8]. Изображения, взвешенные по магнитной восприимчивости, являются разновидностью 3D-градиентного эха и основаны на разнице в сигнале, вызываемой наличием мелких структур, таких как сосуды или депозиты железа. Это свойство SWI/SWAN представляет особый интерес в применении режима для предоперационного планирования, так как в STN при нейродегенеративном процессе происходит накопление железа. К тому же хорошее контрастирование сосудов в режиме SWI/SWAN помогает планировать траекторию электрода. Тем не менее фазовые изменения сигнала могут возникать и из-за разницы в магнитной восприимчивости более крупных структур, содержащих воздух (например, околоносовых пазух) или неомогенности магнитного поля, что приво-

дит к возникновению артефактов и, как следствие, размытию границ STN при MPT [3].

Оценить роль SWI/SWAN в визуализации STN можно путем сопоставления данных, полученных во время операции с помощью МЭР, с данными нейровизуализации. Такое исследование провели W. Polanski и соавт., сравнивая соответствие локализации STN, определенной по данным MPT в режимах T2, T2-FLAIR и SWI и локализации STN, определенной во время МЭР. Максимальное положительное предиктивное значение – показатель правильного определения STN по данным MPT – наблюдалось именно в режиме SWI 3T [13]. В то же время S. Bus и соавт. в своем исследовании не выявили разницы в положительном предиктивном значении режимов SWI и T2, однако обнаружили большую чувствительность, специфичность и отрицательное предиктивное значение этого режима [14].

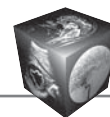
Наконец, качество изображений можно улучшить с помощью их постобработки. Относительно новым методом, позволяющим удалять эффект магнитной восприимчивости окружающих структур, обеспечивая лучшую визуализацию зоны интереса, является количественное картирование магнитной восприимчивости (quantitative susceptibility mapping, QSM) [9]. Визуализационные характеристики QSM превышают другие последовательности MPT в отношении субкортикальных структур и у здоровых добровольцев, и у пациентов с болезнью Паркинсона [10, 11]. Первый опыт применения QSM для предоперационных расчетов показал хороший результат: 85% пациентов (из 25) потребовалось проведение только одной центральной траектории при МЭР во время имплантации электродов в STN [12].

Анализируя литературные данные, можно сделать предварительный вывод о том, что 3T MPT с использованием новых последовательностей обеспечивает лучшую визуализацию границ STN. В то же время, чтобы сделать вывод о целесообразности использования данных MPT в качестве единственного метода определения расчетной точки цели (ПТЦ) для имплантации электродов в STN, необходимо оценить, насколько данные нейровизуализации совпадают с данными МЭР.

Материал и методы

Пациенты

В данное исследование было включено 20 пациентов с болезнью Паркинсона, прооперированных в 2019–2021 гг. в НМИЦ нейрохирургии им. акад. Н.Н. Бурденко. Всем пациентам проводилась двусторонняя имплантация системы для электростимуляции STN.

**Протокол нейровизуализации**

Каждому пациенту, включенному в исследование, была проведена предоперационная 3Т МРТ в режимах T1 FSPGR BRAVO, T2 с высоким пространственным разрешением, SWAN и T2-FLAIR (см. таблицу).

Методика имплантации

Совмещение изображений МРТ и дальнейшие расчеты осуществлялись на станции StealthStation S7 (Medtronic). За основу был выбран режим T1 для нейронавигации – FSPGR BRAVO, и все другие последовательности совмещались с T1. Проводилось автоматическое совмещение изображений, но при неточном совпадении разных последовательностей осуществлялась ручная корректировка совмещения. РТЦ была выбрана по совокупности атлас-ориентированного, непрямого и прямого методов визуализации. Усредненные координаты STN, определенные по данным стереотаксических атласов, относительно середины межкомиссуральной линии составляют 12 мм латерально, 2 мм кзади и 4 мм книзу. Коррекция переднезадней координаты проводилась в соответствии с непрямым методом определения РТЦ, ориентируясь на линию, проходящую через передний край красных ядер на уровне их максимального диаметра (линия Bejjani). 3Т МРТ в режимах T2 с высоким пространственным разрешением и SWAN позволяет визуализировать границы STN, таким образом определяя РТЦ в ядре прямым способом. После фиксации головы пациента в стереотаксическом кольце выполнялась стереотаксическая интраоперационная КТ, после чего на станции планирования КТ совмещалась с МРТ в автоматическом режиме с дополнительной ручной корректировкой при необходимости.

