

НАВИГАЦИОННАЯ ТРАНСКРАНИАЛЬНАЯ МАГНИТНАЯ СТИМУЛЯЦИЯ: КРАТКИЙ ОБЗОР ТЕХНИЧЕСКИХ РЕШЕНИЙ

И. Ю. Земляков²✉, А. Ш. Буреев^{1,2}, Е. В. Голобокова^{1,2}, Д. С. Жданов^{1,2}, Я. В. Костелей^{1,2}

¹ Национальный исследовательский Томский государственный университет, Томск, Россия

² Научно-клинический центр медицинской реабилитации и курортологии Федерального медико-биологического агентства, Москва, Россия

В числе активно развивающихся методов клинической реабилитации больных после мозговых сосудистых катастроф особо выделяется транскраниальная магнитная стимуляция (ТМС). Метод широко применяют не только для постинсультной реабилитации, но и в спортивной медицине, психиатрии и других областях медицины. При этом существует нерешенная проблема, связанная с четким наведением и удержанием фокуса магнитного поля при ТМС на точках интереса в головном мозге. Из-за нечеткой локализации фокуса магнитного поля возможно возникновение побочных воздействий во время сеанса ТМС. В обзоре представлены существующие варианты решения данных проблем, сопоставлены присутствующие на рынке устройства для навигации ТМС, проанализированы состав и алгоритмы их работы, предложены перспективные направления развития технического обеспечения навигации ТМС.

Ключевые слова: транскраниальная магнитная стимуляция, обзор технологии, медицинские роботы, нейровизуализация, позиционирование

Финансирование: результаты получены при выполнении государственного задания 84.007.22.800 «Создание и клиническая апробация экспериментального образца реабилитационного роботизированного аппаратно-программного комплекса с биологической обратной связью для коррекции двигательных нарушений у больных, перенесших инсульт».

Благодарности: заместителю генерального директора ФГБУ ФНКЦ МРиК ФМБА России Абдулкиной Н. Г. за поддержку научного коллектива; проректору по научной и инновационной деятельности НИ ТГУ Ворожцову А. Б. за помощь в развитии исследований в области медицинской робототехники.

Вклад авторов: И. Ю. Земляков — написание статьи, формулировка выводов и заключения; Д. С. Жданов — анализ экспериментальных разработок для систем нТМС; А. Ш. Буреев — анализ принципов построения и работы серийно выпускаемых комплексов нТМС; Я. В. Костелей — поиск информации о выпускаемых комплексах нТМС; Е. В. Голобокова — поиск информации о направлениях развития и разработках для систем нТМС.

Соблюдение этических стандартов: исследование одобрено этическим комитетом ФГБУ ФНКЦ МРиК ФМБА России (протокол № 1 от 06 июля 2022 г.).

✉ **Для корреспонденции:** Иван Юрьевич Земляков
ул. Розы Люксембург, д. 1, г. Томск, 634009, Россия; i_y_zem@mail.ru

Статья получена: 03.08.2023 **Статья принята к печати:** 09.09.2023 **Опубликована онлайн:** 30.09.2023

DOI: 10.47183/mes.2023.038

NAVIGATED TRANSCRANIAL MAGNETIC STIMULATION: BRIEF REVIEW OF ENGINEERING SOLUTIONS

Zemlyakov IYu²✉, Bureev ASH^{1,2}, Golobokova EV^{1,2}, Zhdanov DS^{1,2}, Kosteley YaV^{1,2}

¹ National Research Tomsk State University, Tomsk, Russia

² National Medical Research Center of Rehabilitation and Balneology of Federal Medical Biological Agency, Moscow, Russia

Transcranial magnetic stimulation (TMS) stands out among the rapidly developing methods for clinical rehabilitation of patients after cerebral vascular accidents. The method is widely used not only in post-stroke rehabilitation, but also in sports medicine, psychiatry and other fields of medicine. However, there is an unresolved issue related to precise targeting and holding the magnetic field focus on the points of interest in the brain when performing TMS. Unprecise magnetic field focus localization may result in the emergence of side effects during the TMS session. The review provides the existing solutions of these problems, comparison of the commercially available navigation devices for TMS, analysis of their composition and operation algorithms; promising directions of developing hardware for TMS navigation are proposed.

Keywords: transcranial magnetic stimulation, technology overview, medical robots, neuroimaging, positioning

Funding: the study was performed as part of the State Assignment 84.007.22.800 "Construction and Clinical Approbation of Experimental Rehabilitation Robotic Hardware and Software Complex with Biological Feedback for Correction of Motor Deficits in Post-stroke Patients".

Acknowledgments: we would like to thank N.G. Abdulkina, Deputy General Director at the National Medical Research Center of Rehabilitation and Balneology of FMBA of Russia, for support of the research team; A.B. Vorozhtsov, Vice-Rector for Science and Innovation at the National Research Tomsk State University, for assistance with the development of research in the field of medical robotics.

Author contribution: Zemlyakov IYu — manuscript writing, drawing conclusions; Zhdanov DS — review of experimental design for nTMS systems; Bureev ASH — review of the principles of construction and performance of the commercially available nTMS complexes; Kosteley YaV — search for information about the available nTMS complexes; Golobokova EV — search for information about the directions of development and designs for nTMS systems.

Compliance with ethical standards: the study was approved by the Ethics Committee of the National Medical Research Center of Rehabilitation and Balneology of FMBA of Russia (protocol № 1 of 6 July 2022).

✉ **Correspondence should be addressed:** Ivan Yu. Zemlyakov
Rosy Luxemburg, 1, Tomsk, 634009, Russia; i_y_zem@mail.ru

Received: 03.08.2023 **Accepted:** 09.09.2023 **Published online:** 30.09.2023

DOI: 10.47183/mes.2023.038

Транскраниальная магнитная стимуляция (ТМС) — активно развивающийся метод клинической нейромодуляции и реабилитации ишемических больных. В его основе лежит воздействие на ткани мозга короткими импульсами магнитного поля высокой интенсивности, до 4 Тл и более, генерируемого индукционным эффектором (индуктором

или койлом) [1, 2]. Это приводит к деполяризации нейронной мембраны и ее возбуждению [3]. В результате накопления и анализа клинических данных о результатах применения ТМС расширяется перечень доступных патологий, уточняются параметры ее использования для различных клинических ситуаций [2, 4]. Кроме того, ТМС

