

## Прецизионная стереотаксическая безрамная нейронавигация

### Аннотация

В статье описывается методика, при которой, благодаря оригинальному способу маркировки головы пациента, удастся существенно повысить точность безрамной нейронавигации, доведя ее до уровня точности классического стереотаксиса. Предлагаемый способ открывает широкие перспективы использования безрамной нейронавигации при проведении стереотаксических вмешательств на головном мозге.

### Введение

История использования стереотаксиса в нейрохирургии – это история повышения точности подведения стереотаксического инструмента к целевой точке мозга. Эта точность обусловлена знанием анатомии, качеством нейровизуализационной информации и механической точностью стереотаксического устройства. Благодаря точности стереотаксической операции становится возможным эффективно разрушить патологический очаг, получить актуальные данные о его гистологической структуре, ввести электроды для лечебной стимуляции глубоких подкорковых структур при болезни Паркинсона и т. д.

Внедрение в клинику в конце прошлого века магнитно-резонансных и компьютерных томографов значительно повысило информативность визуализационной диагностики мозга, что, в свою очередь, вызвало появление высокоточных рамных стереотаксических устройств, адаптированных к возможностям томографов. Примерами таких прецизионных устройств являются стереотаксические аппараты систем «Leksell», «CRW», «Zamogano-Dujovny» и ряд других [1]. Работа с ними предполагает жесткую фиксацию головы больного в громоздкой стереотаксической раме (при помощи острых винтовых упоров) с последующим проведением томографии головного мозга, стереотаксических расчетов и затем – нейрохирургической операции [2].

В начале девяностых годов прошлого века появились безрамные навигационные устройства, ставшие альтернативой рамным стереотаксическим системам. Эти устройства отличались от рамных прежде всего тем, что в их работе отсутствовала необходимость жесткой фиксации головы пациента во время предоперационной томографии головного мозга. Наведение инструмента на целевую точку во время операции осуществлялось под визуальным контролем монитора навигационной системы в виртуально полученном внутримозговом пространстве. Однако расплатой за удобство работы являлась меньшая, по сравнению с рамными системами, точность нацеливания на мишени [3].

В Институте мозга человека для проведения стереотаксических операций использовались стереотаксические системы «ПОАНИК» и «НИЗАН» [4], [5]. В 2015 году в Институте появилась навигационная система «StealthStation S7» фирмы «Medtronic», точность которой позволяет выполнять такие вмешательства, как биопсия новообразований или имплантация вентрикулоперитонеального шунта. В то же время для таких прецизионных операций, как стереотаксическая деструкция небольших опухолей [6] или вмешательства на базальных ганглиях [7], [8], как правило, требуется меньшая погрешность – в пределах 1...1,5 мм [9].

Целью описываемой работы является изучение возможности увеличения точности безрамной нейронавигации до уровня рамных стереотаксических систем при одновременном сохранении характерных для нее преимуществ при работе с пациентами.

### Материалы и методы

Для нацеливания на мишени головного мозга нами была использована безрамная навигационная система «Medtronic

StealthStation S7». Предоперационная томография выполнялась при помощи МРТ-сканера «Philips Achieva 3 T» и ПЭТ/КТ сканера «Philips Gemini TF».

В навигационной системе наведение инструмента обеспечивалось использованием внешних ориентиров при проведении томографии и использованием электронных и механических устройств, которыми комплектуется система. Данные устройства (два видеодатчика, интраоперационный монитор, референтная рамка и светоотражающие шарики-метки, маркирующие рамку и инструмент) обеспечивают пространственную привязку инструмента к внешним ориентирам и визуальный контроль подведения инструмента к целевой точке.

Для проведения привязки трехмерной виртуальной модели мозга пациента к референтной рамке (регистрации) навигационная система предлагает использование двух методов. Один из них – маркировка кожи головы произвольно расположенными самоклеющимися маркерами, визуализирующимися на томограммах – метод *PointMerge*, или *Touch-n-Go* [10]. Альтернативным методом, при котором маркировка метками не используется, является *Tracer*, где внешними ориентирами служат анатомические контуры лица и скальпа [11].