МЭР изначально выполняли по одной (центральной) траектории. При получении типичной активности STN пациентам проводилась интраоперационная стимуляция в середине ядра

с оценкой порогов возникновения клинического эффекта и развития побочного действия стимуляции. В случае отсутствия типичной активности STN, недостаточной эффективности интраоперационной стимуляции или появлении побочных эффектов на низких амплитудах проводились дополнительные траектории МЭР. Итоговую точку имплантации электрода выбирали по совокупности данных нейровизуализации, МЭР и интраоперационной стимуляции. После проведения вмешательства с обеих сторон пациентам выполняли КТ с целью окончательного определения локализации электрода.

Сравнение границ субталамического ядра по данным МРТ и МЭР

Верхнюю и нижнюю границы STN определяли на станции планирования как расстояние выше и ниже РТЦ отдельно для импульсных последовательностей SWAN и T2 (рис. 1). Сравнение данных нейровизуализации с данными МЭР осуществлялось по следующим характеристикам: 1) расхождение между верхней границей, определенной по МРТ и по МЭР; 2) расхождение между нижней границей, определенной по МРТ и по МЭР; 3) расхождение между серединой STN, определенной по МРТ и по МЭР; 4) длина STN, определенная по данным МРТ и МЭР. Также оценивалась частота имплантации электродов по центральной траектории МЭР и необходимость проведения дополнительных траекторий. Полученные результаты сравнивали на предмет статистически значимой разницы между T2 и SWAN в программе Statistica 10 (STATSOFT).

Результаты

Мы проанализировали данные 20 пациентов, которым была проведена двусторонняя имплантация электродов в STN. Таким образом, в анализ было включено 40 субталамических ядер.

Таблица. Характеристика импульсных последовательностей, используемых для предоперационной 3Т МРТ

Table. Characteristics of 3T MRI sequences used for preoperative planning

Параметр	T1 FSPGR BRAVO	T2 HIGH-RES	T2 FLAIR	SWAN
Plane	Аксиальный	Аксиальный	Аксиальный	Аксиальный
Matrix	256 × 256	1024 × 512	352 × 224	384 × 384
FOV	25,0	24,0	24,0	25,0
Slice thickness	1	2	3	1
Slice spacing	0	0	0	0
Bandwidth	25,0	62,50	31,25	62,50
TE		85,0	120,0	38,1
TR		7000,0	9500,0	Min