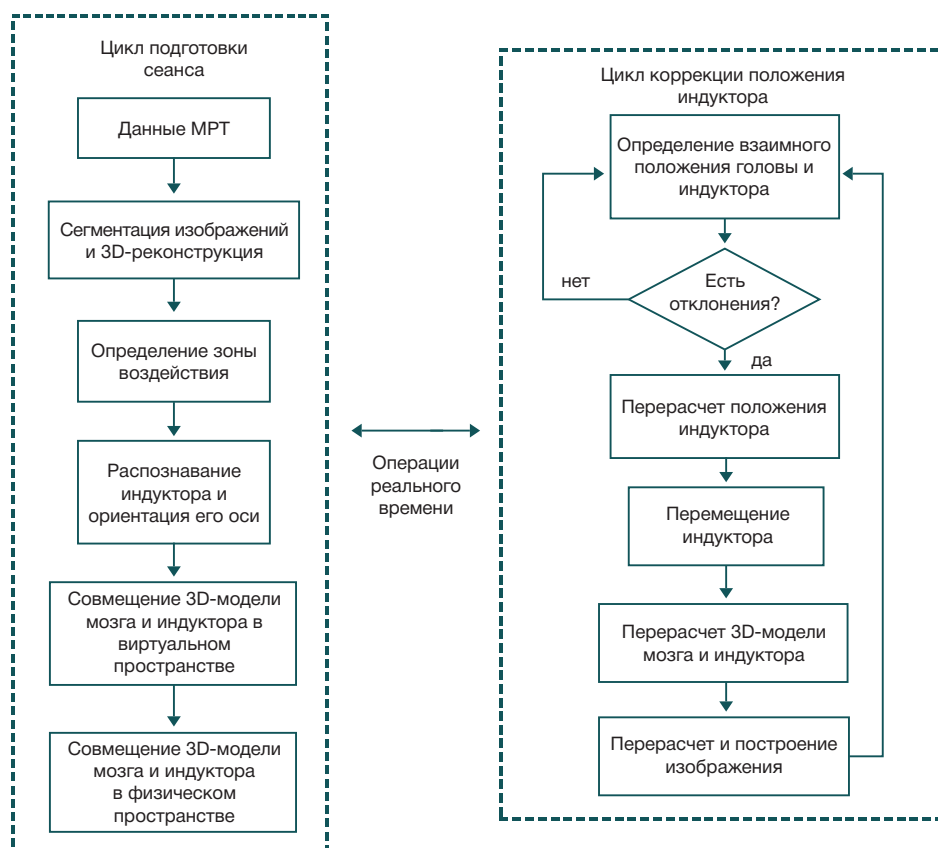


Рис. Алгоритм функционирования системы nTMC

используют в спортивной медицине как метод стимуляции двигательной системы [5], в психиатрии — при диагностике и лечении различных состояний и в других областях медицины [6]. Однако до сих пор имеется ряд не до конца решенных или спорных вопросов по локализации фокуса магнитного поля TMC, желаемой силе воздействия и ряду других тем [5, 7].

Так, важной проблемой при картировании моторных зон методом TMC является невозможность установки точного соотношения координат точки стимуляции с анатомическими образованиями центральной нервной системы [8]. Размер, форма головы, головного мозга и локализация анатомических структур индивидуальны. Это делает проблемным процесс установки индуктора относительно зоны стимуляции.

Индивидуальные вариации двигательных зон, согласно системе координат Таилараха, составляют 1,5–2 см; по отношению ко внешним ориентирам черепа они могут быть больше. Это утверждение также справедливо для расположения зоны Брока [9], т. е. индивидуальная макроанатомия головного мозга не может быть адекватно определена с помощью анатомического атласа и с использованием пропорциональных координатных сеток. Для решения проблемы позиционирования индуктора был предложен метод навигационной TMC (nTMC), где пространственная ориентация индуктора устанавливается по результатам анализа данных магнитно-резонансной томографии (МРТ) [8, 10]. С помощью данного метода в существенной мере снимается проблема точного позиционирования койла при проведении терапевтической и/или диагностической TMC.

Стандартным критерием для оценки эффективности действия TMC на возбудимые структуры мозга является тест порога мобильного ответа, возникающего при

наименьшем уровне стимуляции и приводящего к сокращению соответствующих мышц. Показано, что даже небольшое смещение индуктора из оптимальной точки воздействия способно существенно снизить эффективность стимуляции [7, 8, 10, 11–13]. При этом любое серийное воздействие на пациента требует высокой воспроизводимости. Ручное удержание койла в заданном положении, с учетом его массогабаритных характеристик, при длительности сеанса 10 мин и более делает эти задачи практически невыполнимыми и они требуют технического исполнения [8, 10]. Однако анализ материалов в доступных базах данных и каталогах показал, что при многочисленности публикаций о клинических применениях nTMC данные о технических решениях метода, а также тенденциях их развития малочисленны и фрагментарны. В представленном обзоре мы попытались обсудить имеющиеся решения и возможные перспективы развития метода nTMC с технической точки зрения.

Основные принципы функционирования навигационной TMC

Для совмещения положения точки воздействия в объеме мозга относительно характерных меток черепа, фокуса магнитного поля и пространственного положения индуктора самым действенным решением оказалось использование стереоскопической системы технического зрения, совмещенной с построением 3D-модели мозга по снимкам МРТ [14]. В основе работы этих авторов лежит трехмерное позиционирование индуктора с помощью стереоскопической видеосистемы относительно объемной модели мозга в единой сетке координат (рис. 1).

Для реализации этой схемы выполняют два блока процедур: первичный цикл подготовки сеанса nTMC и

повторяющийся цикл коррекции положения индуктора. Алгоритм первичного цикла показан в левой ветке (см. рис.) и состоит из следующих операций:

- 1) построение 3D-модели мозга. Для этого используют набор первичных изображений T1-взвешенной MPT (T1W);
- 2) сегментация изображений MPT и создание 3D-модели головного мозга пациента, при этом используют алгоритм BET [15]. Ложноположительные результаты автоматически удаляются, а ложноотрицательные добавляются в интерактивном режиме. Поверхность и структуры мозга реконструируются с использованием плоских контуров;
- 3) определение в объеме модели мозга зоны воздействия относительно черепа с учетом особенности фокусировки магнитного поля, а также расстояния от индуктора, дающего необходимую плотность магнитного поля;
- 4) распознавание и локализация головы пациента с помощью оптических меток или иным способом. Аналогичным образом распознаются локализация и положение катушки индуктора;
- 5) совмещение модели головного мозга, черепа и индуктора с ориентацией на область воздействия с помощью координатной сетки;
- 6) перемещение индуктора в исходную расчетную позицию в зависимости от положения головы пациента. Подготовка к сеансу нТМС закончена.

В реальных условиях необходимо учитывать изменение позы пациента и «уход» его головы из просчитанных координат. Исправление возникающих в этом случае ошибок в системе нТМС возлагается на программный модуль циклически повторяемой коррекции положения индуктора. Данный алгоритм показан в правой ветке (см. рис.) и состоит из следующих операций:

- 1) периодическое определение системой технического зрения положения индуктора и головы пациента и перерасчет текущих координат относительно исходных значений. Если расхождений между ними нет, никаких действий не предпринимается;
- 2) перерасчет координат и направления оси индуктора в случае возникновения несоответствия между начальным и текущим относительным положением индуктора и модели головного мозга для компенсации возникшей ошибки;
- 3) генерация сообщения о необходимости перемещения индуктора в новое положение;
- 4) контрольный перерасчет на соответствие нового положения индуктора относительно зоны воздействия;
- 5) перерасчет и вывод изображения в абсолютных координатах с новым расположением индуктора относительно смещения 3D-модели головного мозга.

