

Локализаторы для безрамных нейронавигационных систем

Аннотация

Даны теоретические обоснования и описаны конструктивные особенности оригинальных моделей навигационных локализаторов. Разработанные локализаторы обладают точностными характеристиками, отвечающими требованиям стереотаксического наведения на глубинные структуры головного мозга при функциональных нейрохирургических вмешательствах.

Введение

Нейронавигационные системы, или системы безрамного стереотаксиса, давно интегрированы в хирургическую практику нейрохирургических отделений. Возможность в реальном времени получать информацию о положении хирургического инструмента по отношению к требуемым структурам головного мозга дает неоспоримые преимущества при проведении оперативных вмешательств. Системы безрамной нейронавигации активно используются при проведении открытых оперативных вмешательств на головном мозге и биопсий патологических образований [1]. Они позволяют проводить многоцелевые вмешательства, в реальном времени корректировать требуемую траекторию атаки (введения инструмента), фактически работать в совмещенном физическом пространстве операционного поля и виртуальном пространстве данных нейровизуализации. Однако сложность технической составляющей нейронавигационных систем, а также непосредственно нейровизуализации в целом требует тщательного определения и оценки различных типов ошибок и погрешностей: нейрохирург должен знать точностные характеристики своего инструмента.

При использовании кожных меток для интраоперационной регистрации головы пациента погрешность навигации составляет 1,8...5 мм [2]. Такой точности обычно достаточно для успешного применения в нейроонкологии, проведения шунтирующих операций, биопсии объемных образований. В то же время для проведения функциональных стереотаксических вмешательств на базальных ганглиях и других глубинных структурах головного мозга требуется большая точность, доступная в настоящее время лишь системам рамного стереотаксиса, погрешность которых не превышает 1,2 мм [3]. Однако рамные стереотаксические системы не совсем удобны в практическом использовании. Они достаточно громоздки, так как требуют высокой жесткости компонентов для сохранения точности наведения и возможности повторных стерилизаций. При применении рамных систем хирурги не могут в реальном времени получать информацию о положении хирургического инструмента по отношению к целевым структурам. Единственной возможностью проверить точность наведения является интраоперационная калибровка на фантоме. Программные комплексы этих систем позволяют проводить многоцелевое наведение, однако такие стереотаксические вмешательства занимают продолжительное время. Так, по данным Aboesch с соавт. [4], двусторонняя установка глубинных электродов (DBS) в субталамические ядра может занимать от 5 до 7 ч.

Добиться точности нейронавигации, сравнимой с системами рамного стереотаксиса, позволяет использование для регистрации меток, фиксированных на костях черепа. Так, по данным Vjartmarz с соавт. [5], при использовании нейронавигации во время операции по установке глубинных электродов в вентролатеральные ядра таламуса (вентральное промежуточное ядро – VIM) удалось получить точность навигации ($2,5 \pm 1,4$) мм, что было сравнимо с использованием рамной системы [погрешность ($1,2 \pm 0,6$) мм]. В то же время применение меток, фиксированных к костям черепа, лишает безрам-

ную нейронавигацию ее потенциального преимущества – неинвазивности при процедуре стереотаксического планирования.

Стереотаксические локализаторы (локалайзеры, адаптеры) – устройства, которые обычно используются при работе с системами рамного стереотаксиса. Они крепятся к стереотаксической раме, которая, в свою очередь, жестко фиксируется винтами к голове пациента перед проведением томографии.

В Институте мозга человека РАН при стереотаксических вмешательствах применяется оригинальная технология, совмещающая механическую точность рамной стереотаксической системы и преимущества нейронавигации. В основе технологии лежит использование специального устройства – навигационного локализатора, который является связующим звеном между данными расчетной томографии и операционным пространством. Локализатор воспроизводимо фиксируется к голове пациента при помощи прикусывания индивидуального оттиска зубов во время предоперационной томографии головного мозга и в ходе операции [6]. Съёмная атравматичная фиксация локализатора позволяет выполнять предоперационную томографию в неинвазивных условиях и в безрамном режиме. Интраоперационная регистрация головы пациента проводится по меткам локализатора.