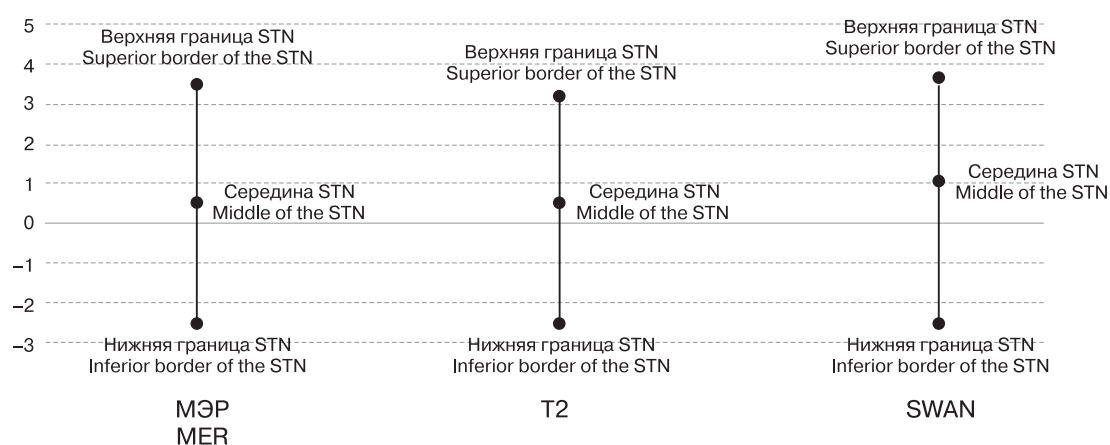


Рис. 1. Средние значения верхних и нижних границ STN и средин STN по MPT в режимах SWI, T2 с высоким пространственным разрешением и по данным МЭР. На графике отображены средние значения по отношению к РТЦ в мм: 1) верхних границ STN; 2) нижних границ STN; 3) средин STN, определенные по данным МЭР и 3T MPT в режимах T2 и SWAN.

Fig. 1. Mean values of superior and inferior border and middle of the STN determined by SWI, high-resolution T2 and MER. The graph illustrates mean values of 1) superior border of the subthalamic nucleus; 2) inferior border of the subthalamic nucleus; 3) middle of the subthalamic nucleus in relation to the planned target in mm, determined by microelectrode recording and 3T MRI (high-resolution T2 and SWAN images).

Активность субталамического ядра на уровне верхней и нижней границ и РТЦ

Типичная активность STN на уровне РТЦ, определенной в режимах SWAN и T2, была в 94,7% случаев (36/38) подтверждена данными МЭР. На уровне верхней границы STN активность ядра была обнаружена в 42,5% случаев при оценке в режиме SWAN и в 55% случаев при оценке в режиме T2. Для нижней границы ядра эти показатели составили 70 и 45% случаев соответственно.

Расхождение между данными МЭР и MPT для верхних и нижних границ ядра

При анализе расхождений между верхними и нижними границами по MPT 3T в режиме T2 и МЭР была выявлена разница в 1 мм (0,5; 1,9) для верхних границ и 0,75 мм (0,4; 1,0) для нижних границ. В режиме SWAN эти значения составили: 1,2 мм (0,6; 1,8) для верхних границ и 0,85 мм (0,4; 1,5) для нижних границ ядра. Не было выявлено статистически значимых различий между группами (Wilcoxon sign-rank test, $p > 0,05$).

Сравнение отличий в середине субталамического ядра, определенной по данным MPT и МЭР

Расхождение средин STN при определении по MPT в сравнении с данными МЭР составило 0,85 мм (0,45; 1,4) в режиме T2 и 0,95 мм (0,55; 1,5) в режиме T2. Полученная разница была статистически незначима (Wilcoxon sign-rank test, $p > 0,05$).

Дополнительные траектории МЭР

В 20% случаев (6/40) было необходимо проведение дополнительных траекторий МЭР. По совокупности данных МЭР и интраоперационной стимуляции в 90% случаев электрод имплантировали по центральной траектории, в 5% случаев – по передней и в 5% – по переднелатеральной траектории.

Обсуждение

Несмотря на совершенствование методов, позволяющих визуализировать STN, по-прежнему открытым остается вопрос о целесообразности проведения имплантации электродов, опираясь только на данные MPT. Интенсивность сигнала STN в режимах T2 и SWI/SWAN зависит от содержания железа, которое увеличивается и в клетках черной субстанции пациентов с болезнью Паркинсона. Это приводит к уменьшению контрастности между STN и черной субстанцией, затрудняя определение нижней границы STN [14]. J. McEvoy и соавт. при оценке 28 траекторий у 7 пациентов обнаружили, что нижняя граница ядра по SWI была определена в пределах 1 мм у 85,7% пациентов [15]. У S. Bus и соавт. это значение составило 2,1 мм для SWI и 1,9 мм для T2. Авторы объясняют полученные различия методикой оценки: в то время как J. McEvoy и соавт. реконструировали траектории МЭР на основании имплантированного электрода, оценивая границу по коронарным снимкам по латеральной и цент-

