

К ВОПРОСУ О ТОЧНОСТИ И ОШИБКАХ БЕЗРАМНОЙ НЕЙРОНАВИГАЦИИ (ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ)

В.А. Лукьянчиков^{1,2}, Е.С. Рыжкова^{1,2}, И.В. Дамулин²

¹ГБУЗ «Научно-исследовательский институт скорой помощи им. Н.В. Склифосовского Департамента здравоохранения г. Москвы»; Россия, 129090 Москва, Большая Сухаревская пл., 3;

²ФГАОУ ВО «Российский университет дружбы народов»; Россия, 117198 Москва, ул. Миклухо-Маклая, 6

Контакты: Елена Станиславовна Рыжкова rizhkowa.elena@yandex.com

Внедрение в нейрохирургическую практику навигационных систем позволило пересмотреть общепринятые подходы к лечению заболеваний головного мозга: стало возможным минимальное интраоперационное воздействие на ткани головного мозга, предоперационное планирование кожного разреза, краниотомии и выбор оптимальной траектории подхода к патологии с сохранением радикальности вмешательства. Однако использование навигационных систем в предоперационном и интраоперационном периодах требует знания множества технических нюансов для предотвращения ошибок на этапе регистрации и на ранних этапах операции. Несмотря на это, смещение мозга, вызываемое рядом физических, хирургических и биологических факторов, является главным источником ошибок навигационных систем, с которыми сталкиваются нейрохирурги в ходе операции и которые могут повлиять на дальнейшие этапы операции. Данная статья представляет собой обзор научных работ, авторы которых пытались объяснить, а также количественно оценить данное явление на протяжении всех этапов операции.

Ключевые слова: нейронавигация, смещение мозга, нейронавигационные ошибки регистрации

Для цитирования: Лукьянчиков В.А., Рыжкова Е.С., Дамулин И.В. К вопросу о точности и ошибках безрамной нейронавигации (обзор литературы). Нейрохирургия 2020;22(3):110–7.

DOI: 10.17650/1683-3295-2020-22-3-110-117



On the issue of the accuracy and errors of the frameless neuronavigation (overview)

V.A. Lukyanchikov^{1,2}, E.S. Rizhkova^{1,2}, I.V. Damylin²

¹N.V. Sklifosovsky Research Institute for Emergency Medicine, Moscow Healthcare Department; 3 Bolshaya Sukharevskaya Sq., Moscow 129090, Russia;

²RUDN University; 6 Miklukho-Maklaya St., Moscow 117198, Russia

The implementation of the navigational systems in the neurosurgical practice has led to the revision of generally accepted surgical approaches to the neurosurgical pathology, allowing to minimize the interoperative impact on brain tissues and to execute the pre-operative planning of the skin incision and the craniotomy, to determine the optimal trajectory of approaching the brain pathology, preserving the radicality of interventions. However, the use of this technology dictates the observation of many technical nuances in the preoperative and intraoperative periods in order to exclude potential errors at the stage of the registration of a patient and at the early stages of the surgery. Despite this, the brain shift caused by a number of physical, surgical and biological factors is the major error source of navigational systems that neurosurgeons face during the operation which can affect further stages of the operation. The present article contains the overview of the scientific research, the authors of which have tried to explain and give a quantitative assessment of the present phenomenon during all the stages of the operation.

Key words: neuronavigation, brain shift, neuronavigational errors of registration

For citation: Lukyanchikov V.A., Rizhkova E.S., Damylin I.V. On the issue of the accuracy and errors of the frameless neuronavigation (overview). Neyrokhirurgiya = Russian Journal of Neurosurgery 2020;22(3):110–7. (In Russ.).

ВВЕДЕНИЕ

На сегодняшний день выделяют ряд факторов, вызывающих ошибки при использовании безрамной нейронавигации, которые целесообразно разделить на 4 группы: технические, хирургические, физические и биологические.

К техническим факторам относят нарушение протокола выполнения нейровизуализационных исследований, наличие артефактов, ошибки слияния изображений нескольких исследований в нейронавигационной системе (функция Stealth Merge) и неправильную регистрацию пациента в нейронавигационной

установке [1–6]. Хирургическими факторами считают положение головы пациента на операционном столе, объем резекции, потерю спинномозговой жидкости (СМЖ) и крови во время оперативного вмешательства, использование хирургического оборудования, например ретракторов. К физическим факторам относят эффект гравитации — смещение мозга, возникающее при удалении объемных образований, к биологическим факторам — размер и локализацию патологического очага, наличие отека головного мозга, а также использование лекарственных препаратов для управления внутричерепным давлением во время операции [1–6].

ТЕХНИЧЕСКИЕ ФАКТОРЫ

Наибольшее количество ошибок при использовании нейронавигационных систем возникает в момент регистрации пациента при совмещении данных виртуальной трехмерной модели с реальной головой пациента. В источниках сообщается о многих видах регистрации, в том числе регистрации по рельефу головы пациента [7–34]. В дополнение к экстракраниальным методам регистрации несколько авторов [35, 36] попытались выполнить первоначальную регистрацию пациента с использованием лазерных сканеров, после того как кортикальная поверхность мозга была открыта. В данном случае в зависимости от вида регистрации точность навигации значительно различается.

