doi: 10.17116/neiro2016806107-114

Навигационные системы в нейрохирургии

М.н.с. В.А. ШУРХАЙ[1,2], к.м.н. С.А. ГОРЯЙНОВ[1], к.м.н. Е.В. АЛЕКСАНДРОВА[1], проф. А. СПАЛЛОНЕ[3], акад. РАН, д.м.н., проф. А.А. ПОТАПОВ[3]

[1]ФГАУ «НИИ нейрохирургии им. акад. Н.Н. Бурденко» (дир.— акад. РАН А.А. Потапов) Минздрава России, Москва, Россия; [2]Московский физико-технический институт, Москва, Россия; [3]NCL — Neuromed, Department of Biomedical Sciences University di Roma Tor Vergata, Via Orazio Raimondo, Рим, Италия

При подготовке обзора проведен анализ публикаций, представленных в базе данных Medline, что позволило выделить 1083 работы, относящиеся к теме обзора. При более тщательном анализе было отобрано 117 публикаций, посвященных развитию нейронавигации в краниоцеребральной хирургии, историческим предпосылкам ее появления, существующим тенденциям и дальнейшим перспективам метода.

Ключевые слова: нейрохирургия, нейронавигация, стереотаксис, компьютерная ассистенция в нейрохирургии.

Navigation systems in neurosurgery

V.A. SHURKHAY[1], S.A. GORYAYNOV[1], E.V. ALEKSANDROVA[1], A. SPALLONE[2], A.A. POTAPOV[1]

[1]Burdenko Neurosurgical Institute, Moscow, Russia; [2]Moscow Institute of Physics and Technology, Moscow, Russia; [3]NCL-Neuromed, Department of Biomedical Sciences University di Roma Tor Vergata, Via Orazio Raimondo, Rome, Italy

When preparing the review, we analyzed publications available at the Medline database; a total of 1,083 publications related to the review's subject were analyzed. After more careful analysis, we selected 117 publications devoted to the development of neuronavigation in craniocerebral surgery, historical prerequisites of neuronavigation emergence, current trends, and future perspectives of the technique.

Keywords: neurosurgery, neuronavigation, stereotaxis, computer-assisted neurosurgery.

На начальном этапе развития нейрохирургии помимо ограничений, связанных с техническим уровнем того времени, серьезным препятствием являлось отсутствие возможности точной и объективной анатомической оценки взаимосвязи патологического образования и окружающих структур у конкретного пациента [1—3]. Фундаментальные работы по функциональному картированию головного мозга, начатые еще в XIX веке, Брока, Вернике, Экснер, Дежерин, позволили получить данные об архитектонике важнейших функциональных систем и их топическом представлении в коре головного мозга [4, 5]. Значительный вклад в эту работу был внесен W. Penfield [6]. Тем не менее индивидуальные особенности анатомии и нейрофизиологии конкретного пациента трудно поддавались оценке. Имелась насущная необходимость в интеграции этих данных и представлении их нейрохирургу. Отсутствие прямых методов визуализации головного мозга, возможностей математической обработки и совмещения различных данных не позволяли решить эту задачу вплоть до 70-х годов XX века.

Аппараты для рамной стереотаксической навигации заложили основы для создания нейронавигационных систем. В 1873 г. H. Dittmar и соавт. [7] впервые в нейрофизиологической лаборатории применили аппарат, позволивший достичь образований продолговатого мозга у лабораторного животного. Пионерская работа Д.Н. Зернова 1889 г. [8] положила начало проведению стереотаксических хирургических вмешательств на головном мозге человека. Дальнейшее развитие метода связано с работами Clarke и Horsley, которые в 1906—1908 гг. разработали аппарат по изучению мозга у обезьян. Используя рамный стереотаксис и модифицированный аппарат Horsley—Clarke, Ranson и Ingram получили фундаментальные данные о функциях ретикулярной формации, среднего мозга и гипоталамуса [10]. Трудности применения стереотаксиса у человека, связанные с вариабельностью взаимоотношений между костями черепа и структурами мозга, были преодолены Kirshner, что позволило с помощью стереотаксического аппарата оригинальной конструкции впервые выполнить термическую абляцию гассерова узла при невралгии тройничного нерва [11]. Во второй половине 1940-х годов E. Spiegel и H. Wycis [12], используя разработанный ими ранее стереотаксический атлас в сочетании с данными контрастной вентрикулографии и положения шишковидной железы, смогли локализовать интракраниальные анатомические образования и описать применение рамного стереотаксиса при проведении нейрохирургических вмешательств. Существенный вклад в развитие методик внес L. Leksell [13], разработавший в 1949 г. стереотаксический аппарат собственной конструкции. В последующем J. Talairach, E. Monnier, T. Riechert, M.Wolff и F. Mundinger [14—16] были разработаны стереотаксические аппараты оригинальных конструкций для функциональных вмешательств. В работах отечественных авторов Э.И. Канделя и В.В. Переседова [17—19] представлены результаты использования оригинального стереотаксиче-

© Коллектив авторов, 2016

e-mail: vash.nsi@gmail.com

ского аппарата при проведении криохирургических операций на подкорковых структурах, а также при клипировании артериальных аневризм головного мозга.

Появление рентгенографических методов исследования позволило существенно расширить возможности диагностики нейрохирургической патологии. Уже в 1908 г. F. Krause и соавт. [20] в многотомном руководстве по нейрохирургии посвятили отдельную главу рентгенодиагностике нейрохирургических заболеваний и выделили характерные признаки некоторых из них. Следующей вехой стало появление метода пневмовентрикулографии [21]. Возможности метода контрастной церебральной ангиографии, предложенного E. Moniz [22, 23], позволили существенно улучшить представление нейрохирурга об индивидуальной анатомии и патанатомии церебральных образований пациента.

Применение метаболической навигации было основано на открытии в начале XX века феномена фототоксичности и было связано с работами Raab и von Tappeiner [24]. Policard в работе 1924 г. показал, что при облучении ультрафиолетом некоторые злокачественные опухоли человека флуоресцируют в оранжево-красной области спектра [25]. Этот эффект обусловлен образованием в опухолях эндогенных порфиринов, что было подтверждено флюоресценцией экспериментальных опухолей в красной области спектра при предварительном введении животным гематопорфирина [26]. Первая работа по применению красителя флуоресцеина во время нейрохирургических операций при опухолях головного мозга была опубликована G. Moore в 1947 г. [27]. Токсичность и низкая специфичность метода привели к тому, что флуоресцеин не получил дальнейшего распространения в нейрохирургической практике. В работах Б.А. Самотокина и соавт. [28] сообщалось о применении органических красителей для интраоперационной визуализации опухолей головного мозга. Ф.А. Сербиненко и соавт. [29] был использован метод суперселективного внутрисосудистого введения красителей в питающие опухоль сосуды. Однако недостаточная специфичность и повторяемость получаемых результатов, токсичность препаратов не позволили внедрить их в повседневную практику.

С середины 1990-х годов для интраоперационной визуализации сосудов (как в нормальной ткани мозга, так и в опухолях) используется краситель индоцианин зеленый, флуоресцирующий в инфракрасном диапазоне. Возможности современных операционных микроскопов (например, Zeiss OPMIpentero) позволяют провести цветное картирование, определяя направление кровотока [30, 31].