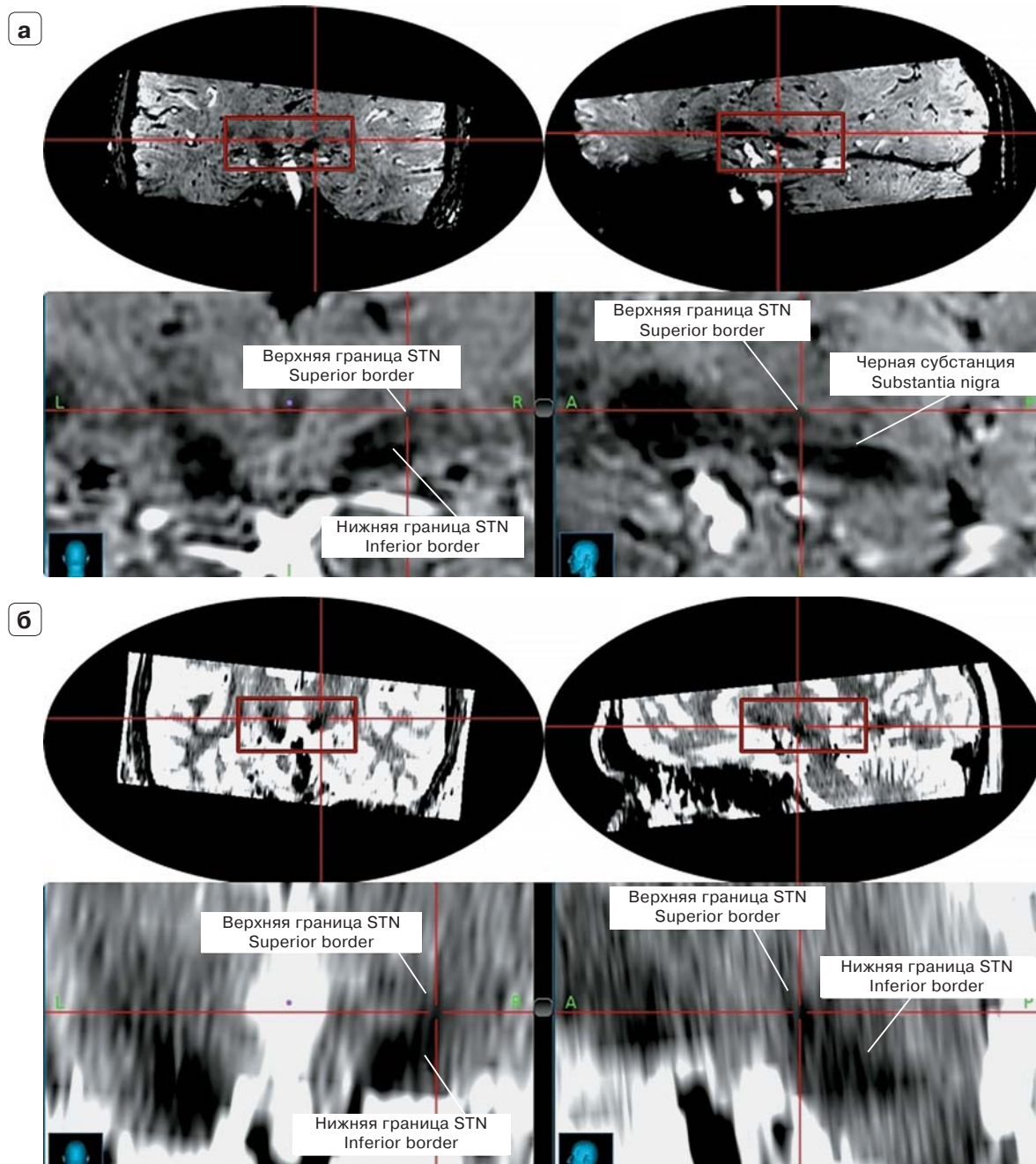
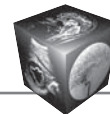


Рис. 2. **а** – визуализация верхней и нижней границ STN в режиме SWAN на станции планирования; **б** – визуализация верхней и нижней границ STN в режиме T2 MPT с высоким пространственным разрешением на станции планирования. Слева изображены коронарные срезы, справа – сагиттальные срезы одного и того же пациента на одном уровне.