R. Steinmeier и соавт. провели анализ технических факторов, оказывающих влияние на работу навигационных систем, и пришли к выводу, что ряд потенциальных ошибок при работе с нейронавигационной системой напрямую связан:

- 1) с качеством и техническими параметрами магнитно-резонансной (МРТ) и компьютерной (КТ) томографии: разрешением и толщиной среза, размером вокселя и пикселя, наличием артефактов;
- 2) со смещением опорных точек, а также анатомических ориентиров при регистрации пациента в наркозе вследствие расслабления мимической мускулатуры;
- 3) с техническими погрешностями самой навигации [37].

Важно отметить, что для правильного построения трехмерной модели головы пациента в навигационной станции, необходимо соблюдать рекомендательные протоколы применения методов предоперационного исследования. Для КТ: угол гентри 0° , разрешение матрицы 512×512 , шаговый режим, строго вертикальное положение головы, шею не сгибать, голову не наклонять в стороны, стандартный мягкотканый алгоритм сканирования, захват ушных раковин и носа (без их сдавления), толщина срезов 1 мм (постоянна на протяжении всего исследования), при применении накожных маркеров исследование желательно проводить в день операции или в кратчайшие сроки. Для

МРТ: квадратное поле обзора с захватом ушей и носа, изотропный воксель, поле обзора FOV 25,5 см, матрица 256×265 , толщина среза 1 мм [38].

R.L. Galloway, R.J. Maciunas и соавт. в качестве эксперимента на этапе регистрации оценивали соответствие между точками на фантоме и соответствующими точками на виртуальной голове, построенной в нейронавигационной системе с использованием КТ-срезов различной толщины. При этом была выявлена зависимость между толщиной КТ-срезов и величиной погрешности во время регистрации, которая при толщине срезов в 1 мм составила 1,1 мм, а при толщине срезов в 8 мм — 5,1–6,6 мм [39, 40].

Вопрос о пользе МРТ для построения регистрационной модели на нейронавигационной установке рассматривается уже несколько лет, и данные достаточно противоречивы. Это объясняется хорошо известной особенностью МРТ-изображений — более низкой геометрической точностью по сравнению с КТ, которая характеризуется линейной точностью благодаря использованию фотонов рентгеновского излучения для получения изображения. Ряд авторов описывает проблемы, связанные с определением регистрационных координат и вызванные ошибками совместимости и искажением МРТ-изображений [41].

Данные искажения, по мнению P. Jezzard и S. Clare [42], C. Hutton и соавт. [43], обусловлены неоднородностью магнитного поля томографа, причиной чего является разная «магнитная восприимчивость» на границе мягких тканей и воздуха, что особенно заметно в нижних отделах височной и лобной долей. Это следует принимать во внимание при использовании МРТ в нейронавигации, особенно если интересующая зона находится в данной области или рядом с ней.

Некоторые исследования показали также, что использование диффузно-тензорной МРТ в нейронавигации из-за низкого разрешения изображения приводит к ошибкам и потере информации, что может дезинформировать нейрохирурга во время операции [44–47].

В процессе регистрации головы пациента и после ее завершения нейронавигационная система сама определяет погрешность для каждой опорной точки, а также ее среднюю величину. Многие авторы приводят в своих статьях величину погрешности, рассчитанную нейронавигационной системой, оценивая ее точность [11, 17, 25, 47–49]. Однако данные расчеты следует принимать во внимание только при условии соблюдения протоколов нейровизуализации, отсутствия ошибок при выполнении КТ и МРТ и смещения опорных точек [1].

В зарубежной научной литературе имеется ряд работ, посвященных исследованию референтных точек: — кожных рентгеноконтрастных меток (fiducial marker); — костных рентгеноконтрастных меток, представляющих собой небольшие винты, которые фиксируются непосредственно к черепу через небольшой кож-

ный разрез, с закрепленными на них рентгеноконтрастными насадками;

- анатомических ориентиров (латеральный, медиальный угол глаза, образования ушной раковины, переносица, кончик носа, межзубные промежутки, выпуклые родинки на лице и волосистой части головы пациента) и рельефа головы пациента.

S. Wolfsberger и соавт. в 2002 г. в исследовании с участием 26 пациентов оценили точность нейронавигации при использовании кожных рентгеноконтрастных меток и анатомических ориентиров на этапе регистрации пациента в нейронавигационной системе. По результатам исследования авторы отметили незначительную разницу в погрешности между опорными точками, которую рассчитала нейронавигационная система, однако пришли к выводу, что использование анатомических ориентиров значительно удобнее, поскольку позволяет исключить вероятность смещения кожных меток, а также не требует дополнительного проведения КТ [25].

P.A. Woerdeman и соавт., напротив, утверждают, что большая точность достигается при регистрации пациента с использованием кожных меток. Авторы осуществляли регистрацию 50 пациентов по рентгеноконтрастным меткам, анатомическим ориентирам и рельефу головы пациента. Далее оценивали величину погрешности, рассчитанную нейронавигационной системой, и сопоставляли ее с реальной картиной, измеряя расстояние от кончика пойнтера до цели на виртуальной и реальной голове пациента. При этом погрешность, рассчитанная нейронавигационной установкой при использовании рентгеноконтрастных меток, составляла $2,49 \pm 1,07$ мм; при регистрации по анатомическим ориентирам — $4,97 \pm 2,29$ мм, при регистрации по рельефу головы пациента — $5,03 \pm 2,30$ мм. Однако при сравнении виртуальной модели с реальной картиной цель всегда находилась на поверхности кожи, а не во внутричерепном пространстве. К тому же рентгеноконтрастные метки не могут являться постоянной целью в связи с возможностью их смещения после выполнения КТ или МРТ или в момент установки кончика пойнтера на последнюю, когда происходит вдавливание пойнтера в кожу [11].