Цель исследования – определение оптимальных параметров навигационных локализаторов.

Материалы и методы

В работе использованы пять оригинальных локализаторов различной конструкции, стереотаксическая система «ПОАНИК» с манипулятором «ОРЕОЛ» [7], система безрамной нейронавигации «Medtronic StealthStation S7». Стереотаксическая разметка выполнялась на компьютерном томографе (КТ) «Philips GeminiTF», использовались срезы с шагом 0,625 мм и размером пиксела на томограмме, равным 0,5 x 0,5 мм.

Проведены фантомные испытания для всех локализаторов. Фантом представлял собой модель головы пациента с целевыми точками, к которой крепили локализатор. После сканирования фантома на томографе и загрузки в навигационную систему полученных томограмм в операционной жестко укрепляли фантом к подголовнику хирургического стола и относительно него неподвижно фиксировали стереотаксическую раму с референтной рамкой навигационной системы. Интраоперационная регистрация осуществлялась последовательным касанием контрольных меток, фиксированных к локализатору, зондом навигационной системы (метод PointMerge). Используя данные КТ, на навигационной станции проводили стереотаксическое наведение на требуемую мишень при помощи манипулятора «ОРЕОЛ» под контролем нейронавигации. Точность попадания оценивали набором разнокалиберных цилиндров. Более подробно методика фантомных испытаний освещена в работе Холявина с соавт. [8].

Первый опытный образец навигационного локализатора представлял собой модификацию локализатора для стереотаксической системы «ПОАНИК» в виде алюминиевой дуги, к которой прикреплены три стержня с восемью метками и лоток для заполнения его застывающей стоматологической мас-

сой. На основе лотка для каждого пациента изготавливался индивидуальный зубной оттиск для воспроизводимой фиксации локализатора. В дальнейшем, учитывая сложность подбора параметров локализаторов, мы разработали ряд опытных образцов (рис. 1, 2), в том числе изготовленных из ABS-пластика методом 3D-печати.

Вначале в качестве меток для интраоперационной регистрации мы применяли стандартные клеящиеся тороидальные метки «Medtronic» (рис. 1а, б), далее – метки округлой формы диаметром 10 мм с углублением в центре диаметром 3,5 мм, спроектированные на пластиковой модели локализатора и изготавливающиеся вместе с ним на 3D-принтере (рис. 1в, г).

Пластиковые модели локализаторов сначала показывали неоптимальные результаты регистрации: хирург регистрационным зондом при воздействии на метку деформировал пластиковую стойку модели. Потребовалось доработать модель, добавив ребра жесткости.

Впоследствии мы вернулись к конструкции навигационного локализатора, реализованной в виде алюминиевой дуги с несколькими стержнями (рис. 2а). Метками для регистрации служили конические углубления диаметром 2 мм и глубиной 1 мм, высверленные на передней поверхности стержней (рис. 2б). Такая форма позволяет многократно и точно локализовать центр метки. Разрешающая способность компьютерного томографа и современные алгоритмы борьбы с артефактами от металла позволили с успехом находить эти метки при подготовке к регистрации (рис. 2в, г).

Результаты и их обсуждение

Наибольшую точность при наведении показали пластиковый локализатор с ребрами жесткости (рис. 1в) и стальной локализатор с коническими метками (рис. 2а), средняя погрешность наведения на целевую мишень которых равна 0,62 и 0,56 мм соответственно. Деформация стального локализатора при регистрации составляла 0,23 мм ($\sigma = 0,03$ мм), локализа-

тора с ребрами жесткости – 1,58 мм ($\sigma = 0,2$ мм). Деформация пластикового локализатора без ребер жесткости (рис. 1г) составляла в среднем 3,02 мм ($\sigma = 0,15$ мм), что снижало точность наведения на целевую мишень при фантомном моделировании до 1,2 мм.

Суть безрамной нейронавигации – связь физического пространства операционного поля с ранее полученными нейровизуализационными данными. Точность нейронавигации – это способность системы обеспечивать правильное определение точки в физическом пространстве. Можно выделить четыре основных фактора, влияющих на точность.