Fig. 2. **а** – visualization of the superior and inferior borders of the subthalamic nucleus in the SWAN mode on the planning station; **б** – visualization of the superior and inferior borders of the subthalamic nucleus in the high-resolution T2 mode on the planning station. Left images demonstrate the coronal plane, while right images demonstrate the sagittal plane of the same patient on the same plane.



ральной траекториям, S. Bus и соавт. оценивали траектории МЭР на основании КТ-контроля с микроэлектродом в коронарной и аксиальной проекциях. В нашем исследовании разница между нижней границей, определенной по МРТ и МЭР, составила 0,85 мм при оценке по SWI и 0,75 мм при оценке по T2 без статистически значимой разницы между двумя режимами.

Что касается активности STN, выявленной с помощью МЭР на глубине РТЦ, то в нашем исследовании этот показатель был выше, чем в исследовании S. Bus и соавт.: 94,7% vs 72,2% в режиме SWAN и 94,7% vs 70% в режиме T2. Значительно выше оказалась и частота имплантации электродов по центральной траектории: 90% vs 42% в исследовании S. Bus и соавт. По результатам исследования W. Polanski и соавт. положительное предиктивное значение – показатель, отражающий частоту попадания в STN при МЭР, – в режиме SWI был выше, чем в T2 (86% vs 65,5%) [13].

Отличия результатов нашего исследования в расхождении между границами ядра, определенными с помощью МЭР и МРТ, по сравнению с литературными данными можно объяснить различиями в методике. У всех пациентов одновременно мы проводили одну центральную траекторию с коррекцией только в тех случаях, если активность ядра не выявлена или результаты интраоперационной стимуляции свидетельствуют о слишком узком терапевтическом окне. Оценка границ осуществлялась на основании расчетных данных МРТ без КТ-контроля с микроэлектродом. Несмотря на то что среднее отклонение постоянного электрода в этой группе пациентов составило всего 0,8 мм, тем не менее отклонение микроэлектрода теоретически могло влиять на итоговые данные. К ограничениям исследования можно также отнести и небольшой размер группы: 20 пациентов.

Стоит отметить, что несмотря на то что граница между STN и черной субстанцией более четко видна в режиме SWAN, чем в режиме T2 (рис. 2), обе последовательности демонстрировали сопоставимые результаты в отношении соответствия нейровизуализационных и электрофизиологических границ.

Заключение

3Т МРТ с высоким пространственным разрешением позволяет с высокой точностью определять границы STN, что подтверждено сопоставимостью данных нейровизуализации и микроэлектродной регистрации.

Участие авторов

Асриянц С.В. – проведение исследования, сбор и обработка данных, анализ и интерпретация полученных данных, написание текста, подготовка, создание опубликованной работы.

Томский А.А. – концепция и дизайн исследования, проведение исследования, ответственность за целостность всех частей статьи, утверждение окончательного варианта статьи.

Гамалея А.А. – сбор и обработка данных.

Седов А.С. – сбор и обработка данных.

Пронин И.Н. – утверждение окончательного варианта статьи.

Authors' participation

Asriyants S.V. – conducting research, collection and analysis of data, analysis and interpretation of the obtained data, writing text, preparation and creation of the published work.

Tomskiy A.A. – concept and design of the study, conducting research, responsibility for the integrity of all parts of the article, approval of the final version of the article.

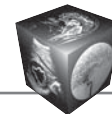
Gamaleya A.A. – collection and analysis of data.

Sedov A.A. – collection and analysis of data.