При тщательном анализе работы навигационной системы мы пришли к выводу, что предлагаемые методы регистрации не могут обеспечить высокую точность наведения стереотаксического инструмента на внутримозговую мишень. При этом производители безрамных систем нейронавигации, рекламируя свое оборудование, как правило, заявляют о субмиллиметровой погрешности нацеливания. В то же время в руководствах к навигационным системам не рекомендуется использовать методы *Tracer* и *PointMerge* при функциональных операциях на подкорковых структурах. Независимые исследования, проведенные рядом авторов, также показывают, что точность наведения безрамных навигационных систем достоверно ниже, по сравнению с использованием рамных стереотаксических систем [3], [12], [13]. Дело в том, что при использовании рамных систем связующим звеном между пространством томографа, в котором визуализируются целевые точки мозга, и пространством операционной, в котором нацеливается хирургический инструмент, является стереотаксическая рама, жестко и неподвижно фиксирующаяся к черепу пациента. А при работе с безрамными системами эту пространственную взаимосвязь обеспечивает регистрация, основанная на накожной маркировке головы. Подвижность кожи приводит к тому, что средняя погрешность наведения на целевые точки мозга с использованием методов *PointMerge* и *Tracer* составляет  $(4,0 \pm 1,7)$  мм [3].

Понимая это, производители навигационных систем для проведения операций на глубоких отделах мозга рекомендуют использовать маркеры, основание которых перед проведением предоперационной томографии головного мозга крепят к костям черепа пациента. Это обеспечивает необходимую неподвижность маркеров и позволяет добиться низкой погрешности, не уступающей «рамному» стереотаксису – в среднем 1,35 мм для наведения по МРТ [14] и 0,91 мм для наведения по КТ [15]. Существенными недостатками такого метода являются его инвазивность и усложнение процесса подготовки операции.

Для исключения необходимости костной фиксации маркеров и предотвращения их возможных смещений при располо-

жении на мягких тканях мы применили оригинальное устройство, которое через оттиск фиксируется на зубах верхней челюсти. Зубы верхней челюсти являются неподвижными по отношению к костным элементам головы. Следовательно, конструкция, прикрепляющаяся к затвердевшему зубному оттиску, сохраняет свое пространственное положение по отношению к черепу и головному мозгу во время прикусывания пациентом зубного оттиска. Такая конструкция может являться основой для фиксации маркеров, регистрирующихся навигационной системой. Важным свойством также является воспроизводимость одного и того же положения конструкции при повторных прикусываниях. Это качество позволяет выполнять томографию мозга пациента заранее (необязательно в день операции). Кроме того, отпадает проблема обеспечения сохранности маркеров, приклеенных к голове пациента. При этом фиксация конструкции к голове пациента при помощи прикусывания зубного оттиска производится, во-первых, во время предоперационной томографии головного мозга, а во-вторых, в самом начале операции, во время регистрации маркеров навигационной системой.

Устройство представляет собой алюминиевую дугу, к которой прикреплены четыре стойки и лоток для заполнения его оттисковой массой. Восемь маркеров располагаются на стойках. Перед томографией на оттисковой массе получают оттиск зубов. При прикусывании лотка с оттиском зубов маркеры занимают относительно мозга пациента определенное положение. В таком положении производят томографическое сканирование и затем, во время операции, осуществляется регистрация маркеров датчиками навигационной системы.

Для повышения механической точности нацеливания и более удобного крепления инструмента во время операции мы использовали раму стереотаксической системы «ПОАНИК», крепящуюся к черепу. При этом референтная рамка с помощью простого адаптера фиксируется непосредственно на раме.