Для определения истинной ошибки нейронавигационной системы, оптимального количества и типа опорных точек P. Pillai и соавт. в 2008 г. провели исследование, используя фантом, и сделали вывод, что при использовании костных рентгеноконтрастных меток точность нейронавигации возрастает и становится сопоставимой с точностью рамной стереотаксической системы. Однако авторы не указывают оптимальное количество и расположение опорных меток друг относительно друга и относительно операционного поля [26].

E.M. Thompson и соавт. прооперировали 14 пациентов с эпилепсией, оценив точность безрамной нейронавигации и используя при регистрации кожные

и костные рентгеноконтрастные метки. При регистрации по 9 кожным рентгеноконтрастным меткам погрешность составила $1,56-2,13$ мм, при использовании 4 костных рентгеноконтрастных винтов, расположенных по окружности краниотомического отверстия, — $1,09-1,60$ мм [12].

C.R. Mascott и соавт. оценили точность навигационной системы при различных видах регистрации. При регистрации по анатомическим ориентирам погрешность составила $5,4 \pm 1,8$ мм, по рельефу головы — $4,4 \pm 1,4$ мм, при использовании 5 рентгеноконтрастных меток — $4,1 \pm 1,8$ мм, 10 рентгеноконтрастных меток — $3,9 \pm 1,7$ мм, 4 рентгеноконтрастных костных меток — $1,4 \pm 0,7$ мм, 45 точек сопоставления поверхности кожи головы — $4,4 \pm 1,4$ мм, 5 анатомических точек и рельефа головы — $4,9 \pm 1,8$ мм, 100 точек и рельефа головы — $4,6 \pm 1,7$ мм. Авторы выделили еще один вид ошибок — возникающие при слиянии предоперационных МРТ- и КТ-изображений головного мозга в нейронавигационной системе, что вызывает отклонение ≤ 2 мм [13].

M.A. Mongen и P.W.A. Willems в 2019 г. провели аналогичную работу, оценивая точность регистрации головы пациента по ее рельефу, а также с использованием рентгеноконтрастных меток на разных навигационных станциях (StealthStation S7, StealthStation S8, Brainlab Curve). Несмотря на постоянное усовершенствование программного обеспечения навигационных станций, не было обнаружено никаких очевидных различий между видами регистрации указанных моделей. При использовании рентгеноконтрастных меток погрешность регистрации составила $2,49 \pm 0,86$ мм, по рельефу головы пациента — $5,35 \pm 1,64$ мм [50].

P.D. Batista и соавт. проанализировали ошибки безрамной нейронавигации на разных этапах моделируемой навигационной процедуры, используя фантом с 10 усеченными сферами, вершины которых служили мишенями. Авторы установили, что ошибка регистрации уменьшается на 1,5 мм при сборе точек (при регистрации по рельефу) со всех сторон фантома, в отличие от стандартной схемы, предлагаемой производителем навигационной системы (нос, глаза, лоб). Средняя погрешность при регистрации составила 1,77 мм ($1,11 \pm 0,32$) для КТ, 2,11 мм ($1,20 \pm 0,43$) для МРТ [51].

ФИЗИЧЕСКИЕ ФАКТОРЫ

Один из физических факторов, способствующих сдвигу мозга, — эффект гравитации, который напрямую зависит от положения головы пациента на всех этапах операции. Ранние исследования показали, что основной причиной сдвига мозга является провисание здоровой ткани мозга после резекции объемного образования, а также при потере СМЖ и крови в ходе операции. Вызванное этими причинами локальное провисание мозговой ткани трудно смоделировать из-за его нелинейной природы [1].

Первая статья, посвященная интраоперационному смещению структур головного мозга, была опубликована в 1986 г. J. P. Kelly и соавт. перед выпуском первой бескаркасной стереотаксической системы, разработанной D. W. Roberts. Авторы наблюдали смещение маленьких стальных шариков диаметром 1 мм, расположенных с интервалом в 5 мм друг от друга вдоль линии обзора хирурга во время стереотаксии. В то время не было доступного оборудования для какой-либо обширной количественной оценки данного явления [52].

Наиболее распространенным интуитивным методом прямых измерений является использование пойнтера нейронавигационной системы для измерения расстояния между определенными структурами в физическом и виртуальном пространствах. Первый отчет о такого рода оценке был представлен в 1994 г. H. J. W. Nauta, который осуществил прямое измерение расстояния от центра опухоли с помощью линейки и выявил сдвиг приблизительно на 5 мм [53].

D. L. Hill и соавт. в 1998 г. дважды измерили сдвиг поверхности мозга из нескольких точек у 21 пациента во время операции. Сначала после открытия твердой мозговой оболочки, но до резекции, помещая зонд на твердую мозговую оболочку, на поверхность мозга, а потом после резекции. Измерения проводили с интервалом приблизительно в 1 ч; средняя величина смещения поверхности мозга составила 5,6 мм, а у 1/3 пациентов превысила 10 мм [54].