1. *Нейровизуализация.* Известно, что магнитно-резонансная томография имеет большие геометрические искажения, чем компьютерная томография. Это связано со специфическими свойствами МРТ-сканера (неоднородность магнитного поля, химические свойства тканей и др.). Компьютерная томография лишена выраженных геометрических искажений. Наибольшее влияние на точность оказывают толщина среза и размер воксела.

2. *Процесс регистрации.* В процессе регистрации участвуют система стереоскопических камер системы нейронавигации, референтная рамка и зонд со светоотражающими элементами, а также контрольные метки (метки регистрации – fiducials), при помощи которых физическое пространство связывается с нейровизуализационными данными.

В момент, когда хирург помещает кончик зонда в центр контрольной метки, позиция каждого светоотражающего элемента идентифицируется и система вычисляет вектор, задающий положение центра метки в физическом пространстве операционного поля относительно данных нейровизуализации. Эта процедура повторяется для всего набора меток, после чего вычисляются итоговая матрица поворота и сдвиг, численно совмещающие операционное пространство и пространство данных нейровизуализации через облако контрольных меток.

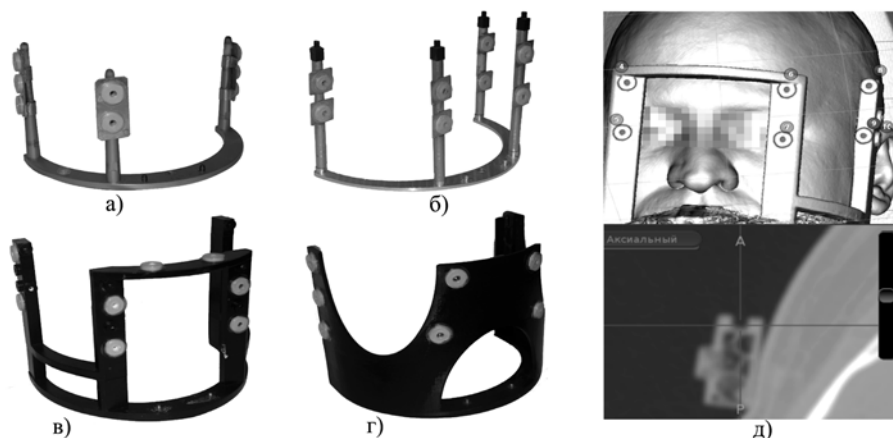


Рис. 1. Нейронавигационные локализаторы: а), б) стальные локализаторы; в), г) локализаторы из ABS-пластика; д) процесс регистрации меток локализатора на планирующей станции нейронавигации

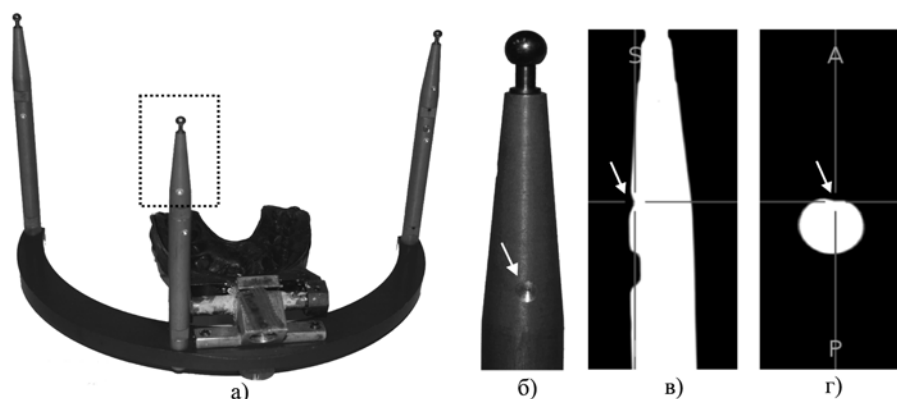


Рис. 2. Стальной локализатор с коническими метками: а) внешний вид локализатора; б) коническая метка (белая стрелка); в), г) визуализация метки по данным компьютерной томографии