Работоспособность приведенного алгоритма работы нТМС подтверждена экспериментами на фантомной модели человеческого черепа и данных MPT головы здорового человека. Алгоритм показал тенденцию к гибкости, безопасности, точности и экономии времени [14]. В состав системы входили аппарат ТМС, электромиограф, электроэнцефалограф, штанга с индуктором и компьютеризированная навигационная система. Средние погрешности выбора координат обусловлены в основном ошибками снимков MPT и по осям X, Y и Z они составляли 5 мм, 3 мм и 3 мм соответственно. Впоследствии этот подход был реализован в других моделях систем нТМС [16].

Показано, что ТМС-индуцированная электроэнцефалограмма (ЭЭГ) обладает хорошей воспроизводимостью (коэффициент корреляции $r = 0,85$) на протяжении до 200 мс после окончания стимула при неизменных параметрах

воздействия. Смещение индуктора даже на 10 мм приводит к достоверному изменению ЭЭГ. Обеспечить стабильность вызванных эффектов, кроме как использованием нТМС, невозможно [7].

Вместе с тем существуют погрешности нТМС, которые являются следствием источников ошибок:

- 1) индивидуальные особенности распределения магнитного поля в коре, зависящие от состояния тканей мозга;
- 2) ошибки сканирования мозга на MPT и соответствующие искажения его 3D-модели;
- 3) смещение фокуса из-за движений головы пациента после его установки;
- 4) погрешности формирования магнитного поля в катушке.

Было проанализировано влияние этих ошибок на совместное положение индуктора и головы, а также на магнитное поле по упрощенной и реалистичной моделям головы [11]. При моделировании использовали библиотеку компьютерных подпрограмм SimNIBS [12], а также наборы изображений MPT по T1 с подавлением жировой ткани и T2, с разрешением 1 мм³/воксел. Средняя погрешность совместного пространственного положения находилась в диапазоне 2,2–3,6 мм и 1°. Ошибки были связаны с изображениями MPT со средней погрешностью 1,5–1,9 мм при ошибке 0,2–0,4° и погрешностью 0,5–0,8 мм при ошибке 0,1–0,2° для использованных моделей. При оценке погрешности магнитного поля средняя точность определения местоположения, ориентации и величины пикового значения поля колебалась в пределах 1,5–5,0 мм, 0,9–4,8° и 4,4–8,5%. Результаты моделирования показали существенное снижение ошибки позиционирования индуктора в нТМС в сравнении с традиционными рекомендациями, например, «над областью проекции верхней трети двигательной зоны коры головного мозга», и смещение его положения относительно внешних ориентиров на голове, измеряемых в сантиметрах [13].

Серийно выпускаемые комплексы нТМС

В настоящее время серийно производят следующие модели устройств нТМС, реализующих типовые решения (см. табл.). Устройства построены по близким схемам, в основе которых лежит система технического зрения (СТЗ). В качестве элементов ориентации используются оптические маркеры либо характерные области лица и головы. Прямое изменение положения индуктора производят роботизированным манипулятором, опосредованное — в ручном режиме, следуя сигналам системы управления нТМС.

Система нТМС VISOR 2 использует 3D-модель мозга на основе снимков MPT [17]. Если ее нет, применяют упрощенные модели. СТЗ отслеживает оптические трекары, размещаемые на голове и индукторе, в результате чего 3D-модель мозга и индуктор «привязываются» к системе внешних ориентиров в трехмерной координатной сетке. Врач, следуя указаниям системы, позиционирует индуктор в пространстве. При определенном навыке погрешность установки его координат составляет порядка 2 мм. Система VISOR2 способна работать в комплекте с совместимыми комплексами ТМС, в том числе с отечественным «Нейро-МС/В».

Навигационная система TMS Navigator (LOCALITE; Германия) также основана на использовании технического зрения для привязки 3D-модели головного мозга,

Таблица. Сравнение некоторых существующих навигационных устройств для проведения ТКМС

Название системы	VISOR2	TMS Navigator	TMS Robot	Syneika One	NBS eXimia Nexstim	Brainsight TMS Navigation	PowerMAG View!
Разработчик	ANT Neuro, Нидерланды	LOCALITE, Германия	Axium Robotics, Франция	SYNEIKA, Франция	Nexstim Ltd., Финляндия	Brainbox, Британия	Jali Medical, США
Оптическая навигация (тип)	Да	Да, трекары	Другой тип датчика	Другой тип датчика	Да, трекары	Да, трекары	Да, трекары
Наличие манипулятора	Нет	Да	Да	Нет	Нет	Нет	Нет
Коррекция положения койла	Опосредовано	Прямая	Прямая		Опосредовано	Опосредовано	Опосредовано
Кресло для пациента	Нет	Да	Да	Нет	Да	Да	Да
Особенности					Моделирование распределения магнитного поля	Возможность компоновки из модулей	Возможно функциональное картографирование мозга

изображений головы пациента и индуктора, полученных с помощью видеокамер, к трехмерной навигационной сетке с помощью оптических трекаров [18]. Алгоритм точного совмещения этих объектов со звуковой индикацией отклонения положения индуктора обеспечивает удержание фокуса магнитного потока. Для прицельной стимуляции в системе допустима регистрация четырех индукторов разного типа. Возможно рассчитать дозу энергии, которая будет доставлена в точку прицеливания. В версии Robotic Edition системы автоматическое позиционирование индуктора для компенсации движений пациента производится с использованием оптической обратной связи.

Роботизированная система TMS Robot (Axilum Robotics; Франция) реализована в виде конструкции, в которой объединены манипулятор с 7 степенями свободы, индуктор, блок управления и кресло для пациента [19]. Принципы функционирования, определения координат головы пациента, зоны воздействия и индуктора близки к описанным выше. После построения 3D-модели мозга и оценки положения головы СТЗ манипулятор позиционирует индуктор для точной фокусировки воздействия. Движения головы пациента автоматически компенсируются перемещением индуктора. Манипулятор и кресло имеют девять датчиков положения, что обеспечивает исходную точность позиционирования не хуже 1 мм по всем осям; восстановление ориентации индуктора при движении головы происходит с точностью не менее 0,1 мм. Данную систему позиционирования используют совместно с системой нейронавигации Syneika One.

Система нейронавигации Syneika One (SYNEIKA; Франция) является интегрированным устройством, обеспечивающим навигацию койла по данным 3D-модели мозга пациента [20]. Позиционирование и ориентация койла производится с использованием возможностей ранее рассмотренного комплекса Axilum Robotics TMS-Robot [19]. Под управлением Syneika One роботизированный штатив TMS-Robot перемещает койл в пространство, что обеспечивает точное наведение на зону стимуляции и компенсирует возможные движения головы. Данных о типе датчиков, используемых для оценки положения головы и индуктора, в доступных материалах не обнаружено.