D. W. Roberts и соавт. в 1998 г. также измерили сдвиг мозга во время оперативного вмешательства, сравнивая трехмерные координаты артериальных или венозных корковых ветвей, полученные с помощью нейрохирургического микроскопа. Средняя величина смещения составила 10 мм. Авторы пришли к выводу, что величина смещения мозга зависит от силы тяжести и не зависит от размера и локализации краниотомического отверстия [55].

N. L. Dorward и соавт. использовали другую стратегию в оценке сдвига головного мозга. Они измерили расстояние между центром планируемого краниотомического отверстия, поверхностью коры в центре дурального отверстия и медиальным краем опухоли с помощью штангенциркуля. Во всех 48 случаях средняя величина смещения коры после открытия твердой мозговой оболочки составила 4,6 мм, смещения глубокого края опухоли — 5,1 мм, смещения коры по завершении операции — 6,7 мм. Они пришли к выводу, что величина смещения зависит от наличия отека, объема и типа поражения, причем каждый тип поражения характеризуется уникальными закономерностями сдвига. По мнению авторов, смещение после резекции очень непредсказуемо. Оно может быть обусловлено отеком ткани мозга, окружающей объемное образование, что заставляет ее смещаться назад, к полости резекции. N. L. Dorward выделил 4 группы объемных образований головного мозга, каждая из которых

имеет особенности смещения: I — конвекситальные и парасагитальные менингиомы, II — глиомы, III — неглиальные интракраниальные образования, IV — опухоли основания черепа. Автор отмечает, что глубокие отделы при удалении объемных образований смещаются больше, чем поверхностные [56].

По мнению C. Nimsy [57], P. Hastreiter [58], M. H. Reinges [59] и соавт., смещение поверхностных структур более выражено, чем глубоких.

A. Nabavi и соавт. в 2001 г. провели детальную оценку величины сдвига головного мозга на протяжении всех этапов операции. В исследование было включено 25 пациентов с объемными образованиями размером от 15 до 40 мм. Для измерения интраоперационного смещения головного мозга во время оперативного вмешательства использовали МРТ. Величину и направление сдвига головного мозга определяли путем сравнения серии снимков, выполненных на разных этапах операции: во время укладки пациента на операционном столе, после вскрытия твердой мозговой оболочки, после резекции объемного образования и после ушивания твердой мозговой оболочки. Величину сдвига измеряли в миллиметрах как расстояние между поверхностями мозга в направлении силы тяжести. На основании полученных результатов авторы пришли к выводу, что сдвиг мозга является непрерывным динамическим процессом, который развивается в связи с эффектом гравитации. Однако данные изменения более выражены при удалении объемных образований диаметром >40 мм (сдвиг на 19–37 мм), чем при образованиях диаметром <15 мм (сдвиг на 12–21 мм). Максимальная величина интраоперационного смещения головного мозга составила 50 мм. Общей тенденцией для всех пациентов было снижение динамики сдвига головного мозга к концу операции [60].

M. H. Reinges и соавт. в 2004 г. исследовали величину и направление смещения головного мозга на всех этапах операции по удалению супратенториальных внутримозговых образований. Величину смещения головного мозга оценивали по 2–3 корковым ориентирам на его поверхности. Возраст пациентов, предоперационное смещение срединной линии, местоположение, объем и глубина поражения, наличие или отсутствие отека и размер краниотомического отверстия рассматривались как предполагаемые факторы, определяющие величину смещения мозга. На основании анализа данных 61 пациента авторы установили, что величина смещения коры головного мозга в начале операции составила $6,1 \pm 3,4$ мм, а в конце — $6,6 \pm 3,2$ мм. Величина сдвига поверхностных ориентиров превышала величину сдвига подкорковых структур у всех пациентов. При дискретном анализе сделан вывод о том, что объем поражения — единственный фактор, влияющий на величину смещения мозга на всех этапах операции [59].

Некоторые авторы указывают, что величина интраоперационного сдвига головного мозга составляет <1 см [58, 61, 62].

ХИРУРГИЧЕСКИЕ ФАКТОРЫ

По мнению Н. L. Stieglitz и соавт., точность безрамной нейронавигации зависит от положения пациента, локализации поражения, типа нейровизуализации и методов регистрации. Автор указывает на снижение точности нейронавигации при прикреплении хирургических простыней (на 2,7 мм), разведении краев кожи ретракторами (на 1,2 мм), краниотомии (на 1,0 мм) и установке кольца Halo (0,5 мм). Длительность операции также влияла на точность навигации: величина смещения составляла 1,3 мм через 30 мин и увеличилась до 4,4 мм после 5,5 ч [10].

Некоторые авторы отмечают, что смещение срединных структур головного мозга можно свести к минимуму при горизонтальном положении головы. По их мнению, в этом положении при потере СМЖ во время операции структуры головного мозга будут смещаться в одном направлении, что обеспечит надежность данных нейронавигации [55, 63].

Основной задачей скобы Мейфилда является фиксация головы пациента в постоянном положении относительно референтной рамки, которая прикрепляется к специальному шарнирному креплению, фиксируемому затем к скобе. Такая конструкция подвержена влиянию ряда технических факторов, которые могут приводить к изменению положения головы пациента или референтной рамки во время операции. Скоба Мейфилда была изобретена за долгие годы до появления бескаркасной нейронавигационной системы и, несмотря на ее широкое использование нейрохирургами, ее конструкция не предназначена для применения в тандеме с безрамной нейронавигацией: она допускает незначительное смещение головы пациента, например когда применяются большие усилия — используется ручная дрель для создания фрезевых отверстий [10, 49, 64].