Определяя положение (координаты) контрольной метки в каждом из двух пространств – физическом операционном пространстве и пространстве нейровизуализации (внутреннем пространстве томографа), мы неизбежно совершаем ошибку. Ошибка локализации меток имеет общепризнанную аббревиатуру – FLE (fiducial localization error) [9]. После компьютерного совмещения обсуждаемых пространств в результате итоговых поворота и сдвига неизбежно некоторое несоответствие расстояний между положениями соответствующих контрольных меток. Это расхождение также имеет общепризнанную аббревиатуру – FRE (fiducial registration error). И, наконец, используя итоговую матрицу поворота и сдвиг, навигационная система найдет положение целевых точек в операционном пространстве и при этом неизбежно совершит ошибку регистрации для каждой из них. Эта ошибка имеет общепризнанную аббревиатуру – TRE (target registration error). Известны два фундаментальных положения относительно перечисленных ошибок для случая однородных и изотропных FLE для контрольных меток.

Во-первых, ошибки FRE и TRE некоррелированы между собой [10]. Из этого положения следует, что суммарная ошибка регистрации контрольных меток (FRE) не может служить оценкой качества навигационной регистрации.

Во-вторых, справедливо приближенное равенство [11]

$$rms\ TRE(r) = \left(\frac{1}{N} + \frac{1}{3N} \sum_{k=1}^3 \frac{d_k^2}{f_k^2} \right)^{1/2} \times rms\ FLE,$$

где *rms* (root mean square) – среднее квадратическое; *r* – произвольная точка операционного пространства; d_k – расстояние точки *r* от *k*-й главной оси облака контрольных меток; f_k – среднеквадратичное расстояние облака контрольных меток до своей *k*-й главной оси; *N* – число меток. Из приведенного равенства следуют несколько важных выводов, касающихся ошибки регистрации. Ошибка обратно пропорциональна числу контрольных меток. Ошибка анизотропна и зависит от взаимного расположения целевой точки и облака контрольных точек. Ошибка регистрации минимальна для целевых точек, расположенных поблизости от центра тяжести облака. Ошибка регистрации пропорциональна неизвестной ошибке локализации контрольных меток. То есть для снижения погрешности регистрации необходимо в первую очередь попытаться уменьшить ошибку локализации контрольных меток в обоих пространствах: операционном и томографическом.

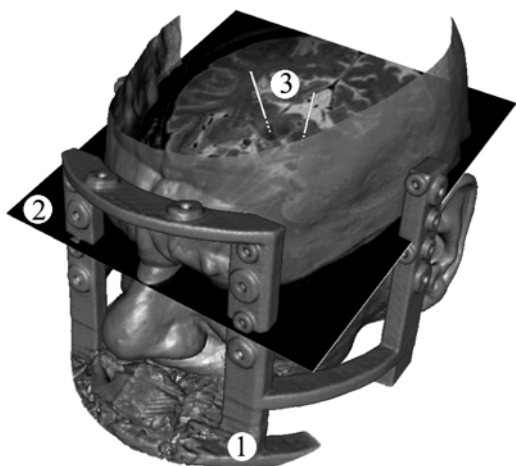


Рис. 3. Положение меток регистрации на локализаторе (1) относительно основания черепа и плоскости предполагаемых глубоких целевых структур (2). Восстановлено положение имплантированных электродов (3) для глубокой стимуляции области субталамических ядер с двух сторон

Разрабатывая новые конструкции локализаторов, мы действовали в соответствии с приведенными теоретическими представлениями. Во все модели навигационных локализаторов входило не менее шести контрольных меток. Центр облака

контрольных меток располагался внутри головы, недалеко от основных, наиболее часто используемых стереотаксических мишеней (рис. 3) Усиливая жесткость конструкции, мы избегали деформации локализатора как при томографическом исследовании, так и при касании центров меток зондом системы нейронавигации. Уменьшая размер контрольных меток и меняя их форму, мы также, очевидно, снижали ошибку локализации (FLE).

3. *Точность аппаратной части системы нейронавигации.* Системы нейронавигации являются коммерческими продуктами, их программные и технические решения являются коммерческой тайной. Производители тщательно проверяют каждый свой аппарат на заявленные характеристики и утверждают о субмиллиметровой точности в лабораторных испытаниях. Любая из оптических систем нейронавигации имеет стереоскопические камеры. Как известно, камеры имеют искажения (дисторсию), из-за чего калибровка камер производится для каждой точки видимого пространства еще на этапе производства. Поэтому производители рекомендуют определенную дистанцию до светоотражающих маркеров, что дает максимальную точность в данных условиях.