Более простым и компактным решением, в сравнении с TMS Robot, является TMS-Cobot этой же фирмы, но реализованный в виде мобильного устройства [21]. Точность позиционирования индуктора составляет 2 мм. Возможность отслеживания положения головы оптической

системой сохраняется, но поддерживает только верхнюю полусферу головы пациента из-за меньших размеров манипулятора. Данное устройство не имеет собственной системы построения 3D-модели мозга и пространственной навигации и также должно функционировать под управлением внешнего нейронавигатора, например, Syneika One.

Комплекс NBS eXimia Nexstim (Nexstim Ltd.; Финляндия) разработан в середине 2000-х гг. и продолжает развиваться [22, 23]. Комплекс имеет развитое программное обеспечение, позволяющее построить 3D-модель головного мозга высокой точности, состоящую из более чем 20 тыс. элементов, и управлять ее отображением и целеуказанием воздействия с помощью сенсорного широкоформатного монитора. Отличительной особенностью системы является возможность моделирования распределения магнитного поля с учетом индивидуальных особенностей строения мозга. Использование роботизированных устройств для наведения и удержания койла при движениях пациента не предусмотрено — установку и пространственную ориентацию индуктора на штативе производят вручную по указаниям системы наведения. Погрешность прицеливания воздействия не превышает 10 мм.

Определенное распространение получила линейка нейронавигации Brainsight TMS Navigation (Brainbox; Великобритания), ориентированная на совместное использование с транскраниальным магнитным стимулятором серии DuoMAG XT, поддерживающим запись индуцированной ЭМГ [24]. На рынке представлены интегрированные системы Brainsight TMS Navigator и Brainsight TMS Chair. Интересная особенность продукции фирмы — возможность компоновки специализированных комплексов из отдельных блоков.

Для проведения научных и диагностических исследований применяют системы нейронавигации PowerMAG View! и ANT Neuro visor2 (Jali Medical; США), использующие в качестве ориентиров для стереоскопической системы оптические метки, закрепляемые на голове пациента с помощью эластичной повязки [25]. Объемная модель мозга традиционно строится по данным МРТ, возможно функциональное картографирование мозга. Пациента размещают в кресле в положении сидя с опорой головой на подголовник. Для крепления индуктора используют простой штатив.

Комплекс NetBrain Neuronavigator 9000 (EB Neuro; Италия) предназначен для работы совместно с

устройством TMS STM 9000 Magnetic Stimulator той же фирмы [26]. Изготовитель позиционирует комплекс как бюджетное устройство, обладающее, тем не менее, высокими характеристиками: погрешность совмещения 3D-модели мозга с координатами оптических меток на голове пациента с помощью стереоскопической системы может составлять менее 1 мм. Работой комплекса управляют с помощью программного обеспечения Galileo®, позволяющего, кроме взаимодействия с устройством TMS и построения 3D модели мозга, протоколировать ход работ и управлять данными пациента. Пациент располагается полулежа в кресле, индуктор TMS крепят на штативе. Установку положения койла и его ориентацию в пространстве производят по подсказкам, выдаваемым системой нейронавигации.

Программный комплекс нейронавигации SimGuide Navigated TMS (MagSim Co Ltd; Великобритания) ориентирован на работу с установками транскраниальной терапии Horizon 3.0, Horizon Performance и Horizon Lite этой же фирмы [27]. Для пространственного совмещения головы, 3D-модели головного мозга и индуктора, крепящегося на штативе, во всех случаях используют стереоскопическую систему высокого разрешения и эластичный шлем пациента с оптическими метками.

Схожими возможностями обладает система визуализации анатомических и функциональных особенностей по данным MPT Neuronavigated TMS (SEBERS Medical; США, Германия) [28]. Один комплект программного обеспечения позволяет взаимодействовать с пятью типами установок TMS M-серии этой же фирмы. Установку и ориентацию койла производят с помощью стереоскопической системы. Контроль воздействия организован с помощью регистрации вызванных ЭМГ-потенциалов, для чего используют беспроводной джуханальный блок электромиографа.

Заметим, что большинство серийных систем нТМС используют устройства магнитной стимуляции сторонних фирм. Анализ клинических данных [4–6] показывает, что использование нТМС увеличивает эффективность курса магнитотерапии, поскольку обеспечивает хорошую локализацию воздействия и его высокую повторяемость, хотя имеются и альтернативные мнения [29]. Однако распространение этих систем в отечественной практике пока невелико. Связано это, скорее всего, с тем, что системы нТМС имеют существенную стоимость, а их использование требует наличия у медицинского персонала определенных навыков и знаний в области компьютерной техники.

Экспериментальные разработки систем нТМС

Наиболее простым решением для реализации нТМС является положение пациента полулежа, когда его голова расположена на подголовнике [7, 16, 13, 22, 23]. В результате этого ограничена подвижность головы, а ориентация и удержание индуктора могут быть обеспечены штативом или вручную. Однако данное решение препятствует воздействию со стороны затылочной части. Альтернатива — это положение сидя (по возможности), но здесь возникает проблема удержания фокуса воздействия TMS при неограниченной подвижности головы в ходе сеанса, что можно решить использованием роботизированной системы позиционирования койла [19, 20].

Экспериментальные разработки систем нТМС, отслеживающих движения пациента, появились примерно 15 лет назад [30]. Роботизированный манипулятор

перемещал индуктор по произвольной траектории по осям X и Y в диапазоне 90 см под углами $\pm 45^\circ$, а поворот по оси Z — в диапазоне 360° . Погрешность установки индуктора весом 1,5 кг составляла не более 1 мм по всем осям. Смещение индуктора не превышало 50 мкм/мин в любой плоскости, и за время сеанса TMS продолжительностью 20 мин составляло 1 мм, что не было критичным.

Описана упрощенная система нТМС, где врач производит выбор положения индуктора TMS лишь по форме черепа пациента на основании результатов работы СТЗ [31]. Предложенный метод сокращает объем используемых данных при создании 3D-модели мозга примерно на порядок, однако при этом увеличивается риск ошибок фокусирования воздействия из-за индивидуальных анатомических особенностей строения.

Прецизионная система нТМС, описанная другими авторами, основана на схеме распознавания координат объектов на базе СТЗ высокого разрешения, светоотражающих трекеров и 3D-модели мозга пациента, построенной по данным MPT [32]. Отличительной особенностью стало применение инфракрасной подсветки с длиной волны 850 нм, что частично решило проблему влияния волосного покрова на построение модели черепа.

Использование трекеров, размещаемых на голове пациента и индукторе, усложняет подготовку к проведению сеанса нТМС. В качестве альтернативы предложено оценивать положение головы по характерным зонам лица [33], однако это затрудняет построение СТЗ и сопутствующего программного обеспечения, связывающего данные с видеокамер, 3D-модели мозга и положения индуктора. В то же время данное решение ускоряет и упрощает проведение процедуры TMS, а также устраняет ошибки, связанные с погрешностью размещения трекеров.