Потеря СМЖ и крови во время операции — еще один фактор, обуславливающий интраоперационное смещение головного мозга. Потеря крови не рассматривается как важный фактор, так как во время операции приоритетной задачей является предотвращение массивного кровотечения. СМЖ, напротив, в ходе многих операций выводится целенаправленно для обеспечения релаксации мозга. Это достигается путем интраоперационного выведения либо люмбального дренирования [1].

W.J. Elias и соавт. попытались смоделировать подкорковый сдвиг при эвакуации СМЖ. Они предложи-

ли модель линейной регрессии, основанную на измерении параметров пациентов, у которых потеря СМЖ была основной причиной сдвига. Далее величину смещения головного мозга оценивали по данным предоперационной и послеоперационной МРТ головного мозга, выбрав в качестве контрольных точек анатомические ориентиры: переднюю и заднюю спайку, лобную долю. Потеря 20 см³ СМЖ приводила к смещению передней комиссуры примерно на 2 мм, максимальная величина смещения головного мозга составила 5,6 мм. Авторы также сообщают, что объем пневмоцефалии был предиктором кортикального и подкоркового сдвига мозга и соответствовал объему СМЖ, потерянному во время операции [65].

БИОЛОГИЧЕСКИЕ ФАКТОРЫ

Во время хирургических вмешательств с целью релаксации мозга и создания оптимальных условий для работы нейрохирурга медикаментозно корректируют повышенное внутричерепное давление. Наиболее распространенным препаратом, позволяющим снизить его, является маннитол. За счет создания гиперосмолярности плазмы и перемещения воды в сосудистое русло происходит дегидратация и релаксация головного мозга во время оперативного вмешательства. Однако использование осмодиуретических растворов неизбежно вызывает смещение срединных структур головного мозга по сравнению с предоперационным положением [66].

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Применение навигационных станций позволяет увеличить точность доступа к интракраниальным патологическим очагам, снизить травматичность вмешательства и улучшить его результаты. Точность работы навигационной станции зависит от многих факторов. Важно выполнение нейровизуализационных исследований по строгому протоколу. При соблюдении современных методов регистрации — по поверхности мягких тканей головы без их продавливания рабочим треке-ром — можно использовать в равной степени и МРТ, и КТ. Основные сложности возникают в ходе интраоперационного использования навигационной станции. Опубликованы и разработаны критерии выбора правильного положения головы пациента и траектории хирургической атаки без пересечения борозд (в случае биопсии), сосудов, крупных ликворосодержащих пространств. Правильное положение головы пациента позволяет минимизировать латеральное смещение в ходе хирургического вмешательства, что наиболее важно. Хирург должен учитывать неминуемую погрешность на смещение вверх и вниз.