Пионерские исследования по изучению метаболизма порфиринов и визуализации лейкозных клеток при помощи 5-аминолевулиновой кислоты представлены в 1979 г. Z. Malik и соавт. [32]. Было показано, что 5-аминолевулиновая кислота метаболизируется ферментными системами, активными только в клетках опухоли, до протопорфирина IX, флуоресцирующего под действием внешнего источника света с определенной длинной волны [33]. В конце 1990-х годов появились первые сообщения о возможности применения 5-аминолевулиновой кислоты в нейрохирургии [34]. В более поздних работах было показано, что использование метаболической навигации позволяет увеличить степень резекции опухоли, увеличить безрецидивный период и общую выживаемость у пациентов со злокачественными глиомами [35]. В работах А.А. Потапова и соавт., С.А. Горяйнова и соавт. [36, 37] показано, что метаболическая навигация с использованием 5-аминолевулиновой кислоты может быть применена не только при глиомах, но и при менингиомах. В настоящее время ведутся поиски повышения чувствительности флуоресцентной диагностики в хирургии глиом низкой степени злокачественности и метастазов [36, 38]. При отсутствии видимой флуоресценции авторами предложен метод лазерной спектроскопии, позволяющий оценить концентрацию аминолевулиновой кислоты в ткани опухоли и таким образом дифференцировать ее от здорового мозга [24, 37, 38].

Помимо использования флуоресценции, перспективным методом для интраоперационной сверхбыстрой идентификации тканей в реальном времени является масс-спектроскопия высокого разрешения. Метод позволяет получать молекулярные «отпечатки пальцев» на основе анализа получающихся в процессе ионизации масс-спектров липидов и белков, что позволяет характеризовать различные опухоли мозга [39].

Использование радиоизотопных методов диагностики началось в середине 50-х — начале 60-х годов XX века [40]. Применялись самые различные изотопы, например йод (^{111}I,^{123}I,^{125}I), висмут, ртуть, золото, технеций, медь, а также меченый сывороточный альбумин [41]. В 1964 г. в работе Е.В. Котлярова [42] были представлены результаты использования радиоактивного фосфора для интраоперационной локации опухолей мозга. В работе M. Fischer и соавт. [43], опубликованной в 1977 г., было показано, что радиоангиография является более чувствительным методом, чем сцинтиграфия, при определении гистологической структуры опухоли. В то же время последняя с большей достоверностью позволяла определить степень васкуляризации опухоли. В работе А.Н. Коновалова [44], опубликованной в 1980 г., указывается на очень высокую чувствительность метода интраоперационной бета-радиометрии, что позволило локализовать опухоль в 98% случаев. В более поздних работах показано, что большей специфичностью для глиальных опухолей обладает позитронно-эмиссионная томография с ^{11}C-метионином, включающимся в метаболические пути в клетках опухоли. На основе данных о накоплении метионина возможно определить степень анаплазии, осуществить выбор мишени для проведения стереотаксической биопсии, дифференцировать лучевой некроз и продолженный рост опухоли, построить прогностическую модель для пациента [45, 46]. В работах Ф.М. Лясса и Е.Я. Щербаковой [47—49] была изучена роль радионуклидных исследований в диагностике патологии ликворной системы, интракраниальных воспалительных процессов, последствий черепно-мозговой травмы. В настоящее время однофотонная и позитронно-эмиссионная томография в основном используется для дифференциальной и топической диагностики различных патологических процессов, для интраоперационной навигации эти методы имеют существенные ограничения [46].

Метод рентгеновской компьютерной томографии (КТ) основан на работах Oldendorf, Hounsfield и Cormack. В 1972 г. было получено первое в истории прижизненное изображение мозга больного [50, 51]. В 1976 г. L. Jacobs и соавт. [52] сопоставили результаты компьютерно-томографических исследований и 79 аутопсий, точность диагностики интракраниальной патологии составила 86,2%. Сегодня КТ с внутривенным контрастированием и перфузионные методики позволяют оценить состояние кровотока в объемном образовании и перифокальной зоне, в различных отделах мозга, в том числе в

глубинных его структурах и в стволе [53—57]. Важной вехой в нейрохирургии стала работа J. Maroon и соавт. [58], посвященная применению КТ для навигации при пункционном опорожнении опухолевых кист и абсцессов мозга. В 1979 г. R. Brown [59] представил результаты успешного использования КТ и трехмерной компьютерной графики для стереотаксической локализации мишеней на фантоме с установленной специальной стереотаксической рамой. Результаты клинического применения КТ для расчета стереотаксических вмешательств (функциональная нейрохирургия и биопсия опухолей) в дальнейшем были представлены в работах J. Boethius, B. Czerniak и Z. Krzystolik [60—62].

Интраоперационная КТ получила свое развитие в разных разделах нейрохирургии для уточнения степени радикальности удаления опухолей, исключения интраоперационных осложнений, коррекции навигационной информации по ходу операции, более точной имплантации элементов стабилизирующих систем в спинальной нейрохирургии [63—66].

В основе магнитно-резонансной томографии (МРТ) лежали работы F. Cope и R. Damadian [67], которые в 1970 г. использовали магнитный резонанс для определения концентрации ионов калия в бактериальной клетке. Получение данных об опухолях *in vivo* стало возможным благодаря использованию фокусированного магнитного резонанса (field-focusing nuclear magnetic resonance — FONAR) [68]. В 1977 г. была получена первая магнитно-резонансная томограмма грудной клетки человека [69]. В 1980 г. появился первый коммерчески доступный магнитно-резонансный томограф (МРТ) [70]. W. Birg и соавт. [71] при сравнении КТ и МРТ для стереотаксических вмешательств отметили высокую точность последней, лучшую визуализацию структур мозга, расположенных рядом с костной тканью, а также отсутствие необходимости проведения контрастной вентрикулографии при функциональных операциях.

Интраоперационная МРТ также дает возможность коррекции навигационных данных по ходу операции и повышает радикальность хирургического вмешательства, однако требует специального оборудования операционной, немагнитных аппаратов и инструментов [72]. Низкопольные портативные МР-томографы требуют большего времени сканирования за счет низкой разрешающей способности, что удлиняет время операции и не позволяет проводить перфузионные либо спектроскопические исследования по ходу операции. Высокопольные томографы, обеспечивающие лучшее качество изображения и обладающие более широкими возможностями визуализации за счет большего количества последовательностей, сложно интегрировать в существующие операционные, что требует либо серьезной модернизации операционного блока, либо его строительства заново с учетом размещения МРТ. Кроме того, использование высокопольных томографов сопряжено с появлением артефактов на изображениях и требует длительного обучения персонала.

Помимо этого, интраоперационное использование КТ и МРТ является весьма дорогостоящим и доступно не во всех клиниках.

Интраоперационное использование ультразвука (УЗ) — наиболее доступный и простой метод навигации и локализации патологического образования и коррекции при смещении мозга [73]. Использование трехмерной УЗ-навигации типа системы Sonowand Invite позволяло улучшить ориентировку хирурга, адекватно оценить радикальность удаления патологического очага и выявить интраоперационные осложнения, в том числе и при вентрикулоэндоскопических операциях [74—76]. Помимо системы Sonowand, для интраоперационного трехмерного УЗ-сканирования и навигации использовалось сочетание отдельного УЗ-сканера экспертного уровня, управляющего компьютера и системы нейронавигации [77, 78].

Эффект смещения мозга снижает точность навигации по ходу операции [79, 80]. Достоверное предсказание величины и направления смещения мозга не представляется возможным [81]. Коррекция при смещении мозга может быть достигнута при интраоперационном использовании компьютерной или магнитно-резонансной томографии, а также УЗ-исследования.