Более простой вариант нТМС с ориентацией на характерные зоны лица, использует лишь модель черепа, построенную по данным СТЗ [34]. Вместо 3D-модели мозга, созданной с помощью MPT, ориентацию индуктора проводят по данным анатомического атласа с масштабирующими поправками.

При наличии густого волосного покрова ошибка построения модели черепа, полученной средствами СТЗ, и установка соответствия созданной 3D-модели мозга может быть снижена с помощью плотно прилегающей к голове эластичной шапочки или ленты с изображением шахматного поля с известными размерами элементов [35]. Однако это решение, по нашему мнению, является вариантом использования оптических трекеров с сопутствующими погрешностями.

Для помощи врачу во время сеанса нТМС используют системы виртуальной реальности, объединяющие 3D-модели головного мозга, черепа и индуктора в единой координатной сетке [36]. Это позволяет управлять настройкой положения индуктора без специальных навыков, используя минималистичный графический и звуковой интерфейс. Представленный подход оказался значительно менее времязатратным во всех предложенных условиях по сравнению с обычной нейронавигацией. Однако последняя продемонстрировала более высокую точность прицеливания ($p < 0,001$).

Если систему виртуальной реальности дополнить изображением индуктора с указанием вектора магнитного поля и его плотности [37], оператору остается «разместить» катушку индуктора в нужном положении и задать параметры стимуляции, остальные операции будут

выполнены автоматически. В результате можно наблюдать наглядность создаваемой схемы воздействия, снижение времени на подготовку сеанса и упрощение всех операций.

Немаловажная проблема — уменьшение побочных воздействий магнитного поля во время сеанса ТМС на прилегающие к фокусу воздействия структуры головного мозга. Эту задачу можно решить, используя восьмеркообразную катушку, где фокус максимальной напряженности поля находится в точке пересечения векторов магнитных потоков [38]. В итоге расширяется диапазон силы воздействия и повышается точность фокусировки, что снижает риск побочных осложнений. Однако система генерации магнитных полей оказывается достаточно громоздкой, требует прецизионного изготовления, и при расфокусировке источников форма пятна воздействия оказывается непредсказуемой, как и создаваемая в нем напряженность магнитного поля.

Показано, что сдвоенные centrosимметричные индукторы с фиксированным положением формируют область воздействия с двойной фокусировкой [39]. Это позволяет изменять и корректировать координаты фокуса в широком диапазоне, регулируя лишь угол их ориентации перед проведением сеанса ТМС.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Безусловно, в кратком обзоре сложно привести многочисленные предложения и примеры реализации, относящиеся к технической части навигационной ТМС. Тем не менее, здесь можно выделить несколько направлений развития технического обеспечения методики.

Во-первых, это совершенствование программной части построения 3D-моделей мозга и черепа (головы) пациента. Наиболее проблематичным представляется повышение точности построения 3D-картины тканей мозга по данным МРТ: разрешающая способность высокопольных МРТ позволяет различать на снимках объекты размером 1–2 мм с шагом 5 мм при ошибке угла $\pm 1^\circ$, что обусловлено точностью перемещения стола аппарата. Соответственно, на исправном и настроенном современном томографе можно получить серию срезов изображений мозга с точностью порядка 1 мм, и этого для большинства приложений достаточно. В тех редких случаях, когда требуется более высокое разрешение снимка, можно воспользоваться одним из известных методов нелинейной интерполяции изображения, но корректность такого решения остается под вопросом.

Во-вторых, повышение точности позиционирования и ориентации индуктора ТМС. На основании опыта построения 3D-модели головного мозга можно определить достаточным позиционирование оси индуктора с точностью угла $\pm 1^\circ$ и с погрешностью координат ± 1 мм по всем осям. Следует учитывать, что «пятно» фокуса магнитного поля представляет пучок линий напряженности, имеющий у индуктора типа «восьмерка» круг диаметром 5–8 мм с размытой границей [40]. Соседние структуры мозга оказываются задетыми, но это можно воспринимать как неизбежные издержки метода. Повысить точность фокусировки можно при использовании попарно ориентированных индукторов

разного размера, магнитоотражающих экранов или магнитных репликаторов [41].

В-третьих, отказ от подручных элементов, упрощающих распознавание положения черепа пациента, к которым можно отнести различные оптические отражатели и зонды, размещаемые в заранее оговоренных местах на его голове. Помимо того, что при их размещении неизбежно возникают погрешности с точностью установки, это требует постоянного использования расходных материалов. Наиболее перспективно, на наш взгляд, совмещать объемные модели мозга и головы пациента, применяя хорошо различимые и присутствующие в обоих случаях элементы лица: нос, глазные впадины, надбровные дуги, а также ушные раковины.

В-четвертых, использование доступных вариантов реализации средств контроля и обеспечения безопасности при проведении сеанса ТМС. Сюда можно отнести предварительные расчеты напряженности поля в фокусе индуктора с его косвенным контролем во время воздействия. На наш взгляд, необходим также контур управления силой воздействия, который может быть реализован как в виде звена автоматической регулировки, опирающегося на показатели ЭЭГ и/или ЭМГ, так и в виде элемента вербальной биологической обратной связи посредством регулятора ручного изменения интенсивности магнитного потока самим пациентом в определенных пределах.

В-пятых, значительное упрощение и ускорение подготовки и проведения сеанса нТМС за счет появившихся предложений и опытных разработок систем виртуальной реальности, предоставляющих возможность наложения в едином трехмерном пространстве объемных моделей мозга, черепа и индуктора с указанием вектора воздействия магнитного поля.

И, наконец, потребность в надежной аппаратно-программной реализации роботизированного манипулятора для удержания фокуса индуктора в заданной области головного мозга вне зависимости от положения пациента. Подавляющее большинство имеющихся вариантов конструкций нТМС предусматривает положение пациента лежа или полуполежа, что затрудняет размещение индуктора в затылочной части его головы. Использование кресла, где пациент располагается сидя, требует установки подголовника хотя бы для примерной фиксации головы в нужном положении. Однако его наличие неизбежно вносит искажения в форму магнитного поля, даже если он будет выполнен из немагнитных материалов. Единственным вариантом остается поза пациента с головой, склоненной на грудь, при этом возможность ее свободного перемещения делает задачу удержания фокуса индуктора через управление роботизированным манипулятором достаточно сложной.

В целом следует отметить, что за прошедшие полтора десятилетия метод нТМС получил существенное развитие как в методическом, так и в техническом плане. И хотя большинство изначально имеющихся задач было полностью или частично решено, требуется дальнейший поиск вариантов повышения эффективности метода, обеспечения его безопасности и снижения стоимости аппаратной части.