Pronin I.N. – approval of the final version of the article.

Список литературы [References]

1. Kerl H.U., Gerigk L., Pechlivanis I. et al. The subthalamic nucleus at 3.0 Tesla: choice of optimal sequence and orientation for deep brain stimulation using a standard installation protocol: clinical article. *J. Neurosurg.* 2012; 117 (6): 1155–1165. <https://doi.org/10.3171/2012.8.JNS111930>
2. Lefranc M., Zouitina Y., Tir M. et al. Asleep Robot-Assisted Surgery for the Implantation of Subthalamic Electrodes Provides the Same Clinical Improvement and Therapeutic Window as Awake Surgery. *Wld Neurosurg.* 2017; 106: 602–608. <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2017.07.047>
3. Chandran A.S., Bynevelt M., Lind C.R. Magnetic resonance imaging of the subthalamic nucleus for deep brain stimulation. *J. Neurosurg.* 2016; 124 (1): 96–105. <https://doi.org/10.3171/2015.1.JNS142066>
4. Cheng C.H., Huang H.M., Lin H.L., Chiou S.M. 1.5T versus 3T MRI for targeting subthalamic nucleus for deep brain stimulation. *Br. J. Neurosurg.* 2014; 28 (4): 467–470. <https://doi.org/10.3109/02688697.2013.854312>
5. Longhi M., Ricciardi G., Tommasi G. et al. The Role of 3T Magnetic Resonance Imaging for Targeting the Human Subthalamic Nucleus in Deep Brain Stimulation for Parkinson Disease. *J. Neurol. Surg. A. Cent. Eur. Neurosurg.* 2015; 76 (3): 181–189. <https://doi.org/10.1055/s-0033-1354749>
6. Duchin Y., Abosch A., Yacoub E. et al. Feasibility of using ultra-high field (7 T) MRI for clinical surgical targeting. *PLoS One.* 2012; 7 (5): e37328. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0037328>
7. van Laar P.J., Oterdoom D.L., Ter Horst G.J. et al. Surgical Accuracy of 3-Tesla Versus 7-Tesla Magnetic Resonance Imaging in Deep Brain Stimulation for Parkinson Disease. *Wld Neurosurg.* 2016; 93: 410–412. <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2016.06.084>



8. O'Gorman R.L., Shmueli K., Ashkan K. et al. Optimal MRI methods for direct stereotactic targeting of the subthalamic nucleus and globus pallidus. *Eur. Radiol.* 2011; 21 (1): 130–136. <https://doi.org/10.1007/s00330-010-1885-5>
9. Иллариошкин С.Н., Коновалов Р.Н., Федотова Е.Ю., Москаленко А.Н. Новые МРТ-методики в диагностике болезни Паркинсона: оценка нигральной дегенерации. *Анналы клинической и экспериментальной неврологии.* 2019; 13 (4): 77–84. <https://doi.org/10.25692/ACEN.2019.4.10>
Illarioshkin S.N., Konovalov R.N., Fedotova E.Yu., Moskalenko A.N. New MRI diagnostic methods in Parkinson's disease: evaluating nigral degeneration. *Annals of Clinical and Experimental Neurology.* 2019; 13 (4): 77–84. <https://doi.org/10.25692/ACEN.2019.4.10> (In Russian)
10. Alkemade A., de Hollander G., Keuken M.C. et al. Comparison of T2*-weighted and QSM contrasts in Parkinson's disease to visualize the STN with MRI. *PLoS One.* 2017; 12 (4): e0176130. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0176130>
11. Dimov A.V., Gupta A., Kopell B.H., Wang Y. High-resolution QSM for functional and structural depiction of subthalamic nuclei in DBS presurgical mapping. *J. Neurosurg.* 2018; 131 (2): 360–367. <https://doi.org/10.3171/2018.3.JNS172145>
12. Rasouli J., Ramdhani R., Panov F.E. et al. Utilization of Quantitative Susceptibility Mapping for Direct Targeting of the Subthalamic Nucleus During Deep Brain Stimulation Surgery. *Oper. Neurosurg. (Hagerstown).* 2018; 14 (4): 412–419. <https://doi.org/10.1093/ons/oxx131>
13. Polanski W.H., Martin K.D., Engellandt K. et al. Accuracy of subthalamic nucleus targeting by T2, FLAIR and SWI-3-Tesla MRI confirmed by microelectrode recordings. *Acta Neurochir. (Wien).* 2015; 157 (3): 479–486. <https://doi.org/10.1007/s00701-014-2328-x>
14. Bus S., van den Munkhof P., Bot M. et al. Borders of STN determined by MRI versus the electrophysiological STN. A comparison using intraoperative CT. *Acta Neurochir. (Wien).* 2018; 160 (2): 373–383. <https://doi.org/10.1007/s00701-017-3432-5>
15. McEvoy J., Ughratdar I., Schwarz S., Basu S. Electrophysiological validation of STN-SNr boundary depicted by susceptibility-weighted MRI. *Acta Neurochir. (Wien).* 2015; 157 (12): 2129–2134. <https://doi.org/10.1007/s00701-015-2615-1>