Логическим продолжением работ по интраоперационной визуализации патологических образований и других изменений мозга стало создание нейронавигационных систем, что позволило сделать все вышеперечисленные методы максимально прикладными с точки зрения нейрохирурга. Появилась возможность максимально точного и щадящего подхода к патологическому очагу у конкретного пациента.

С момента своего появления нейронавигационные системы развивались по двум параллельным направлениям, обусловленным используемой для слежения технологией — оптической (активной или пассивной) или электромагнитной.

В первом сообщении A. Kato и соавт. [82] о безрамной электромагнитной навигации описана система, которая позволила отслеживать угол наклона и ориентацию в пространстве хирургического инструмента с установленным на нем электромагнитным сенсором с погрешностью в пределах 4 мм. Первой коммерчески доступной системой нейронавигации стала система ISG Magic Wand, появившаяся в 1992 г. Она представляла собой манипулятор с шестью сегментами, на который можно было установить специальную указку, жесткий эндоскоп или биопсийную иглу. Система использовалась для навигации при опухолях мозга, в хирургии эпилепсии, при вентрикулоскопических операциях, стереотаксических биопсиях, патологии в области основания черепа, задней черепной ямки, области ската и верхних шейных позвонков [83—85]. Невозможность жесткой фиксации навигационного манипулятора и относительно высокая погрешность (>2,2 мм) не позволяли использовать систему для функциональной нейрохирургии [86].

Принцип действия систем электромагнитной навигации основан на том, что специальный генератор (работающий на постоянном или переменном токе) создает вокруг головы пациента электромагнитное поле, являющееся системой координат, в котором находятся рефренс и хирургический инструмент, оснащенный встроенным электромагнитным сенсором, либо на котором фиксирован специальный адаптер. Перемещение сенсора в пространстве изменяет характеристики поля в этой точке, что позволяет навигационной системе определять координаты инструмента. Размеры и размещение сенсора на инструменте могут варьировать, влияя на функциональность системы: например, навигационная система Medtronic Stealth Station 7 («Medtronic», США) имеет в своем составе отдельный внешний модуль для электромагнитной навигации и генератор электромагнитного поля на постоянном токе, сенсоры в одноразовых инструментах расположены

в области ручки, что не позволяет менять длину инструмента по ходу операции или изгибать его. В то же время в навигационной системе Fiagon («Fiagon GmbH», Германия) генератор электромагнитного поля работает на переменном токе, а инструменты содержат два сенсора: один на рабочем конце инструмента, а второй в районе ручки — это позволяет хирургу моделировать (изгибать) инструмент в зависимости от операционной ситуации без потери точности навигации. Использование постоянного тока для генерации электромагнитного поля является более старой технологией. Она требует применения сенсоров большего размера, а получаемое поле более уязвимо к действию различных факторов, которые могут изменить его форму, как например присутствие большого количества металла или источника электромагнитных помех рядом с головой пациента [87]. Использование переменного тока позволяет устранить эти недостатки [88]. Генератор электромагнитного поля может быть закреплен на операционном столе с помощью специального кронштейна (Stealth Station 7, Fiagon), а также может быть встроен в универсальный подголовник для операционного стола (Fiagon). Наличие отдельного модуля для электромагнитной навигации, требующего подсоединения к основной системе, увеличивает общие габариты и занимаемую системой площадь. К достоинствам систем электромагнитной навигации последнего поколения можно отнести их мобильность и компактность, возможность интеграции в существующую систему операционной, очень маленький размер сенсора, позволяющий встроить его в инструмент без увеличения размеров и, главное, возможность изменять геометрию инструмента по ходу операции без потери точности навигации. Применение электромагнитной навигации, как считают C. Hayhurst и соавт. [89], позволяет в большинстве случаев обойтись без жесткой фиксации головы пациента, например при нейроэндоскопических вмешательствах, шунтирующих операциях, краниотомии в сознании. Важным фактором является совместимость с интраоперационным нейрофизиологическим мониторингом.

Наиболее перспективным направлением является использование максимально портативных и мобильных систем электромагнитной навигации, которые не служат лишь модулем в базовой системе оптической навигации, а могут быть эффективно встроены в рабочее пространство операционной, не требуют создания какой-либо специальной инфраструктуры за счет полной совместимости с имеющимся оборудованием и инструментарием и при этом быстро осваиваются персоналом.

Большая часть нейронавигационных систем, разработанных в 1990—2000-е годы, основывалась на технологии оптического слежения. Исторически ее более ранний вариант связан с применением светодиодов, излучающих свет в инфракрасном диапазоне, который улавливается принимающей камерой системы. Светодиоды располагаются на рефренсе, установленном максимально близко к голове пациента. Составляя основу системы координат, они могут быть также расположены на инструментах при помощи специальных адаптеров либо встроены непосредственно в них. Пассивная технология подразумевает установку на рефренсе, инструментах и адаптерах отражающих сфер, которые находятся в поле зрения камеры, оборудованной источником инфракрасного излучения. В работе K. Roessler и соавт. [90] описаны результаты клинического применения подобной системы в краниальной и спинальной нейрохирургии. При проведении 36 краниотомий точность системы составила в среднем 3,4 мм, в 4 случаях спинальных операций — 11,3 мм. Большая погрешность при проведении спинальных операций была связана с трудностями регистрации изображений и использованием накожных регистрационных маркеров. Развитие компьютерной графики, новые возможности обработки данных привели к тому, что в нейрохирургии началось использование принципа «дополненной реальности», позволившего в режиме реального времени осуществить наложение результатов моделирования патологического очага, расположения функциональных зон и анатомических ориентиров (на основе данных КТ или МРТ) непосредственно на операционное поле [91].

Новые возможности интраоперационной нейронавигации были связаны с совмещением разных модальностей нейровизуализации — КТ, обычной МРТ, диффузионно-тензорной и функциональной МРТ, а также магнитоэнцефалографии и электрофизиологического картирования речевых, сенсорных и моторных зон коры мозга [92]. Это позволило улучшить результаты хирургических вмешательств при патологических процессах в области функциональных зон, гидроцефалии, вентрикулоэндоскопических вмешательствах, хирургии эпилепсии [93, 94]. Многими авторами отмечено положительное влияние интраоперационной навигации на радикальность удаления патологических образований, сроки госпитализации, показатели общей выживаемости, функциональный исход [95—97].

Использование данных диффузионно-тензорной МРТ, магнито-энцефалографии, функциональной МРТ в навигационной системе с одновременной регистрацией корковых соматосенсорных вызванных потенциалов позволяет успешно реконструировать проводящие пути головного мозга на разных уровнях, оценить характер воздействия на них патологического процесса [98, 99]. Компьютерное моделирование облегчило хирургу понимание анатомических взаимоотношений патологических образований и интактных структур мозга [100]. Использование нейронавигации позволило существенно улучшить разрешающую способность транскраниальной магнитной стимуляции [101].