ЛИТЕРАТУРА / REFERENCES

- Gerard I.J., Kersten-Oertel M., Petrecca K. et al. Brain shift in neuro-navigation of brain tumors: a review. *Med Image Anal* 2017;35:403–20. DOI: 10.1016/j.media.2016.08.007.
- Wang M.N., Song Z.J. Classification and analysis of the errors in neuronavigation. *Neurosurgery* 2011;68(4):1131–43. DOI: 10.1227/neu.0b013e318209cc45.
- Lin F., Jiao Y., Wu J. et al. Effect of functional MRI-guided navigation on surgical outcomes: a prospective controlled trial in patients with arteriovenous malformations. *J Neurosurg* 2017;126(6):1863–72. DOI: 10.3171/2016.4.jns1616.
- Signorelli F., Guyotat J., Schneider F. et al. Technical refinements for validating functional MRI-based neuronavigation data by electrical stimulation during cortical language mapping. *Minim Invasive Neurosurg* 2003;46(5):265–8. DOI: 10.1055/s-2003-44454.
- Berman J.I., Berger M.S., Mukherjee P., Henry R.G. Diffusion-tensor imaging-guided tracking of fibers of the pyramidal tract combined with intraoperative cortical stimulation mapping in patients with gliomas. *J Neurosurg* 2004;101(1):66–72. DOI: 10.3171/jns.2004.101.1.0066.
- Hill W.A., Martin A.J., Liu H. et al. High-field strength interventional magnetic resonance imaging for pediatric neurosurgery. *Pediatr Neurosurg* 1998;29(5):253–9. DOI: 10.1097/00006123.
- Ryan M.J., Erickson R.K., Levin D.N. et al. Frameless stereotaxy with real-time tracking of patient head movement and retrospective patient-image registration. *J Neurosurg* 1998;85(2):287–92. DOI: 10.3171/jns.1996.85.2.0287.
- Raabe A., Krishnan R., Wolff R. et al. Laser surface scanning for patient registration in intracranial image-guided surgery. *Neurosurgery* 2002;50(4):797–801. DOI: 10.1097/00006123-200204000-00021.
- Marmulla R., Muhling J., Wirtz C.R., Hassfeld S. High-resolution laser surface scanning for patient registration in cranial computer-assisted surgery. *Minim Invasive Neurosurg* 2004;47(2):72–8. DOI: 10.1055/s-2004-818471.
- Stieglitz L.H., Fichtner J., Andres R. et al. The silent loss of neuronavigation accuracy: a systematic retrospective analysis of factors influencing the mismatch of frameless stereotactic systems in cranial neurosurgery. *Neurosurgery* 2013;72(5):796–807. DOI: 10.1227/neu.0b013e318287072d.
- Woerdeman P.A., Willems P.W., Noordmans H.J. et al. Application accuracy in frameless image-guided neurosurgery: a comparison study of three patient-to-image registration methods. *J Neurosurg* 2007;106(6):1012–6. DOI: 10.3171/jns.2007.106.6.1012.
- Thompson E.M., Anderson G.J., Roberts C.M. et al. Skull-fixed fiducial markers improve accuracy in staged frameless stereotactic epilepsy surgery in children. *J Neurosurg Pediatr* 2011;7(1):116–9. DOI: 10.3171/2010.10.peds10352.
- Mascott C.R., Sol J.C., Bousquet P. et al. Quantification of true *in vivo* (application) accuracy in cranial image-guided surgery: influence of mode of patient registration. *Neurosurgery* 2006;59(1 Suppl 1):ONS146–56. DOI: 10.1227/01.neu.0000220089.39533.4e.
- Paraskevopoulos D., Unterberg A., Metzner R. et al. 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):217–28. DOI: 10.1007/s10143-010-0302-5.
- Watanabe E., Mayanagi Y., Kosugi Y. et al. Open surgery assisted by the neuronavigator, a stereotactic, articulated, sensitive arm. *Neurosurgery* 1991;28(6):792–9. DOI: 10.1097/00006123-199106000-00002.
- Laborde G., Gilsbach J., Harders A. et al. Computer assisted localizer for planning of surgery and intra-operative orientation. *Acta Neurochir (Wien)* 1992;119(1–4):166–70. DOI: 10.1007/bf01541803.
- Golfinos J.G., Fitzpatrick B.C., Smith L.R., Spetzler R.F. Clinical use of a frameless stereotactic arm: results of 325 cases. *J Neurosurg* 1995;83(2):197–205. DOI: 10.3171/jns.1995.83.2.0197.
- Sipos E.P., Tebo S.A., Zinreich S.J. et al. *In vivo* accuracy testing and clinical experience with the ISG Viewing Wand. *Neurosurgery* 1996;39(1):194–202. DOI: 10.1097/00006123-199607000-00048.
- Hassfeld S., Muehling J., Wirtz C.R. et al. Intraoperative guidance in maxillofacial and craniofacial surgery. *Proc Inst Mech Eng H* 1997;211(4):277–83. DOI: 10.1243/0954411971534395.
- Helm P.A., Eckel T.S. Accuracy of registration methods in frameless stereotaxis. *Comput Aided Surg* 1998;3(2):51–6. DOI: 10.1002/(sici)1097-0150(1998)3:2<51::aid-igs1>3.0.co;2-j.
- Brinker T., Arango G., Kaminsky J. et al. An experimental approach to image guided skull base surgery employing a microscope-based neuronavigation system. *Acta Neurochir (Wien)* 1998;140(9):883–9. DOI: 10.1007/s007010050189.
- Germano I.M., Villalobos H., Silvers A., Post K.D. Clinical use of the optical digitizer for intracranial neuronavigation. *Neurosurgery* 1999;45(2):261–9. DOI: 10.1097/00006123-199908000-00013.
- Villalobos H., Germano I.M. Clinical evaluation of multimodality registration in frameless stereotaxy. *Comput Aided Surg* 1999;4:45–9. DOI: 10.1002/(sici)1097-0150(1999)4:1<45::aid-igs5>3.0.co;2-p.
- Gumprecht H.K., Widenka D.C., Lumenta C.B. BrainLab VectorVision Neuronavigation System: technology and clinical experiences in 131 cases. *Neurosurgery* 1999;44(1):97–104. DOI: 10.1097/00006123-199901000-00057.
- Wolfsberger S., Rossler K., Regatschnig R., Ungersbock K. Anatomical landmarks for image registration in frameless stereotactic neuronavigation. *Neurosurg Rev* 2002;25(1–2):68–72. DOI: 10.1007/s10143-001-0201-x.
- Pillai P., Sammet S., Ammirati M. Application accuracy of computed tomography-based, image-guided navigation of temporal bone. *Neurosurgery* 2008;63(4 Suppl 2):326–32. DOI: 10.1227/01.neu.0000316429.19314.67.
- Pfisterer W.K., Papadopoulos S., Drumm D.A. et al. Fiducial versus nonfiducial neuronavigation registration assessment and considerations of accuracy. *Neurosurgery* 2008;62(3 Suppl 1):201–7. DOI: 10.1227/01.neu.0000317394.14303.99.
- Mercier L., Del Maestro R.F., Petrecca K. et al. New prototype neuronavigation system based on preoperative imaging and intraoperative freehand ultrasound: system description and validation. *Int J Comput Assist Radiol Surg* 2011;6(4):507–22. DOI: 10.1007/s11548-010-0535-3.
- Kall B.A., Goerss S.J., Stiving S.O. et al. Quantitative analysis of a noninvasive stereotactic image registration technique. *Stereotact Funct Neurosurg* 1996;66(1–3):69–74. DOI: 10.1159/000099670.
- Smith K.R., Frank K.J., Bucholz R.D. The NeuroStation – a highly accurate, minimally invasive solution to frameless stereotactic neurosurgery. *Comput Med Imaging Graph* 1994;18(4):247–56. DOI: 10.1016/0895-6111(94)90049-3.
- Maurer C.R. Jr, Fitzpatrick J.M., Wang M.Y. et al. Registration of head volume images using implantable fiducial markers. *IEEE Trans Med Imaging* 1997;16(4):447–62. DOI: 10.1109/42.611354.
- Gerard I.J., Collins D.L. An analysis of tracking error in image-guided neurosurgery. *Int J Comput Assist Radiol Surg* 2015;10(10):1579–88. DOI: 10.1007/s11548-014-1145-2.
- Gerard I.J., Hall J.A., Mok K., Collins D.L. New protocol for skin landmark