Литература

1. Barker AT, Jalinous R, Freeston IL. Non-invasive magnetic stimulation of human motor cortex. *Lancet*. 1985; (May 11): 1 (8437): 1106–7. DOI: 10.1016/s0140-6736(85)92413-4. PMID: 2860322.
2. Бакулин И. С., Пойдашева А. Г., Лагода Д. Ю., Супонева Н. А., Пирадов М. А. Перспективы развития терапевтической транскраниальной магнитной стимуляции. *Нервные болезни*. 2021; 4: 3–17. DOI: 10.24412/2226-0757-2021-12371.
3. Sorokina ND, Zherdeva AS, Selitsky GV et al. Neurophysiological methods for assessing different forms of migraine. *Neurosci Behav Physiol*. 2022; 52: 202–6. DOI: 10.1007/s11055-022-01224-4.
4. Супонева Н. А., Бакулин И. С., Пойдашева А. Г., Пирадов М. А. Безопасность транскраниальной магнитной стимуляции: обзор международных рекомендаций и новые данные. *Нервно-мышечные болезни*. 2017; 7 (2): 21–36. DOI: 10.17650/2222-8721-2017-7-2-21-36.
5. Комлев И. О., Кисленко А. С. Транскраниальная магнитная стимуляция: современное состояние и перспективы использования в спорте (обзор). *Актуальные вопросы физической культуры и спорта*. 2016; 16: 146–52.
6. Мосолов С. Н., Цукарзи Э. Э., Егоров А. Ю., Горелик А. Л., Нарышкин А. Г. Транскраниальная магнитная стимуляция. В книге: Александровский Ю. А., Незнанов Н. Г., редакторы. *Психиатрия. Краткое издание: национальное руководство*. М.: ГЭОТАР-Медиа, 2021; с. 749–53.
7. Kuhnke P, Numssen O, Völler J, Weise K, Hartwigsen G. Dosage optimization for transcranial magnetic stimulation based on cortical field thresholds. *Clinical Neurophysiology*. 2023; 148: 87. DOI: 10.1016/j.clinph.2023.02.104.
8. Червяков А. В., Пирадов М. А., Савицкая Н. Г., Черникова Л. А., Кремнева Е. И. Новый шаг к персонализированной медицине. Навигационная система транскраниальной магнитной стимуляции (NBS eXimia Nexstim). *Анналы клинической и экспериментальной неврологии*. 2012; 6 (3): 37–46.
9. Мтуи Э., Грюнер Г., Докери П. Клиническая нейроанатомия и неврология по Фицджеральду. М.: Изд-во Панфилова, 2018; 388 с.
10. Ruohonen J, Karhu J. Navigated transcranial magnetic stimulation. *Neurophysiol Clin*. 2010; 40 (1): 7–17. DOI: 10.1016/j.neucli.2010.01.006. PMID: 20230931.
11. Makarov SN, Wartman WA, Daneshzand M, Fujimoto K, Raji T, Nummenmaa A. A software toolkit for TMS electric-field modeling with boundary element fast multipole method: An efficient MATLAB implementation. *Journal of Neural Engineering*. 2020; 17 (4). DOI: 10.1088/1741-2552/ab85b3.
12. SimNIBS 4. 2020 Jun. [cited 2023 May 6]. Available from: <https://simnibs.github.io/simnibs/>.
13. Рагимова А. А., Петелин Д. С., Захарова Н. В., Кожокару А. Б. и др. Применение транскраниальной магнитной стимуляции в психиатрической и психоневрологической практике. М.: Изд-во Сеченовского Университета, 2022; 150 с.
14. Liu S, Shi L, Wang D, Chen J, Jiang Z, Wang W, et al. Mri-guided navigation and positioning solution for repetitive transcranial magnetic stimulation. *Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications*. 2013; 25 (1): 1350012. DOI: 10.4015/s1016237213500129.
15. Smith SM. Fast robust automated brain extraction. *Hum Brain Mapp*. 2002; 17 (3): 143–55. DOI: 10.1002/hbm.10062. PMID: 12391568; PMCID: PMC6871816.
16. Nieminen AE, Nieminen JO, Stenroos M, Novikov P, Nazarova M, Vaalto S, et al. Accuracy and precision of navigated transcranial magnetic stimulation. *J Neural Eng*. 2022; 19 (6). DOI: 10.1088/1741-2552/aca71a. PMID: 36541458.
17. VISOR2 система навигации при транскраниальной магнитной стимуляции [последнее цитирование 30 апреля 2023 г.]. Доступно по ссылке: <https://neurosoft.com/ru/catalog/equipment/90329>.
18. TMS-Navigator. [cited 2023 May 6]. Available from: <https://www.localite.de/en/products/tms-navigator/>.
19. Robotic Assistant for Transcranial Magnetic Stimulation (TMS) [cited 2023 May 7]. Available from: <https://www.axilumrobotics.com/en/tms-robot/?noredirect=en-US>.
20. Neuronavigation for Transcranial Magnetic Stimulation TMS. [cited 2023 September 2]. Available from: <https://www.syneika.fr/en/>.
21. TMS-Cobot Features. Setting a new standard for Transcranial Magnetic Stimulation with collaborative robotics [cited 2023 May 7]. Available from: <https://www.axilumrobotics.com/en/tms-cobot-features/?noredirect=en-US>.
22. Unmatched accuracy in TMS [cited 2023 September 2]. Available from: <https://www.nexstim.com>.
23. Руководство пользователя Nexstim® NBS System 5. Nexstim Plc, 2014; 228 с.
24. BRAINBOX TMS Transcranial Magnetic Stimulation [cited 2023 September 2]. Available from: <https://brainbox-neuro.com/techniques/tms>.
25. Jali Medical Neuronavigation Applications [cited 2023 September 2]. Available from: <https://www.jalimedical.com/neuronavigation.php>.
26. STM 9000 New Frontier in Magnetic Stimulation. Infomed Medzintech GmbH. 2018; 4.
27. Magstim TMS Therapy [cited 2023 September 2]. Available from: <https://www.magstim.com/row-en/product-category/therapy/>.
28. SEBERS Medical Neuronavigated TMS [cited 2023 September 2]. Available from: <https://sebersmedical.com/product/neuronavigated-tms/>.
29. Jeltama H-R, Ohlerth A-K, Wit A, Wagemakers M, Rofes A, Bastiaanse R, et al. Comparing navigated transcranial magnetic stimulation mapping and “gold standard” direct cortical stimulation mapping in neurosurgery: a systematic review. *Neurosurgical Review*. 2021; 44 (4): 1903–20. DOI: 10.1007/s10143-020-01397-x.
30. Okada A, Nishikawa A, Fukushima T, Taniguchi K, Miyazaki F, Sekino M, et al. Magnetic navigation system for home use of repetitive transcranial magnetic stimulation (rTMS). 2012 ICME International Conference on Complex Medical Engineering (CME). Kobe, Japan. 2012; p. 112–8. DOI: 10.1109/iccme.2012.6275591.
31. Shin S, Kim S, Seo Y, An J, Kim H, Chung S, et al. Development of stereo camera module using webcam for navigation Transcranial Magnetic Stimulation system. 5th International Conference on BioMedical Engineering and Informatics 16–18 October 2012. 2012; p. 113–6. DOI: 10.1109/bmei.2012.6513167.
32. Bo W, Chjitsan C, Kun C, Bin Y, inventors; Shenyang Keen Technology Co. Ltd., assignee. The navigation positional device of a kind of transcranial magnetic stimulation device and localization method. China patent CN106110507A. 2016 Jul 26.
33. Tsun S, Bo W, Shan C, inventors; Wuhan Capital Association Hong Kang Polytron Technologies Inc., assignee. Transcranial magnetic stimulation diagnosis and treatment navigation system based on camera. China patent CN110896611A. 2020 Mar 3.
34. Gangliang Z, Tianzai J, Zhengyi Y, Xuefeng L, Liang M, inventors; Shenyang Institute of Automation of CAS, assignee. Position and posture positioning device, method and equipment of transcranial magnetic stimulation coil for brain atlas navigation. China patent CN114073820A. 2022 Feb 22.
35. Schütz L, Weber E, Niu W, Daniel B, McNab J, Navab N, et al. Audiovisual augmentation for coil positioning in transcranial magnetic stimulation. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering Imaging & Visualization*. 2023; 11 (4): 1130–5. DOI: 10.1080/21681163.2022.2154277.
36. Jijun W, Yingying T, Wenyao Z, Yifeng X, Tianhong Z, inventors; Shanghai Mental Health Center (shanghai Psychological Counseling Training Center), assignee. Accurate transcranial magnetic stimulation online navigation method based on augmented reality. China patent CN111249622A. 2020 Jan 17.
37. Peng Z, Manhua L, Xin W, Jingxin W, Xiaotao L, inventors; Hunan Huayi Electromagnetic Medicine Research Institute Co Ltd., assignee. Transcranial magnetic stimulation device, transcranial magnetic stimulation system and transcranial magnetic stimulation method. China patent CN114225223A. 2021 Dec 31.
38. Peng Z, Manhua L, Xin W, Jingxin W, Yibo L, inventors; Hunan Huayi Electromagnetic Medicine Research Institute Co Ltd., assignee. Transcranial magnetic stimulation system and method. China patent CN114146315A. 2021 Dec 31.