Сравнительный анализ различных нейронавигационных систем (ISG Magic Wand, Cygnys PFS, SMN), проведенный E. Benradette и соавт. [102] в лабораторных условиях, показал, что, независимо от используемой технологии (механический манипулятор, электромагнитный или оптический принцип слежения соответственно), средняя точность систем существенно не отличалась и колебалась в пределах от 1,67 до 2,6 мм. По мнению авторов, определяющими факторами при выборе навигационной системы являются портативность, простота применения и совместимость с операционным микроскопом. В работе M. Cartellieri и соавт. [103], сравнивших шесть различных навигационных систем, также не было выявлено принципиальных различий между ними, точность систем была сопоставима (погрешность составляла от 0 до 6,7 мм). Долгое время предметом дискуссии оставалась точность нейронавигационных систем в сравнении с традиционными рамными стереотаксическими аппаратами. R. Steinmeier и соавт. [104] проведен анализ факторов (техническая точность системы, процесс регистрации, размер вокселя и/или наличие искажений на снимках, интраоперационная ситуация), оказывающих непосредственное влияние на точность навигации. Было показано, что мо-

дальность изображений оказывает минимальное влияние на точность навигации. Основное влияние оказывают количество и характер расположения регистрационных маркеров. По заключению авторов, точность нейронавигационных систем (на примере роботизированного микроскопа MKM Carl Zeiss и оптической системы Stealth Station Sofamor-Danek) сравнима с таковой у традиционных рамных стереотаксических аппаратов. Особое внимание было обращено на то, что величина ошибки регистрации, рассчитываемая каждой навигационной системой, не отражает реальную погрешность. U. Spetzger и соавт. [105], анализируя 10-летний опыт применения нейронавигации, пришли к выводу, что на точность работы системы главным образом влияет человеческий фактор. В то же время S. Poggi и соавт. [106] сделали вывод, что параметры КТ- или МРТ-изображений также оказывают влияние на точность нейронавигации. Точность локализации цели на основе данных КТ была выше, чем при использовании данных МРТ; важным параметром, снижавшим точность навигации по данным МРТ, являлось наличие дисторсии на изображениях. В то же время Y. Enchev и соавт. [107] не обнаружили статистически достоверных различий в точности нейронавигации при КТ или МРТ. Также не было получено достоверных различий в точности навигации с использованием регистрации по анатомическим ориентирам или фидуциальным маркерам, что позволило W. Pfisterer и соавт. [108] рекомендовать регистрацию по анатомическим маркерам как более экономически эффективную и менее затратную.

Сравнительный анализ систем с активной (Stryker) и пассивной (BrainLab Vector Vision) технологией слежения, проведенный D. Paraskevopoulos и соавт. [109] на антропоморфной модели головы, показал, что точность была одинакова для обеих систем (<1,5 мм), а данные по точности, рассчитываемые системами, не всегда совпадают с действительными значениями и в обязательном порядке требуют перепроверки хирургом. Оптической технологии в любом из вариантов присущи следующие недостатки: а) необходимость размещения камеры на расстоянии не менее 1 метра от сфер или диодов; б) размещение камеры на отдельном кронштейне или стойке, увеличивающее габариты системы и снижающее ее портативность и мобильность; в) зависимость точности навигации от состояния отражающих сфер или диодов; г) проблема «линии видения» камеры, приводящая к прекращению навигации при закрытии диодов или сфер каким-либо предметом; д) громоздкие адаптеры для отражающих сфер или диодов для установки на хирургические инструменты; е) невозможность обеспечивать навигацию инструментов с изменяемой длиной, кривизной или изготовленных из мягких материалов (силиконовые катетеры); ж) необходимость жесткой фиксации головы пациента, ограничивающая применение навигации у детей [110]. Также было показано, что инфракрасное излучение от следящей камеры оптической навигационной системы может существенным образом влиять на качество работы пульсоксиметров, вызывая погрешности в качестве сигнала и определения уровня сатурации [111]. В 2001 г. M. Zaaroor и соавт. [110] опубликовали работу, в которой был проанализирован опыт работы с системой электромагнитной навигации Magellan (Biosense Webster). Электромагнитный сенсор был расположен на рабочем конце инструмента, что позволило использовать систему для установки гибких катетеров, навигации эндоскопов и другого инструментария. К преимуществам применения относились скорость работы, высокая точность, малый размер, возможность навигации гибких инструментов, большая свобода движений хирурга, не зависящая от поля зрения регистрирующей камеры, отсутствие необходимости в жесткой фиксации головы, позволившее оперировать детей со второй недели жизни [110, 112, 113]. В то же время T. Rodt и соавт. [114] отметили, что интерференция магнитного поля может влиять на работу навигационной системы.

Сравнительный анализ точности систем оптической и электромагнитной навигации, проведенный J. Rosenow и соавт. [115], не выявил существенных различий между ними (погрешность локации точки цели варьировала от 0,71 до 3,51 мм). A. Sieskiewicz и соавт. [116], также сравнившие в своей работе системы для оптической и электромагнитной навигации (Medtronic Stealth Station и Digipointeur соответственно), пришли к заключению, что электромагнитная навигация является более быстрой и простой в настройке, обеспечивает большую свободу рук хирурга, а ее точность не отличается от точности оптической системы; недостатком конкретной электромагнитной системы явилось небольшое количество поддерживаемых для навигации инструментов.

В последнее время одной из основных тенденций в хирургии стала интраоперационная роботоассистенция, позволяющая повысить безопасность операции, увеличить точность проведения хирургического вмешательства за счет высокоточной интраоперационной навигации. В нейрохирургии такие системы опробованы при выполнении экономных краниотомий, прецизионного подхода к глубинным образованиям головного мозга с целью биопсии опухолевых, воспалительных и других образований, имплантации шунтирующих систем, электродов и др. [117, 118]. По своей сути роботизированные системы являются дальнейшим вариантом развития навигационных систем.

Заключение

Анализ литературы за последние 100 лет позволил выявить предпосылки к появлению нейронавигации и проследить эволюцию этого направления как с технической, так и с клинической точки зрения. Преимущества использования навигационных систем в современной нейрохирургии очевидны. Нейронавигация является одной из наиболее высокотехнологичных и востребованных методик, позволяющих объединить множество различных исследований для оценки анатомической и функциональной ситуации в дооперационном и интраоперационном периодах. Все это позволяет выполнять хирургические манипуляции с большей точностью и безопасностью, значительно быстрее в сравнении с традиционными методами. Использование нейронавигационных систем помимо клинической имеет очень большую научную ценность. Интегративный характер нейронавигации позволяет проводить совмещение данных различных модальностей — анатомических, нейровизуализационных, молекулярных, нейрофизиологических, что повышает эффективность, результативность и доказательность проводимых с ее использованием клинических исследований. Кроме того, не вызывает сомнений ее огромный потенциал в качестве образовательной методики. Нейронавигация на сегодняшний день не должна являться роскошью для нейрохирургической клиники; ее применение должно быть мак-

симально широким и рутинным. Мы считаем, что нейронавигация, не заменяя собой знаний, опыта и клинического мышления нейрохирурга, является необходимым дополнением, позволяющим ему максимально эффективно использовать свои навыки.

Конфликт интересов отсутствует.

Статья выполнена при поддержке гранта РНФ 16-15-10431 «Разработка методов и подходов автоматизированной идентификации тканей опухолей головного мозга с использованием баз данных многомерных молекулярных профилей как основного элемента системы обработки данных интеллектуального нейрохирургического скальпеля».