- registration in image guided neurosurgery: technical note. *Neurosurgery* 2015;11 Suppl 3:376–81. DOI: 10.1227/neu.0000000000000868.
34. Шабунин А.В., Горожанин А.В., Вака- тов Д.В. и др. Возможности безрамной биопсии опухолей головного мозга глубинной и труднодоступной локализации и влияние ее результатов на стратегию лечения. *Саратовский научно-медицинский журнал* 2019;15(2):312–7. [Shabunin A.V., Gorozhanin A.V., Vak- atov D.V. Possibility of frameless biopsy of deep and remote brain tumors and impact of its results on treatment strategy. *Sara- tovsky nauchno-meditsinsky zhurnal* = *Saratov Journal of Medical Scientific Research* 2019;15(2):312–7. (In Russ.)].
 35. Cao A., Thompson R.C., Dumpuri P.A. et al. Laser range scanning for image-guided neurosurgery: investigation of image-to-physical space registrations. *Med Phys* 2008;35(4):1593–605. DOI: 10.1118/1.2870216.
 36. Nakajima S., Atsumi A.H., Kikinis R. et al. Use of cortical surface vessel registra- tion for image-guided neurosurgery. *Neurosurgery* 1997;40(6):1201–10. DOI: 10.1097/0006123-199706000-00018.
 37. Steinmeier R., Rachinger J., Kaus M. et al. Factors influencing the application accuracy of neuronavigation systems. *Stereotact Funct Neurosurg* 2000;75(4): 188–202. DOI: 10.1159/000048404.
 38. Горожанин А.В., Шестаков А.А., Вака- тов Д.В. и др. Выбор методов и стан- дарты проведения лучевого исследова- ния при применении навигационных систем в нейрохирургии. *Диагностиче- ская и интервенционная радиология* 2011;5(1):39–48. [Gorozhanin A.V., Shestakov A.A., Vakotov D.V. et al. The choice of methods and standards for radio examination when using navigation systems in neurosurgery. *Diagnostiches- kaya i intervencionnaya radiologiya* = *Diagnostic and Interventional Radiology* 2011;5(1):39–48. (In Russ.)].
 39. Galloway R.L., Maciunas R.J., Latimer J.W. The accuracies of four stereotactic frame systems: an independent assessment. *Biomed Instrum Technol* 1991;25(6):457–60.
 40. Maciunas R.J., Galloway R.L., Latimer J.W. The application accuracy of stereotactic frames. *Neurosurgery* 1994;35(4):682–94. DOI: 10.1227/ 00006123-199410000-00015.
 41. Galloway R.L., Maciunas R.J. Stereotactic neurosurgery. *Crit Rev Biomed Eng* 1990;18(3):181–205. DOI: 10.1097/00006123-199410000- 00015.
 42. Jezzard P., Clare S. Sources of distortion in functional MRI data. *Hum Brain Mapp* 1999;8(2–3):80–5. DOI: 10.1002/ (sici)1097-0193(1998)8:2/3<80::aid- hbm2>3.0.co;2-c.
 43. Hutton C., Bork A., Josephs O. et al. Image distortion correction in fMRI: a quantitative evaluation. *Neuroimage* 2002;16(1):217–40. DOI: 10.1006/nimg.2001.1054.
 44. Alexander A.L., Hasan K.M., Lazar M. et al. Analysis of partial volume effects in diffusion-tensor MRI. *Magn Reson Med* 2001;45(5):770–80. DOI: 10.1002/mrm.1105.
 45. Papanikolaou N., Karampekios S., Papadaki E. et al. Fractional anisotropy and mean diffusivity measurements on normal human brain: comparison between low- and high-resolution diffusion tensor imaging sequences. *Eur Radiol* 2006;16(1): 187–92. DOI: 10.1007/s00330-005-2833-7.
 46. Salmenpera T.M., Simister R.J., Bartlett P. et al. High-resolution diffusion tensor imaging of the hippocampus in temporal lobe epi- lepsy. *Epilepsy Res* 2006;71(2–3):102–6. DOI: 10.1016/j.eplepsyres.2006.05.020.
 47. Schicho K., Figl M., Seemann R. Compa- rison of laser surface scanning and fiducial marker-based registration in frameless stereotaxy. *J Neurosurg* 2007;106(4):704–9. DOI: 10.3171/jns.2007.106.4.704.
 48. Kurtsoy A., Menku A., Tucer B. Neuro- navigation in skull base tumors. *Minim Invasive Neurosurg* 2005;48(1):7–12. DOI: 10.1055/s-2004-830151.
 49. Семин П.А., Кривошапкин А.Л., Ме- лиди Е.Г., Каныгин В.В. Безрамочная нейронавигация в хирургии объемных образований головного мозга. *Нейро- хирургия* 2004;(2):20–4. [Semin P.A., Krivoschapkin A.L., Melidi E.G., Kanygin V.V. Frameless neuronavigation and its application in the course of surgery of cerebral mass lesions. *Neyrokhirurgiya* = *Russian Journal of Neurosurgery* 2004;(2):20–4. (In Russ.)].
 50. Mongen M.A., Willems P.W.A. Current accuracy of surface matching compared to adhesive markers in patient-to-image registration. *Acta Neurochir (Wien)* 2019;161(5):865–70. DOI: 10.1007/s00701-019-03867-8.