4. *Хирургический процесс.* Существуют интраоперационные источники ошибок при проведении стереотаксических операций. Эти ошибки могут возникать из-за манипуляции хирурга, помощников, а также медицинских сестер и значительно влиять на общую или клиническую точность систем. Помимо этого, следует обратить внимание на продолжительность операции в связи с явлением «BrainShift». Так, по данным Vjartmaz с соавт. [5], после вскрытия твердой мозговой оболочки сдвиг мозга произойдет в течение 45 мин. Погрешность увеличивается со временем после регистрации с 1,5 до 4,5 мм в течение 6 ч, это связано со сдвигом головы в скобе Мэйлфилда [2].

Следует отметить, что при работе навигационной системы с локализаторами обнаруживается пятый фактор появления ошибок, связанный с воспроизводимостью положения локализатора относительно костей черепа при повторном прикусывании пациентом зубного оттиска. Методика использования зубного оттиска как основы для фиксации локализатора давно применяется в ИМЧ РАН. Клинический опыт нескольких сотен стереотаксических операций, проведенных при помощи манипулятора «ОРЕОЛ», позволяет утверждать, что при правильно подготовленном зубном оттиске данный фактор пренебрежимо мал.

Заключение

При проектировании локализаторов для системы безрамной нейронавигации необходимо учитывать все факторы, влияющие на точность наведения на внутримозговые целевые точки. В частности, снижение ошибки регистрации для целевых точек в соответствии с известными теоретическими представлениями может быть получено за счет изменения сразу нескольких параметров. Решающими факторами являются число контрольных меток, взаимное расположение целевых точек и облака меток регистрации, а также величина ошибки локализации контрольных меток как в процессе регистрации, так и в ходе томографического исследования. Размер метки, сопоставимый с размерами регистрирующего зонда (1...2 мм), позволяет многократно и точно локализовать центр метки, а также находить эти метки на томограммах при подготовке к регистрации.

Предложенные оригинальные модели локализаторов, которые через оттиск фиксируются на зубах верхней челюсти, позволяют добиться точности безрамной нейронавигации, сравнимой с системами рамного стереотаксиса. Жесткая и воспроизводимая фиксация, количество, размер и положение меток регистрации относительно целевых структур позволяют применять такие локализаторы при стереотаксических операциях на глубоких структурах головного мозга. Используя нейронавигационные локализаторы и минимизируя ошибки, связанные с параметрами нейровизуализации, можно объединить преимущества рамной и безрамной стереотаксической

нейронавигации: высокую точность наведения на целевые точки, удобство предоперационного планирования и оптимальную логистику организации стереотаксической процедуры.

Список литературы:

1. *Shurkhay V.A. et al.* Navigation systems in neurosurgery // *Voprosy neirokhirurgii imeni N.N. Burdenko*. 2016. Vol. 80. № 6. PP. 98-104.
2. *Stieglitz L.H. 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. Vol. 72. № 5. PP. 796-807.
3. *Холявин А.И., Аничков А.Д.* Методы наведения в современной стереотаксической нейрохирургии. – М.: Российская академия наук, 2017. С. 168.
4. *Abosch A. et al.* An International Survey of Deep Brain Stimulation Procedural Steps // *Stereotactic and Functional Neurosurgery*. 2013. Vol. 91. № 1. PP. 1-11.
5. *Bjartmarz H., Rehncrona S.* Comparison of Accuracy and Precision between Frame-Based and Frameless Stereotactic Navigation for Deep Brain Stimulation Electrode Implantation // *Stereotactic and Functional Neurosurgery*. 2007. Vol. 85. № 5. PP. 235-242.
6. *Холявин А.И., Низковолос В.Б., Аничков А.Д., Полонский Ю.З.* Способ маркировки головы пациента при работе с интраоперационной безрамной нейронавигацией / Патент RU2607404 С2. Опубликовано 10.01.2017. БИ № 1.
7. *Аничков А.Д., Полонский Ю.З., Низковолос В.Б.* Стереотаксические системы. – СПб.: Наука, 2006. С. 142.
8. *Холявин А.И., Низковолос В.Б.* Прецизионная стереотаксическая безрамная нейронавигация // *Медицинская техника*. 2016. № 4. С. 26-28.
9. *Hajnal J.V., Hawkes D.J., Hill D.L.G.* Medical image registration. – Boca Raton: CRC Press, 2001. P. 382.
10. *Fitzpatrick J.M.* Fiducial registration error and target registration error are uncorrelated / In: *SPIE 7261, medical imaging 2009: visualization, image-guided procedures, and modelling*. 726102. March 13, 2009.
11. *Fitzpatrick J.M.* The role of registration in accurate surgical guidance // *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2010. Vol. 224. № 5. PP. 607-622.