ЛИТЕРАТУРА

1. Ackerknecht EH. The beginning of neurosurgery. *Schweiz Arch Neurol Neurochir Psychiatr*. 1975;116(2):233-239.
2. Lichterman B. On the history of psychosurgery in Russia. *Acta Neurochir*. 1993;125(1-4):1-4.
   doi: 10.1007/bf01401819
3. Lichterman B. Emergence and Early Development of Russian Neurosurgery (1890s—1930s). *Journal of the History of the Neurosciences*. 2007;16(1-2):123-137.
   doi: 10.1080/09647040600700245
4. Rasmussen T, Penfield W. The human sensorimotor cortex as studied by electrical stimulation. *Fed Proc*. 1947;6(1 Pt 2):184.
5. Адрианов О.С. История и перспективы исследований локализации и организации церебральных функций. *Физиологический журнал им. И.М. Сеченова*. 1993;79(5):149-156.
6. Penfield W. The Radical Treatment of Traumatic Epilepsy and Its Rationale. *Can Med Assoc J*. 1930;23(2):189-197.
7. Blomstedt P, Olivecrona M, Sailer A, Hariz MI. Dittmar and the history of stereotaxy; or rats, rabbits, and references. *Neurosurgery*. 2007;60(1):198-201; discussion 192-201.
   doi: 10.1227/01.neu.0000249205.58601.05c
8. Zernov DN. Encephalometer: device for determination of the location of brain parts of living humans. *Proceedings of the society of physicomedicine*. 1889;2:70-86.
9. Solberg TD, Siddon RL, Kavanagh B. Historical Development of Stereotactic Ablative. *Radiotherapy*. 2012:9-35.
   doi: 10.1007/174_2012_540
10. Magoun HW. The Northwestern Connection with the Reticular Formation. *Surg Neurol*. 1985;24(3):250-252.
11. Waltregny AJ. A stereotactic frame for trigeminal ganglionectomy. *Appl Neurophysiol*. 1982;45(4-5):516-517.
12. Spiegel EA, Wycis HT, Marks M, Lee AJ. Stereotaxic Apparatus for Operations on the Human Brain. *Science*. 1947;106(2754):349-350.
    doi: 10.1126/science.106.2754.349
13. Leksell L. The stereotaxic method and radiosurgery of the brain. *Acta Chir Scand*. 1951;102(4):316-319.
14. Talairach J, De Aljuriaguerra J, David M. A stereotaxic study of the deep encephalic structures in man; technic; physiopathologic and therapeutic significance. *Presse Med*. 1952;60:28:605-609.
15. Mundinger F, Riechert T. Results of stereotactic brain operations in extrapyramidal movement disorders on the basis of postoperative and long-term studies. *Dtsch Z Nervenheilkd*. 1961;182:542-576.
16. Riechert T. The area of indication for stereotactic brain surgery. *Dtsch Med J*. 1961;12:333-336.
17. Kandel EI. Experience with the cryosurgical method in production of lesions of the extrapyramidal system. *Confin Neurol*. 1965;26:3:306-309.
18. Kandel EI, Peresedov VV. Stereotaxic clipping of cerebral arterial aneurysms. *Vopr Neirokhir*. 1975;1:13-15.
19. Kandel EI, Peresedov VV. Device for stereotaxic clipping of arterial and arteriovenous aneurysms of the brain. *Zh Vopr Neirokhir Im. N.N. Burdenko*. 1977;2:53-55.
20. Elhadi AM, Kalb S, Martirosyan NL, Agrawal A, Preul MC. Fedor Krause: the first systematic use of X-rays in neurosurgery. *Neurosurg Focus*. 2012;33(2):E4.
    doi: 10.3171/2012.6.FOCUS12135
21. Dandy WE. Rontgenography of the Brain after the Injection of Air into the Spinal Canal. *Ann Surg*. 1919;70(4):397-403.
22. Lima A. 25th Anniversary of cerebral angiography. *Med Contemp*. 1952;70(8):439-444.
23. Кандель Э.И. Эгаш Мониц (к 100-летию со дня рождения). *Вопросы нейрохирургии*. 1974;0(2):59-60.
24. Потапов А.А., Гаврилов А.Г., Горяйнов С.А., Гольбин Д.А., Зеленков П.В., Кобяков Г.Л., Охлопков В.А., Жуков В.Ю., Шишкина Л.В., Шурхай В.А., Лощенов В.Б., Савельева Т.А., Грачев П.В., Холодцова М.Н., Кузьмин С.Г., Ворожцов Г.Н. Интраоперационная флуоресцентная диагностика и лазерная спектроскопия в хирургии глиальных опухолей головного мозга. *Вопросы нейрохирургии им. Н.Н. Бурденко*. 2012;5:3-12.
25. Inaguma M, Hashimoto K. Porphyrin-like fluorescence in oral cancer: In vivo fluorescence spectral characterization of lesions by use of a near-ultraviolet excited autofluorescence diagnosis system and separation of fluorescent extracts by capillary electrophoresis. *Cancer*. 1999;86(11):2201-2211.
26. Figge FH, Weiland GS, Manganiello LO. Studies on cancer detection and therapy; the affinity of neoplastic, embryonic, and traumatized tissue for porphyrins, metalloporphyrins, and radioactive zinc hematoporphyrin. *The Anatomical record*. 1948;101(4):657.
27. Moore GE. Fluorescein as an Agent in the Differentiation of Normal and Malignant Tissues. *Science*. 1947;106(2745):130-131.
    doi: 10.1126/science.106.2745.130-a
28. Самотокин Б.А., Хилько Б.А Предоперационное окрашивание внутримозговых опухолей с помощью красителя кислотного ярко-голубого-3. *Вопросы нейрохирургии*. 1978;6:9-13.
29. Сербиненко Ф.А., Габибов Г.А., Промыслов М.Ш., Качков И.А. Разработка и применение метода окрашивания опухолей мозга с использованием суперселективной катетеризации церебральных сосудов. *Вопросы нейрохирургии*. 1971;3:25-27.
30. Кривошапкин А.А., Орлов К.Ю., Гайтан А.С., Горбатых А.В., Кислицын Д.С., Берестов В.В., Шаяхметов Т.С., Сергеев .Г.С. Интраоперационная видеоангиография с индоцианином зеленым для церебро-васкулярной хирургии. *Вопросы нейрохирургии им. Н.Н. Бурденко*. 2015;79(1):42-47.
31. Элиава Ш.Ш., Шехтман О.Д., Пилипенко Ю.В., Окишев Д.Н., Хейреддин А.С., Ксиарьев С.А., Кафтанов А.Н. Интраоперационная флуоресцентная ангиография с индоцианином в хирургии аневризм головного мозга. Первый опыт применения и обзор литературы. *Вопросы нейрохирургии им. Н.Н. Бурденко*. 2015;79(1):33-41.
    doi:10.17116/neiro201579133-41
32. Malik Z, Agam G, Djaldetti M. Effect of hemin and Protoporphyrin IX on the protein-synthesizing activity of human granulocytes, lymphocytes and platelets. *Acta Haematol*. 1979;61(3):138-143.
33. Cosserat-Gerardin I, Bezdetnaya L, Notter D, Vigneron C, Guillemin F. Biosynthesis and photodynamic efficacy of protoporphyrin IX (PpIX) generated by 5-aminolevulinic acid (ALA) or its hexylester (hALA) in rat bladder carcinoma cells. *J Photochem Photobiol B*. 2000;59(1-3):72-79.
34. Stummer W, Stepp H, Moller G, Ehrhardt A, Leonhard M, Reulen HJ. Technical principles for protoporphyrin-IX-fluorescence guided microsurgical resection of malignant glioma tissue. *Acta Neurochir (Wien)*. 1998;140(10):995-1000.
35. Stummer W, Novotny A, Stepp H, Goetz C, Bise K, Reulen HJ. Fluorescence-guided resection of glioblastoma multiforme by using 5-aminolevulinic acid-induced porphyrins: a prospective study in 52 consecutive patients. *J Neurosurg*. 2000;93(6):1003-1013.
    doi: 10.3171/jns.2000.93.6.1003
36. Потапов А.А., Горяйнов С.А., Охлопков В.А., Пицхелаури Д.И. Клинические рекомендации по использованию интраоперационной флуоресцентной диагностики в хирургии опухолей головного мозга. *Вопросы нейрохирургии им. Н.Н. Бурденко*. 2015;5:91-101.
37. Potapov AA, Goryaynov SA, Okhlopkov VA, et al. Laser biospectroscopy and 5-ALA fluorescence navigation as a helpful tool in the meningioma resection. *Neurosurg Rev*. 2016.
    doi: 10.1007/s10143−015-0697-0