 51. Batista P.D., Machado I.P., Roios P. et al. Position and orientation errors in a neuronavigation procedure: a stepwise protocol using a cranial phantom. *World Neurosurg* 2019;126:e342–50. DOI: 10.1016/j.wneu.2019.02.052.
 52. Kelly P.J., Kall B.A., Goerss S., Earnest F. 4th. Computer-assisted stereotaxic laser resection of intra-axial brain neoplasms. *J Neurosurg* 1986;64(3):427–39. DOI: 10.3171/jns.1986.64.3.0427.
 53. Nauta H.J. Error assessment during “image guided” and “imaging interactive” stereotactic surgery. *Comput Med Imag Graph* 1994;18(4):279–87. DOI: 10.1016/0895-6111(94)90052-3.
 54. Hill D.L., Maurer C.R., Maciunas R.J. Measurement of intraoperative brain surface. *Neurosurgery* 1998;43(3):514–26. DOI: 10.1097/00006123-199809000-00071.
 55. Roberts D.W., Hartov A., Kennedy F.E. et al. Intraoperative brain shift and deformation: a quantitative analysis of cortical displacement in 28 cases. *Neurosurgery* 1998;43(4):749–60. DOI: 10.1097/00006123-199810000- 00013.
 56. Dorward N.L., Alberti O., Velani B. et al. Postimaging brain distortion: magnitude, correlates, and impact on neuronaviga- tion. *J Neurosurg* 1998;88(4):656–62. DOI: 10.1097/00006123-199809000- 00315.
 57. Nimsy C., Ganslandt O., Hastreiter P., Fahlbusch R. Intraoperative compensation for brain shift. *Surg Neurol* 2001;56(6):357–64. DOI: 10.1016/s0090-3019(01)00628-0.
 58. Hastreiter P., Rezk-Salama C., Soza G. et al. Strategies for brain shift evaluation. *Med Image Anal* 2004;8(4):447–64. DOI: 10.1016/j.media.2004.02.001.
 59. Reinges M.H., Nguyen H.H., Krings T. et al. Course of brain shift during microsurgical resection of supratentorial cerebral lesions: limits of conventional neuronavigation. *Acta Neurochir (Wien)* 2004;146:369–77. DOI: 10.1007/s00701-003-0204-1.
 60. Nabavi A., Black P.M., Gering D.T. et al. Serial intraoperative magnetic resonance imaging of brain shift. *Neurosurgery* 2001;48(4):787–97. DOI: 10.1097/0006123-200104000-00019.
 61. Miga M.I., Paulsen K.D., Lemery J.M. et al. Model-updated image guidance: initial clinical experiences with gravity-induced brain deformation. *IEEE Trans Med Imaging* 1999;18(10):866–74. DOI: 10.1109/42.811265.
 62. Nimsy C., Ganslandt O., Cerny S. et al. Quantification of, visualization of, and compensation for brain shift using intra- operative magnetic resonance imaging. *Neurosurgery* 2000;47(5):1070–80. DOI: 10.1097/00006123-200011000-00008.
 63. Duffau H., Capelle L., Siche J.-P. et al. Intra-operative direct electrical stimulations of the central nervous system: the Salpêtrière experience with 60 patients. *Acta Neurochir (Wien)* 1999;141(11):1157–67. DOI: 10.1007/s007010050413.
 64. Ganslandt O., Behari S., Gralla J. et al. Neuronavigation: concept, techniques and applications. *Neurol India* 2002;50(3):244–55. DOI: 10.1097/0006123-200105000-00023.
 65. Elias W.J., Fu K.M., Frysinger R.C. Cortical and subcortical brain shift during stereotactic procedures. *J Neurosurg* 2007;107(5):983–8. DOI: 10.3171/jns.2007.107.5.983.
 66. Shenkin H.A., Goluboff B., Haft H. The use of mannitol for the reduction of intracranial pressure in intracranial surgery. *J. Neurosurg* 1962;19:897–901. DOI: 10.3171/jns.1962.19.10.0897.

Вклад авторов

В.А. Лукьянчиков, И.В. Дамулин: разработка дизайна исследования, анализ полученных данных, научное редактирование статьи;
Е.С. Рыжкова: разработка дизайна исследования, обзор публикаций по теме статьи, написание текста статьи.

Authors' contributions

V.A. Lukyanchikov, I.V. Damylin: developing the research design, analysis of the obtained data, scientific editing of the article;
E.S. Rizhkova: developing the research design, reviewing of publications of the article's theme, article writing.

ORCID авторов / ORCID of authors

В.А. Лукьянчиков / V.A. Lukyanchikov: <https://orcid.org/0000-0003-4518-9874>

Е.С. Рыжкова / E.S. Rizhkova: <https://orcid.org/0000-0002-5009-3669>

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов

Conflict of interest. The authors declare no conflict of interest.

Финансирование. Исследование проведено без спонсорской поддержки.

Financing. The study was performed without external funding.