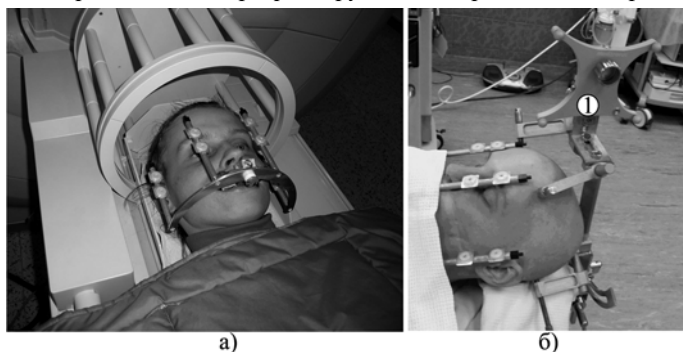


Рис. 1. Томографическая подготовка пациента с маркерами, зафиксированными на зубах (а); операция: проводится регистрация положения маркеров по отношению к референтной рамке 1 (б)

Для наведения инструмента использовали перемещающее устройство стереотаксической системы с размещенным на ней направлятелем. Нониусные шкалы обеспечивают высокую механическую точность перемещений в трех взаимно перпендикулярных направлениях. Перед наведением стереотаксического инструмента в направлятеле закрепляли короткий зонд «Navigus Probe», снабженный шариками-метками, и, используя степени свободы направлятеля, осуществляли виртуальное наведение стереотаксического инструмента на целевую точку. При этом навигационная система обеспечивала возможность визуализации положения инструмента относительно структур мозга на экране.

Для нацеливания инструмента на внутримозговую мишень использовали функцию «виртуального удлинения» зонда «Navigus Probe» до изоцентра дуги, на которую крепился направлятель зонда. В нашем случае виртуальное удлинение составляло 95 мм. Такой прием позволяет нацелить на внутримозговую объект любой стереотаксический инструмент, не вводя его в мозг пациента. Затем зонд «Navigus Probe» извлекали из направлятеля и заменяли его стереотаксической канюлей,

длина которой на 95 мм больше зонда «Navigus Probe». Таким образом, при введении канюли по направлятелю в мозг через фрезевое отверстие до упора ограничителя ее активный конец совмещается в пространстве с целевой точкой, соответствующей изоцентру дуги. При этом становится возможным при необходимости корректировать траекторию введения нацеленного инструмента путем перемещения направлятеля по дуге или вращения самой дуги, поскольку положение изоцентра в мозге при этих манипуляциях не меняется.

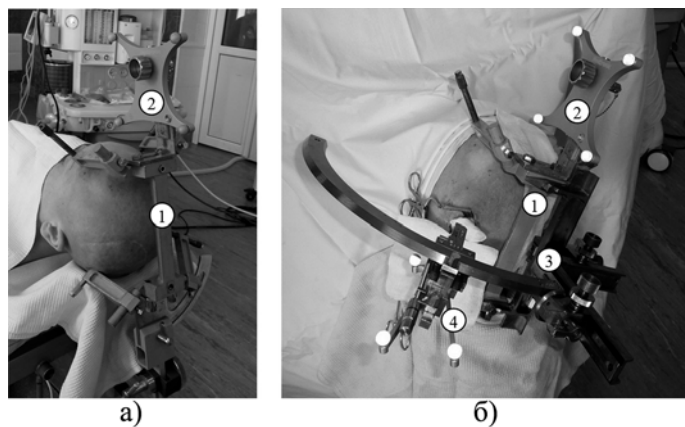


Рис. 2. Положение пациента во время операции: а) голова закреплена стереотаксической рамой 1, на раме укреплена референтная рамка 2; б) на раму 1 укреплено наводящее устройство 3, в направлятеле расположен зонд «Navigus Probe» 4

Нами были проведены фантомные испытания, позволяющие оценить точность нацеливания стереотаксической канюли при использовании методики. Для имитации черепа пациента использовали лист термопластичного материала «поливик» толщиной 6 мм, свернутый в жесткий цилиндр, аналогичный по форме и размерам мозговому черепу пациента. Внутри цилиндра были помещены и закреплены на пластине (изготовленной также из поливика) титановые шарики диаметром 1,5 мм, имитирующие внутримозговые мишени. К боковым поверхностям цилиндра фиксировали маркеры навигационной системы, расположенные по отношению к пространству внутри цилиндра аналогично положению маркеров, используемых нами в конструкции с зубным оттиском. Далее выполняли сканирование полученного фантома на МСКТ.