38. Горяйнов С.А., Потапов А.А., Пицхелаури Д.И., Кобяков Г.Л., Охлопков В.А., Гаврилов А.Г., Шурхай В.А., Жуков В.Ю., Шишкина Л.В., Лощенов В.Б., Савельева Т.А., Кузьмин С.Г., Чумакова А.П., Spallone A. Интраоперационная флуоресцентная диагностика и лазерная спектроскопия при повторных операциях по поводу глиом головного мозга. *Вопросы нейрохирургии им. Н.Н. Бурденко*. 2014;2:22-31.

39. Kononikhin A, Zhvansky E, Shurkhay V, Popov I, Bormotov D, Kostyukevich Y, Karchugina S, Indeykina M, Bugrova A, Starodubtseva N, Potapov A, Nikolaev E. A novel direct spray-from-tissue ionization method for mass spectrometric analysis of human brain tumors. *Anal Bioanal Chem*. 2015;407(25):7797-7805.

doi: 10.1007/s00216-015-8947-0

40. Wilcke O. Isotope diagnosis in neurosurgery. *Acta Neurochir (Wien)*. 1966;15:Suppl 151:151.

41. Brenner M, Pihkanen TA, Voutilainen A. Radioisotopic Diagnosis of Brain Tumors. *Ann Med Exp Biol Fenn*. 1964;42:145-151.

42. Котляров Е.В. Определение местоположения опухолей головного мозга во время операции с помощью радиоактивного фосфора Р32. *Медицинская радиология*. 1964;59:55-67.

43. Fischer M, Petersen F, Simon G. Comparison of scintigraphic and neurosurgical findings in brain tumors. *Nuklearmedizin*. 1977;16(3):129-136.

44. Konovalov AN. Intraoperative diagnosis of cerebral gliomas. *Zentralbl Neurochir*. 1980;4 (1)(0044-4251 (Print)):43-48.

45. Meyer GJ, Schober O, Hundeshagen H. Uptake of 11C-L- and D-methionine in brain tumors. *Eur J Nucl Med*. 1985;10(7-8):373-376.

46. Гранов А.М., Тютин Л.А., Станжевский А.А. Применение технологий ядерной медицины в неврологии, психиатрии и нейрохирургии. *Вестник российской академии медицинских наук*. 2012;9:13-18.

47. Shcherbakova E, Liass FM, Naumenko VI, Lebedeva AN, Soboleva OI. Radionuclide cisternography in the late period of penetrating craniocerebral wounds. *Med Radiol*. 1984;29:4:27-32.

48. Shcherbakova E, Soboleva OI, Liass FM, Ozerova VI. Radionuclide ventriculography in the diagnosis of hydrocephalus in children. *Med Radiol*. 1984;29:4:21-27.

49. Shcherbakova E, Liass FM, Kotel'nikova TM, Mukhamedzhanov NZ, Ubaidulaeva ZN. Gamma radionuclide topography of the brain in diagnosing inflammatory processes in children and adults. *Med Radiol*. 1989;34:5:3-6.

50. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. *Br J Radiol*. 1973;46(552):1016-1022.

doi: 10.1259/0007-1285-46-552-1016

51. Beckmann EC. CT scanning the early days. *Br J Radiol*. 2006;79(937):5-8.

doi: 10.1259/bjr/29444122

52. Jacobs L, Kinkel WR, Heffner RRJr. Autopsy correlations of computerized tomography: experience with 6,000 CT scans. *Neurology*. 1976;26(12):1111.

53. Penn RD, Walser R, Kurtz D, Ackerman L. Tumor volume, luxury perfusion, and regional blood volume changes in man visualized by subtraction computerized tomography. *J Neurosurg*. 1976;44(4):449-457.

doi: 10.3171/jns.1976.44.4.0449

54. Потапов А.А., Захарова Н.Е., Пронин И.Н., Корниенко В.Н., Гаврилов А.Г., Кравчук А.Д., Ошоров А.В., Сычев А.А., Зайцев О.С., Фадеева Л.М., Такуш С.В. Прогностическое значение мониторинга внутричерепного и церебрального перфузионного давления, показателей регионарного кровотока при диффузных и очаговых повреждениях мозга. *Вопросы нейрохирургии им. Н.Н. Бурденко*. 2011;3:3-18.

55. Захарова Н.Е., Корниенко В.Н., Потапов А.А., Пронин И.Н. *Нейровизуализация структурных и гемодинамических нарушений при травме мозга*. М.: ИП Т.А. Алексеева. 2013.

56. Zakharova N, Kornienko V, Potapov A, Pronin I. Neuroimaging of Traumatic Brain Injury. *Springer*. 2014.

57. Данилов Г.В., Захарова Н.Е., Потапов А.А. *Кровоток в стволе головного мозга при черепно-мозговой травме: клинические, нейровизуализационные и патофизиологические корреляты*. М.: ГЭОТАР-Медиа. 2016;176.

58. Maroon JC, Bank WO, Drayer BP, Rosenbaum AE. Intracranial biopsy assisted by computerized tomography. *J Neurosurg*. 1977;46(6):740-744.

doi: 10.3171/jns.1977.46.6.0740

59. Brown RA. A computerized tomography-computer graphics approach to stereotaxic localization. *J Neurosurg*. 1979;50(6):715-720.

doi: 10.3171/jns.1979.50.6.0715

60. Boethius J, Bergstrom M, Greitz T. Stereotaxic computerized tomography with a GE 8800 scanner. *J Neurosurg*. 1980;52(6):794-800.

doi: 10.3171/jns.1980.52.6.0794

61. Krzystolik Z, Czerniak B, Woyke S, Daniel B. Use of thin-needle aspiration biopsy under computerized tomography control in the diagnosis of orbital tumors. *Pol Przegl Radiol*. 1983;47(3):185-188.

62. Czerniak B, Woyke S, Daniel B, Krzysztolik Z, Koss LG. Diagnosis of orbital tumors by aspiration biopsy guided by computerized tomography. *Cancer*. 1984;54(11):2385-2389.

63. Grunert P, Müller-Forell W, Darabi K, Reisch R, Busert C, Hopf N, Perneczky A, et al. Basic principles and clinical applications of neuronavigation and intraoperative computed tomography. *Comput Aided Surg*. 1998;3(4):166-173.

doi: 10.1002/(SICI)1097-0150(1998)3:4<166::AID-IGS6>3.0.CO;2-E

64. Haberland N, Ebmeier K, Hliscs R, Grnewald JP, Silbermann J, Steenbeck J, Nowak H, Kalff R. Neuronavigation in surgery of intracranial and spinal tumors. *J Cancer Res Clin Oncol*. 2000;126(9):529-541.

65. Шевелев И.Н., Коновалов Н.А., Старченко В.М., Черкашов А.М., Шарамко Т.Г., Назаренко А.Г., Асютин Д.С., Мартынова М.А. Опыт применения интраоперационного конусно-лучевого компьютерного томографа и современной системы навигации в хирургическом лечении заболеваний позвоночника и спинного мозга. *Вопросы нейрохирургии им. Н.Н. Бурденко*. 2014;78(3):21-29.