39. Qiyong G, Haoyang X, Xiaoqi H, Su L, inventors; West China Hospital of Sichuan University, assignee. Electromagnetic navigation system and method for TMS coil. China patent CN113350698A. 2021 Mar 31.
40. Квартальный М. А., Давыдов М. В., Лыньков Л. М., Сарай Маруф Г. Моделирующие условия транскраниальной магнитной стимуляции мозга в зависимости от вида

индуктора. Доклады БГУИР — Белорусский государственный университет информатики и радиотехники. 2015; 94 (8): 57–63. Самуйлов И. В., Кайдак М. Н., Сагай М. Г. Г., Белан В. А. Влияние экранов на распределения импульсных магнитных полей при транскраниальной магнитной стимуляции. Доклады белорусского государственного университета информатики и радиоэлектроники. 2016; 101 (7): 159–63.

References

1. Barker AT, Jalinous R, Freeston IL. Non-invasive magnetic stimulation of human motor cortex. *Lancet*. 1985; (May 11): 1 (8437): 1106–7. DOI: 10.1016/S0140-6736(85)92413-4. PMID: 2860322.
2. Bakulin IS, Poydasheva AG, Lagoda DY, Suponeva NA, Piradov MA. Perspektivy razvitiya terapevticheskoy transkraniyal'noy magnitnoy stimulyatsii. *Nervnye bolezni*. 2021; 4: 3–17. DOI: 10.24412/2226-0757-2021-12371. Russian.
3. Sorokina ND, Zherdeva AS, Selitsky GV et al. Neurophysiological methods for assessing different forms of migraine. *Neurosci Behav Physi*. 2022; 52: 202–6. DOI: 10.1007/s11055-022-01224-4.
4. Suponeva NA, Bakulin IS, Poydasheva AG, Piradov MA. Safety of transcranial magnetic stimulation: review of international guidelines and new findings. *Neuromuscular Diseases*. 2017; 7 (2): 21–36. DOI: 10.17650/2222-8721-2017-7-2-21-36. Russian.
5. Komlev IO, Kislenko AS. Transkraniyal'naya magnitnaya stimulyatsiya: sovremennoe sostoyaniye i perspektivy ispol'zovaniya v sporte (obzor). *Aktual'nye voprosy fizicheskoy kul'tury i sporta*. 2016; 16: 146–52. Russian.
6. Mosolov SN, Tsukarzi EE, Egorov AY, Gorelik AL, Naryshkin AG. Transkraniyal'naya magnitnaya stimulyatsiya. In: Aleksandrovskiy Yu. A., Neznarov N. G., redaktory. *Psikhiatriya. Kratkoe izdanie: natsional'noe rukovodstvo*. M.: GEOTAR-Media, 2021; S. 749–53. Russian.
7. Kuhnke P, Numssen O, Völler J, Weise K, Hartwigsen G. Dosage optimization for transcranial magnetic stimulation based on cortical field thresholds. *Clinical Neurophysiology*, 2023; 148: 87. DOI: 10.1016/j.clinph.2023.02.104.
8. Chervyakov AV, Piradov MA, Savitskaya NG, Chernikova LA, Kremneva EI. Novyy shag k personifitsirovannoy meditsine. *Navigatsionnaya sistema transkraniyal'noy magnitnoy stimulyatsii (NBS eXimia Nexstim)*. *Annaly klinicheskoy i eksperimental'noy nevrologii*. 2012; 6 (3): 37–46. Russian.
9. Mtui E., Gryuner G., Dokeri P. *Klinicheskaya neyroanatomya i nevrologiya po Fitsdzheral'du*. M.: Izd-vo Panfilova; 2018. 388 s. Russian.
10. Ruohonen J, Karhu J. Navigated transcranial magnetic stimulation. *Neurophysiol Clin*. 2010; 40 (1): 7–17. DOI: 10.1016/j.neucli.2010.01.006. PMID: 20230931.
11. Makarov SN, Wartman WA, Daneshmand M, Fujimoto K, Raji T, Nummenmaa A. A software toolkit for TMS electric-field modeling with boundary element fast multipole method: An efficient MATLAB implementation. *Journal of Neural Engineering*. 2020; 17 (4). DOI: 10.1088/1741-2552/ab85b3.
12. SimNIBS 4. 2020 Jun. [cited 2023 May 6]. Available from: <https://simnibs.github.io/simnibs/>.
13. Ragimova AA, Petelin DS, Zakharova NV, Kozhokaru AB, i dr. *Primenenie transkraniyal'noy magnitnoy stimulyatsii v psikiatricheskoy i psikhonevrologicheskoy praktike*. M.: Izd-vo Sechenovskogo Universiteta, 2022; 150 s. Russian.
14. Liu S, Shi L, Wang D, Chen J, Jiang Z, Wang W, et al. Mri-guided navigation and positioning solution for repetitive transcranial magnetic stimulation. *Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications*. 2013; 25 (1): 1350012. DOI: 10.4015/s1016237213500129.
15. Smith SM. Fast robust automated brain extraction. *Hum Brain Mapp*. 2002; 17 (3): 143–55. DOI: 10.1002/hbm.10062. PMID: 12391568; PMCID: PMC6871816.
16. Nieminen AE, Nieminen JO, Stenroos M, Novikov P, Nazarova M, Vaalto S, et al. Accuracy and precision of navigated transcranial magnetic stimulation. *J Neural Eng*. 2022; 19 (6). DOI: 10.1088/1741-2552/aca71a. PMID: 36541458.
17. VISOR2 navigation system for transcranial magnetic stimulation [cited 2023 Apr 30]. Available from: <https://neurosoft.com/ru/catalog/equipment/90329>. Russian.
18. TMS-Navigator. [cited 2023 May 6]. Available from: <https://www.localite.de/en/products/tms-navigator/>.
19. Robotic Assistant for Transcranial Magnetic Stimulation (TMS). [cited 2023 May 7]. Available from: <https://www.axilumrobotics.com/en/tms-robot/?noredirect=en-US>.