Затем томограммы отсканированного фантома в электронном формате DICOM загружали в память навигационной системы. В операционной жестко укрепляли фантом к подголовнику хирургического стола, относительно него неподвижно фиксировали стереотаксическую раму с референтной рамкой, после чего осуществляли регистрацию маркеров по методу *Point Merge*. Далее последовательно, используя виртуальную модель фантома на экране навигационной системы, осуществляли нацеливание стереотаксической канюли на имитаторы целевых точек в соответствии с вышеописанной методикой.

## Результаты

При проведенных фантомных испытаниях во всех случаях после замены зонда «Navigus Probe» на канюли и введения их до упора ограничителя конец канюли касался имитатора целевой точки. Данный результат подтверждает высокую точность использованной методики при условии неподвижности маркеров по отношению к черепу.

Результат использования методики в условиях интраоперационной нейронавигации подтвержден контрольными томограммами головного мозга после операций стереотаксической биопсии – у всех пациентов заборы биоптатов были осуществлены в зоне нацеливания.

Также отмечено, что устройство, несущее маркеры, по своим габаритам позволяет осуществлять МРТ-сканирование с использованием головных катушек, в том числе небольшого диаметра, не создает артефактов при сканировании и легко

удерживается пациентом во время всего исследования (до 20 мин на МРТ). При этом необходимая неподвижность головы пациента может быть обеспечена фиксацией ее к подголовнику томографа при помощи мягкой маски.

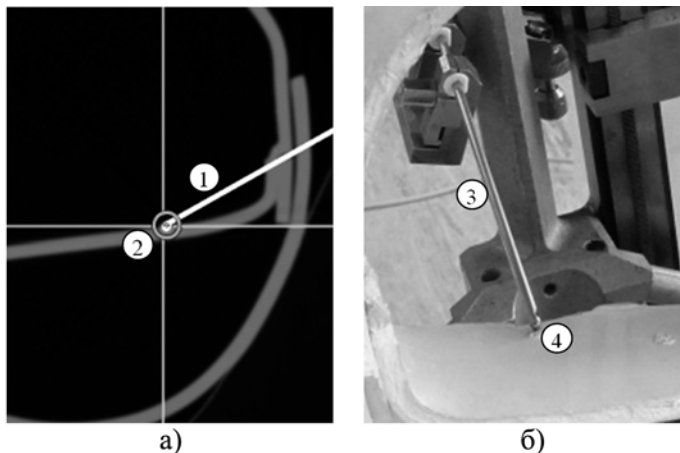


Рис. 3. Фантомные испытания методики: а) экран навигационной системы: виртуально удлиненный зонд 1 нацелен на мишень 2; б) фантом: имитатор канюли 3 касается мишени 4

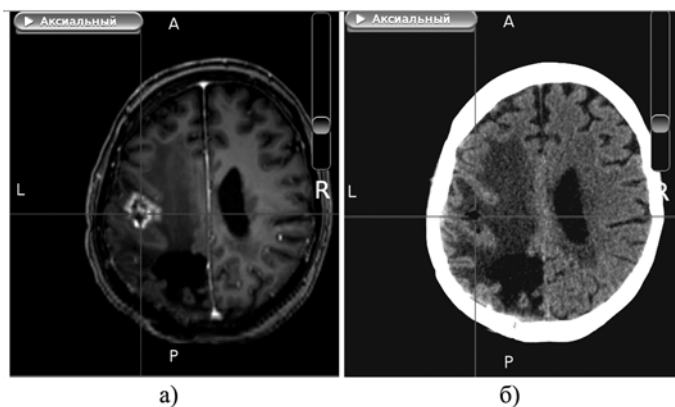


Рис. 4. Компьютерное совмещение (fusion) дооперационной МРТ (а) и послеоперационной КТ пациента после стереотаксической биопсии (б): воздух в зоне забора биоптата в центре перекрестия на КТ, положение соответствует выбранной целевой точке внутри опухоли в центре перекрестия на МРТ

Предложенная нами технология имеет следующие преимущества:

- 1) исключаются внешние ориентиры, расположенные на мягких тканях лица пациента, маркеры через зубной оттиск жестко связаны с черепом и являются неподвижными по отношению к структурам головного мозга;
- 2) референтная рамка укреплена на фиксирующей раме и, следовательно, тоже жестко, без промежуточных элементов, связана с черепом;
- 3) использование трехкоординатного перемещающего устройства с изоцентрической дугой делает процесс наведения более точным и удобным.