66. Helm PA, Teichman R, Hartmann SL, Simon D. Spinal Navigation and Imaging: History, Trends, and Future. *IEEE Trans Med Imaging*. 2015;34(8):1738-1746.

doi: 10.1109/TMI.2015.2391200

67. Cope FW, Damadian R. Cell potassium by 39K spin echo nuclear magnetic resonance. *Nature*. 1970;228(5266):76-77.

68. Damadian R, Minkoff L, Goldsmith M, Stanford M, Koutcher J. Field focusing nuclear magnetic resonance (FONAR): visualization of a tumor in a live animal. *Science*. 1976;194(4272):1430-1432.

69. Goldsmith M, Damadian R, Stanford M, Lipkowitz M. NMR in cancer: XVIII. A superconductive NMR magnet for a human sample. *Physiol Chem Phys*. 1977;9(1):105-108.

70. Damadian R. Examination of the human body using nuclear magnetic resonance (FONAR system): cardiovascular applications. *Bull Acad Natl Med*. 1985;169(6):871-874.

71. Birg W, Mundinger F, Mohadjer M, Weigel K, Fuermaier R. X-ray and magnetic resonance stereotaxy for functional and nonfunctional neurosurgery. *Appl Neurophysiol*. 1985;48(1-6):22-29.

72. Wirtz CR, Bonsanto MM, Knauth M, Tronnier VM, Albert FK, Staubert A, Kunze S. Intraoperative magnetic resonance imaging to update interactive navigation in neurosurgery: method and preliminary experience. *Comput Aided Surg*. 1997;2(3-4):172-179.

73. Hata N, Dohi T, Iseki H, Takakura K. Development of a frameless and armless stereotactic neuronavigation system with ultrasonographic registration. *Neurosurgery*. 1997;41(3):608-613; discussion 604-613.

74. Gronningsaeter A, Kleven A, Ommedal S, Aarseth TE, Lie T, Lindseth F, Langø T, Unsgård G. SonoWand, an ultrasound-based neuronavigation system. *Neurosurgery*. 2000;47(6):1373-1379; discussion 1379.

75. Unsgaard G, Ommedal S, Muller T, Gronningsaeter A, Nagelhus Hernes TA. Neuronavigation by intraoperative three-dimensional ultrasound: initial experience during brain tumor resection. *Neurosurgery*. 2002;50(4):804-812; discussion 812.

76. Rygh OM, Cappelen J, Selbekk T, Lindseth F, Hernes TA, Unsgaard G. Endoscopy guided by an intraoperative 3D ultrasound-based neuronavigation system. *Minim Invasive Neurosurg*. 2006;49(1):1-9.

doi: 10.1055/s-2005-919164

77. Sergeeva O, Uhlemann F, Schackert G, Hergeth C, Morgenstern U, Steinmeier R. Integration of intraoperative 3D-ultrasound in a commercial navigation system. *Zentralbl Neurochir*. 2006;67(4):197-203.

doi: 10.1055/s-2006-942186

78. Коновалов А.Н. *Современные технологии и клинические исследования в нейрохирургии*. М.: Изд-во Андреева Т.М. 2012;1.

79. Dorward NL, Alberti O, Velani B, et al. Postimaging brain distortion: magnitude, correlates, and impact on neuronavigation. *J Neurosurg*. 1998;88(4):656-662.

doi: 10.3171/jns.1998.88.4.0656

80. Коновалов А.Н., Меликян А.Г., Кушель Ю.В., Пронин И.Н. Использование навигационной системы Stealth Station(TM) для удаления опухолей мозга. *Вопросы нейрохирургии им. Н.Н. Бурденко*. 2001(2):2-5; discussion 5.

81. Reinges MH, Nguyen HH, Krings T, Hutter BO, Rohde V, Gilsbach JM. Course of brain shift during microsurgical resection of supratentorial cerebral lesions: limits of conventional neuronavigation. *Acta Neurochir (Wien)*. 2004;146(4):369-377; discussion 377.

doi: 10.1007/s00701-003-0204-1

82. Kato A, Yoshimine T, Hayakawa T, Tomita Y, Ikeda T, Mitomo M, Harada K, Mogami H. Computer assisted neurosurgery: development of a

frameless and armless navigation system (CNS navigator). *No Shinkei Geka*. 1991;19(2):137-142.