20. Neuronavigation for Transcranial Magnetic Stimulation TMS [cited 2023 September 2]. Available from: <https://www.syneika.fr/en/>.
21. TMS-Cobot Features. Setting a new standard for Transcranial Magnetic Stimulation with collaborative robotics [cited 2023 May 7]. Available from: <https://www.axilumrobotics.com/en/tms-cobot-features/?noredirect=en-US>.
22. Unmatched accuracy in TMS [cited 2023 September 2]. Available from: <https://www.nexstim.com>.
23. *Rukovodstvo pol'zovatelya Nexstim® NBS System 5*. Nexstim Plc. 2014; 228 c. Russian.
24. BRAINBOX TMS Transcranial Magnetic Stimulation [cited 2023 September 2]. Available from: <https://brainbox-neuro.com/techniques/tms>.
25. Jali Medical Neuronavigation Applications [cited 2023 September 2]. Available from: <https://www.jalimedical.com/neuronavigation.php>.
26. STM 9000 New Frontier in Magnetic Stimulation. *Infomed Medzintechnik GmbH*. 2018; 4.
27. Magstim TMS Therapy [cited 2023 September 2]. Available from: <https://www.magstim.com/row-en/product-category/therapy/>.
28. SEBERS Medical Neuronavigated TMS [cited 2023 September 2]. Available from: <https://sebersmedical.com/product/neuronavigated-tms/>.
29. Jeltama H-R, Ohlerth A-K, Wit A, Wagemakers M, Rofes A, Bastiaanse R, et al. Comparing navigated transcranial magnetic stimulation mapping and “gold standard” direct cortical stimulation mapping in neurosurgery: a systematic review. *Neurosurgical Review*. 2021; 44 (4): 1903–20. DOI: 10.1007/s10143-020-01397-x.
30. Okada A, Nishikawa A, Fukushima T, Taniguchi K, Miyazaki F, Sekino M, et al. Magnetic navigation system for home use of repetitive transcranial magnetic stimulation (rTMS). 2012 ICME International Conference on Complex Medical Engineering (CME). Kobe, Japan. 2012; p. 112–8. DOI: 10.1109/iccme.2012.6275591.
31. Shin S, Kim S, Seo Y, An J, Kim H, Chung S, et al. Development of stereo camera module using webcam for navigation Transcranial Magnetic Stimulation system. 5th International Conference on BioMedical Engineering and Informatics 16–18 October 2012. 2012; p. 113–6. DOI: 10.1109/bmei.2012.6513167.
32. Bo W, Chjitsan C, Kun C, Bin Y, inventors; Shenyang Keen Technology Co. Ltd., assignee. The navigation positional device of a kind of transcranial magnetic stimulation device and localization method. China patent CN106110507A. 2016 Jul 26.
33. Tsun S, Bo W, Shan C, inventors; Wuhan Capital Association Hong Kang Polytron Technologies Inc., assignee. Transcranial magnetic stimulation diagnosis and treatment navigation system based on camera. China patent CN110896611A. 2020 Mar 3.
34. Gangliang Z, Tianzai J, Zhengyi Y, Xuefeng L, Liang M, inventors; Shenyang Institute of Automation of CAS, assignee. Position and posture positioning device, method and equipment of transcranial magnetic stimulation coil for brain atlas navigation. China patent CN114073820A. 2022 Feb 22.
35. Schütz L, Weber E, Niu W, Daniel B, McNab J, Navab N, et al. Audiovisual augmentation for coil positioning in transcranial magnetic stimulation. *Computer Methods in Biomechanics and*

- Biomedical Engineering Imaging & Visualization. 2023; 11 (4): 1130–5. DOI: 10.1080/21681163.2022.2154277.
36. Jijun W, Yingying T, Wenyao Z, Yifeng X, Tianhong Z, inventors; Shanghai Mental Health Center (shanghai Psychological Counseling Training Center), assignee. Accurate transcranial magnetic stimulation online navigation method based on augmented reality. China patent CN111249622A. 2020 Jan 17.
 37. Peng Z, Manhua L, Xin W, Jingxin W, Xiaotao L, inventors; Hunan Huayi Electromagnetic Medicine Research Institute Co Ltd., assignee. Transcranial magnetic stimulation device, transcranial magnetic stimulation system and transcranial magnetic stimulation method. China patent CN114225223A. 2021 Dec 31.
 38. Peng Z, Manhua L, Xin W, Jingxin W, Yibo L, inventors; Hunan Huayi Electromagnetic Medicine Research Institute Co Ltd., assignee. Transcranial magnetic stimulation system and method. China patent CN114146315A. 2021 Dec 31.
 39. Qiyong G, Haoyang X, Xiaoqi H, Su L, inventors; West China Hospital of Sichuan University, assignee. Electromagnetic navigation system and method for TMS coil. China patent CN113350698A. 2021 Mar 31.
 40. Kwartalny MA, Davydov MV, Lynkov LM, Sagay Maruf G. Modeliruyushchie usloviya transkraniyal'noy magnitnoy stimulyatsii mozga v zavisimosti ot vida induktora. Doklady BGUIR — Belorusskiy gosudarstvennyy universitet informatiki i radiotekhniki. 2015; 94 (8): 57–63. Russian.
 41. Samuylov IV, Kaydak MN, Sagay MGG, Belan VA. Vliyanie ekranov na raspredeleniya impul'snykh magnitnykh poley pri transkraniyal'noy magnitnoy stimulyatsii. Doklady belorusskogo gosudarstvennogo universiteta informatiki i radioelektroniki. 2016; 101 (7): 159–63. Russian.