### Заключение

Предлагаемая методика проведения стереотаксических операций на головном мозге позволяет объединить преимущества рамной и безрамной стереотаксической нейронавигации. Методика обеспечивает высокую точность нацеливания на внутримозговые объекты, наглядность при проведении операции и удобную организацию проведения стереотаксической процедуры с одновременным выполнением предоперационной томографии головного мозга при соблюдении комфортных для пациента условий.

### Список литературы:

1. Lozano A.M., Gildenberg P.L., Tasker R.R. (Eds.) Textbook of Stereotactic and Functional Neurosurgery. – Berlin, Heidelberg: Springer – Verlag, 2009. 3287 p.
2. Холявин А.И., Низковолос В.Б., Аничков А.Д. Томография головного мозга и стереотаксическое наведение // Медицинская техника. 2014. № 1. С. 20-23.
3. 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. Vol. 59 (1. Suppl. 1). ONS 146-156.
4. Аничков А.Д., Полонский Ю.З., Низковолос В.Б. Стереотаксические системы. – СПб.: Наука, 2006. 142 с.
5. Низковолос В.Б., Аничков А.Д., Гурчин А.Ф. Стереотаксическая нейрохирургическая система «НИЗАН-М» // Медицинская техника. 2012. № 1. С. 8-11.
6. Низковолос В.Б. Устройство для стереотаксической крио-нейрохирургии с использованием твердой двуокиси углерода // Медицинская техника. 2012. № 6. С. 37-42.
7. Холявин А.И., Аничков А.Д., Низковолос В.Б., Облятин А.В. Криохирургическая методика в функциональной стереотаксической нейрохирургии // Вестник хирургии им. Грекова. 2010. № 5. С. 94-99.
8. Шабалов В.А., Томский А.А. Хирургическое лечение болезни Паркинсона // Нейрохирургия. 2003. № 3. С. 5-15.
9. Kondziolka D., Lunsford L.D. CT in image guided surgery / Textbook of Stereotactic and Functional Neurosurgery. – Berlin, Heidelberg: Springer – Verlag, 2009. PP. 619-630.
10. Shamir R.R., Joskowicz L., Shoshan Y. Fiducial optimization for minimal target registration error in image-guided neurosurgery // IEEE Trans. Med. Imaging. 2012. № 3. PP. 725-737.
11. Raabe A., Krishnan R., Seifert V. Actual aspects of image-guided surgery // Surg. Technol. Int. 2003. № 11. PP. 314-319.
12. 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. Vol. 106 (6). PP. 1012-1016.
13. Pfisterer W.K., Papadopoulos S., Drumm D.A. et al. Fiducial versus nonfiducial neuronavigation registration assessment and considerations of accuracy // Neurosurgery. 2008. Vol. 62 (3 Suppl. 1). PP. 201-207.
14. 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. Vol. 7 (1). PP. 116-119.
15. Pillai P., Sammet S., Ammirati M. Application accuracy of computed tomography-based, image-guided navigation of temporal bone // Neurosurgery. 2008. Vol. 63 (4 Suppl. 2). PP. 326-332.

Андрей Иванович Холявин,  
д-р мед. наук, ст. научный сотрудник,  
Владимир Беньевич Низковолос,  
д-р техн. наук, ведущий научный сотрудник,  
Институт мозга человека  
им. Н.П. Бехтеревой РАН,  
г. С.-Петербург,  
e-mail: Kholyavin@mail.ru