83. Drake JM, Prudencio J, Holowaka S, Rutka JT, Hoffman HJ, Humphreys RP. Frameless stereotaxy in children. *Pediatr Neurosurg*. 1994;20(2):152-159.
84. Sandeman DR, Patel N, Chandler C, Nelson RJ, Coakham HB, Griffith HB. Advances in image-directed neurosurgery: preliminary experience with the ISG Viewing Wand compared with the Leksell G frame. *Br J Neurosurg*. 1994;8(5):529-544.
85. Doshi PK, Lemmieux L, Fish DR, Shorvon SD, Harkness WH, Thomas DG. Frameless stereotaxy and interactive neurosurgery with the ISG viewing wand. *Acta Neurochir Suppl*. 1995;64:49-53.
86. Tronnier VM, Wirtz CR, Knauth M, Bonsanto MM, Hassfeld S, Albert FK, Kunze S. Intraoperative computer-assisted neuronavigation in functional neurosurgery. *Stereotact Funct Neurosurg*. 1996;66(1-3):65-68.
87. Kuehn B, Mularski S, Schoenherr S, Hammersen S, Stendel R, Kombos T, Suess S, Suess O. Sensor-based neuronavigation: evaluation of a large continuous patient population. *Clin Neurol Neurosurg*. 2008;110(10):1012-1019.
doi: 10.1016/j.clineuro.2008.06.017
88. Suess O, Suess S, Mularski S, Kühn B, Picht T, Schönherr S, Kombos T. Evaluation of a DC pulsed magnetic tracking system in neurosurgical navigation: technique, accuracies, and influencing factors. *Biomed Tech (Berl)*. 2007;52(3):223-233.
doi: 10.1515/BMT.2007.040
89. Hayhurst C, Byrne P, Eldridge PR, Mallucci CL. Application of electromagnetic technology to neuronavigation: a revolution in image-guided neurosurgery. *J Neurosurg*. 2009;111(6):1179-1184.
doi: 10.3171/2008.12.JNS08628
90. Roessler K, Ungersboeck K, Dietrich W, Aichholzer M, Hittmeir K, Matula Ch, Czech Th, Koos WTh. Frameless stereotactic guided neurosurgery: clinical experience with an infrared based pointer device navigation system. *Acta Neurochir (Wien)*. 1997;139(6):551-559.
91. Iseki H, Masutani Y, Iwahara M, Tanikawa T, Muragaki Y, Taira T, Dohi T, Takakura K. Volumegraph (overlaid three-dimensional image-guided navigation). Clinical application of augmented reality in neurosurgery. *Stereotact Funct Neurosurg*. 1997;68(1-4 Pt 1):18-24.
92. Krombach GA, Spetzger U, Rohde V, Gilsbach JM. Intraoperative localization of functional regions in the sensorimotor cortex by neuronavigation and cortical mapping. *Comput Aided Surg*. 1998;3(2):64-73.
doi: 10.1002/(SICI)1097-0150(1998)3:2<64::AID-IGS3>3.0.CO;2-I
93. De Almeida AN, Wheatley BM, Olivier A. Advanced surgical approach for selective amygdalohippocampectomy through neuronavigation. *Neurosurgery*. 2001;48(2):456-457.
94. Jea A, Vachhrajani S, Johnson KK, Rutka JT. Corpus callosotomy in children with intractable epilepsy using frameless stereotactic neuronavigation: 12-year experience at the Hospital for Sick Children in Toronto. *Neurosurg Focus*. 2008;25(3):E7.
doi: 10.3171/FOC/2008/25/9/E7
95. Назаренко Г.И., Минасян А.М., Черкашов А.М., Назаренко А.Г. Проектирование навигационных технологий для амбулаторной хирургии. *Вестник хирургии им. И.И. Грекова*. 2001;160(1):58-62.
96. Аксикс И.А., Свержицкис Р., Валейнис Э., Дзелзите С., Купчс К. Результаты применения системы нейронавигации в интракраниальной нейрохирургии. *Вопросы нейрохирургии*. 2003(2):16-19; обсуждение 19-20.
97. Кривошапкин А.Л., Каныгин В.В., Семин П.А. Результаты радикального удаления злокачественных глиом головного мозга с использованием компьютерной навигации и последующей адъювантной терапии. *Вопросы нейрохирургии*. 2006(4):10-13; обсуждение 13-14.
98. Chen X, Weigel D, Ganslandt O, Fahlbusch R, Buchfelder M, Nimsky C. Diffusion tensor-based fiber tracking and intraoperative neuronavigation for the resection of a brainstem cavernous angioma. *Surg Neurol*. 2007;68(3):285-291; discussion 291.
doi: 10.1016/j.surneu.2007.05.005
99. Щекутьев Г.А., Лубнин А.Ю., Пронин И.Н., Буклина С.Б., Лошаков В.А., Жуков В.Ю., Хить М.А. Планирование хирургического доступа при удалении внутримозговых опухолей больших полушарий с использованием ФМРТ, картирования мозга, навигационных систем и электрофизиологического мониторинга. *Вопросы нейрохирургии*. 2010(2):9-13; обсуждение 14.
100. Caversaccio M, Langlotz F, Nolte LP, Hausler R. Impact of a self-developed planning and self-constructed navigation system on skull base surgery: 10 years experience. *Acta Otolaryngol*. 2007;127(4):403-407.
doi: 10.1080/00016480601002104
101. Herwig U, Schönfeldt-Lecuona C, Wunderlich AP, von Tiesenhausen C, Thielscher A, Walter H, Spitzer M. The navigation of transcranial magnetic stimulation. *Psychiatry Res*. 2001;108(2):123-131.
102. Benardete EA, Leonard MA, Weiner HL. Comparison of frameless stereotactic systems: accuracy, precision, and applications. *Neurosurgery*. 2001;49(6):1409-1415; discussion 1415-1406.
103. Cartellieri M, Kremser J, Vorbeck F. Comparison of different 3D navigation systems by a clinical «user». *Eur Arch Otorhinolaryngol*. 2001;258(1):38-41.
104. Steinmeier R, Rachinger J, Kaus M, Ganslandt O, Huk W, Fahlbusch R. Factors influencing the application accuracy of neuronavigation systems. *Stereotact Funct Neurosurg*. 2000;75(4):188-202.
105. Spetzger U, Hubbe U, Struffert T, Reinges MH, Krings T, Krombach GA, Zentner J, Gilsbach JM, Stiehl HS. Error analysis in cranial neuronavigation. *Minim Invasive Neurosurg*. 2002;45(1):6-10.
doi: 10.1055/s-2002-23583
106. Poggi S, Pallotta S, Russo S, Gallina P, Torresin A, Bucciolini M. Neuronavigation accuracy dependence on CT and MR imaging parameters: a phantom-based study. *Phys Med Biol*. 2003;48:14:2199-2216.
107. Enchev YP, Popov RV, Romansky KV, Marinov MB, Bussarsky VA. Effect of the type of image study (CT or MRI) on some parameters of neuronavigation — assisted procedures. *Folia Med (Plovdiv)*. 2008;50(3):47-52.
108. Pfisterer WK, Papadopoulos S, Drumm DA, Smith K, Preul MC. Fiducial versus nonfiducial neuronavigation registration assessment and considerations of accuracy. *Neurosurgery*. 2008;62(3 Suppl 1):201-207; discussion 207-208.
doi: 10.1227/01.neu.0000317394.14303.99
109. Paraskevopoulos D, Unterberg A, Metzner R, Dreyhaupt J, Eggers G, Wirtz CR. Comparative study of application accuracy of two frameless neuronavigation systems: experimental error assessment quantifying registration methods and clinically influencing factors. *Neurosurg Rev*. 2010;34(2):217-228.
doi: 10.1007/s10143−010−0302−5
110. Zaaroor M, Bejerano Y, Weinfeld Z, Ben-Haim S. Novel magnetic technology for intraoperative intracranial frameless navigation: in vivo and in vitro results. *Neurosurgery*. 2001;48(5):1100-1107; discussion 1107-1108.
111. Mathes AM, Kreuer S, Schneider SO, Ziegeler S, Grundmann U. The performance of six pulse oximeters in the environment of neuronavigation. *Anesth Analg*. 2008;107(2):541-544.
doi: 10.1213/ane.0b013e31817e6778
112. Peng YP, Qi ST, Zheng G, Zhao JL, Qiu BH. Application of electromagnetic navigation in surgical treatment of intracranial tumors: analysis of 12 cases. *Di Yi Jun Yi Da Xue Xue Bao*. 2002;22(7):662-662.
113. Barszcz S, Roszkowski M, Daszkiewicz P, Jurkiewicz E, Maryniak A. Accuracy of intraoperative registration during electromagnetic neuronavigation in intracranial procedures performed in children. *Neurol Neurochir Pol*. 2007;41(2):122-127.
114. Rodt T, Koppen G, Lorenz M, Majdani O, Leinung M, Bartling S, Kaminsky J, Krauss JK. Placement of intraventricular catheters using flexible electromagnetic navigation and a dynamic reference frame: a new technique. *Stereotact Funct Neurosurg*. 2007;85(5):243-248.
doi: 10.1159/000103263
115. Rosenow JM, Sootsman WK. Application accuracy of an electromagnetic field-based image-guided navigation system. *Stereotact Funct Neurosurg*. 2007;85(2-3):75-81.
doi: 10.1159/000097922
116. Sieskiewicz A, Lyson T, Mariak Z, Rogowski M. Neuronavigation in transnasal endoscopic paranasal sinuses and cranial base surgery: comparison of the optical and electromagnetic systems. *Otolaryngol Pol*. 2009;63(3):256-260.
doi: 10.1016/S0030−6657(09)70118−0
117. Govindarajan A. Robot—Assisted Surgery: A Review. *University of Toronto Medical Journal*. 2001;78(2):108-112.
118. Mullin JP, Smithason S, Gonzalez-Martinez J. Stereo-Electro-Encephalo-Graphy (SEEG) With Robotic Assistance in the Presurgical Evaluation of Medical Refractory Epilepsy: A Technical Note. *J Vis Exp*. 2016 Jun 13;(112).
doi: 10.3791/53206
119. González-Martínez J, Bulacio J, Thompson S, Gale J, Smithason S, Najm I, Bingaman W. Technique, Results, and Complications Related to Robot-Assisted Stereoelectroencephalography. *Neurosurgery*. 2016 Feb;78(2):169-180.
doi: 10.1227/NEU.0000000000001034