*Виктор Александрович Песков,
аспирант,*

*Андрей Иванович Холявин,
д-р мед. наук, зав. лабораторией,
лаборатория стереотаксических методов,
Юрий Зусьевич Полонский,
д-р биолог. наук, ведущий научный сотрудник,
Институт мозга человека
им. Н.П. Бехтеревой РАН,
г. С.-Петербург,
e-mail: peskov.neuro@gmail.com*

*С.В. Белов, Ю.К. Данилейко, А.Б. Егоров, Ж.А. Каграманова, А.Ю. Моисеев,
Э.Г. Османов, И.А. Подкурков, А.М. Шулуто*

Новые электрохирургические технологии при высоких ампутациях нижних конечностей

Аннотация

Приведены результаты использования высокотехнологичных биполярных инструментов с электрохирургическим аппаратом с системой нелинейной динамической обратной связи при иссечении крупных массивов тканей. Дана оценка эффективности использования биполярных ножниц с лезвиями из наноструктурированного диоксида циркония и термостабилизирующего биполярного пинцета на примере высоких ампутаций нижних конечностей. Достоверно показано, что применение инновационных электрохирургических технологий при трансфеморальной ампутации у пациентов с терминальной стадией заболеваний периферических артерий позволяет повысить характерные клинические показатели эффективности в среднем на 39 %. Результаты могут быть взяты за основу новой методики использования электрохирургической технологии при высоких ампутациях нижних конечностей.

Введение

Большинство оперативных вмешательств на сегодняшний день неосуществимы без применения «высоких» энергий, обеспечивающих надежный интраоперационный гемостаз. Несмотря на широкий спектр технических средств высокочастотной электрохирургии, представленных на современном рынке медицинского оборудования, почти все электрохирургические технологии имеют функциональные и эксплуатационные недостатки. К таковым относятся: образование стойкого нагара на рабочих поверхностях режущих инструментов, их интенсивная электрохимическая аррозия, отсутствие опережающего гемостаза в режущем инструменте, недостаточная скорость и глубина электродиссекции, а также широкая зона бокового термического некроза [1]-[3]. Последние два нюанса особенно нежелательны при выполнении целого ряда оперативных пособий, где немаловажное значение имеет бережное отношение к тканям, скомпрометированным длительной глубокой ише-

мией. К таковым относится высокая ампутация нижней конечности при заболеваниях периферических артерий (ЗПА) [4]-[6].

Наиболее востребованными электрохирургическими инструментами для выполнения подобных объемных хирургических вмешательств являются биполярные ножницы и, как вспомогательное инструментальное средство, биполярный пинцет. С точки зрения эффективности использования, биполярные ножницы в данном случае являются самым адекватным электрохирургическим инструментом. Преимущества биполярных ножниц заключаются в их многофункциональности. При помощи одних только ножниц могут выполняться такие манипуляции, как рассечение с одновременной коагуляцией, механический разрез, сепарация, локальная коагуляция, что позволяет заметно сократить время хирургического вмешательства. В случае тяжелых травматических операций, таких как трансфеморальная ампутация, дополнительное использование биполярного пинцета для коагуляции сосудов диаметром до 2,0...2,5 мм также способствует сокращению общего времени