Для корреспонденции*: Асриянц Светлана Валерьевна – e-mail: sasriyanc@nsi.ru. Тел.: +7-903-173-64-08.

Асриянц Светлана Валерьевна – врач-нейрохирург ФГАУ “НМИЦ нейрохирургии им. акад. Н.Н. Бурденко”, Москва. <https://orcid.org/0000-0002-1821-6323>

Томский Алексей Алексеевич – канд. мед. наук, руководитель группы функциональной нейрохирургии ФГАУ “НМИЦ нейрохирургии им. акад. Н.Н. Бурденко”, Москва. <https://orcid.org/0000-0002-2120-0146>

Гамалея Анна Александровна – невролог ФГАУ “НМИЦ нейрохирургии им. акад. Н.Н. Бурденко”, Москва. <https://orcid.org/0000-0002-6412-8148>

Седов Алексей Сергеевич – канд. биол. наук, заведующий лабораторией клеточной нейрофизиологии человека ФГБН “Федеральный исследовательский центр химической физики им. Н.Н. Семенова РАН”, Москва. <https://orcid.org/0000-0003-3885-2578>

Пронин Игорь Николаевич – академик РАН, доктор мед. наук, профессор, заместитель директора по научной работе, заведующий отделением рентгеновских и радиоизотопных методов диагностики ФГАУ “НМИЦ нейрохирургии им. акад. Н.Н. Бурденко”, Москва. <https://orcid.org/0000-0002-4480-0027>

Contact*: Svetlana V. Asriyants – e-mail: sasriyanc@nsi.ru. Phone: +7-903-173-64-08.

Svetlana V. Asriyants – neurosurgeon, N.N. Burdenko National Medical Research Center of Neurosurgery, Moscow. <https://orcid.org/0000-0002-1821-6323>

Alexey A. Tomskiy – Cand. of Sci. (Med.), the chief of the group of the functional neurosurgery, N.N. Burdenko National Medical Research Center of Neurosurgery, Moscow. <https://orcid.org/0000-0002-2120-0146>

Anna A. Gamaleya – neurologist, N.N. Burdenko National Medical Research Center of Neurosurgery, Moscow. <https://orcid.org/0000-0002-6412-8148>

Alexey S. Sedov – Cand. of Sci. (Biol.), the chief of human cell neurophysiology laboratory, Federal State Budgetary Institution of Science “Semenov Federal Research Center of Chemical Physics” RAS, Moscow. <https://orcid.org/0000-0003-3885-2578>

Igor N. Pronin – Full Member of the Russian Academy of Sciences, Doct. of Sci. (Med.), Professor, Head of Neuroradiology department, Deputy Director of N.N. Burdenko National Medical Research Center of Neurosurgery, Moscow. <https://orcid.org/0000-0002-4480-0027>