

2. *Freeman R.K.* Fetal Heart Rate Monitoring. 4th ed. – Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, 2012. P. 271.
3. National Institute for Health and Care Excellence / Antenatal care. Routine care for the healthy pregnant women. 2008.
4. *Kovacs F., Torok M.* An instrument using parallel filtering of acoustic signals to record fetal heart rate // *Biomedical Instrumentation & Technology*. 1995. Vol. 23. № 9. PP. 213-219.

Дмитрий Сергеевич Жданов,
канд. техн. наук, ст. научный сотрудник,
ООО «Диагностика +»,
мл. научный сотрудник,
лаборатория высокопроизводительных
реконфигурируемых систем,
ФГАОУ ВО «Национальный исследовательский
Томский государственный университет»,
Артём Шамильевич Буреев,
директор,
ООО «Диагностика +»,

Яна Валерьевна Костелей,
аспирант,
ФГБОУ ВО «Томский государственный
университет систем управления
и радиоэлектроники»,
программист,
ООО «Диагностика +»,
Людмила Анатольевна Хохлова,
инженер-электроник,
ООО «Диагностика +»,
Екатерина Юрьевна Дикман,
канд. техн. наук, инженер,
лаборатория высокопроизводительных
реконфигурируемых систем,
ФГАОУ ВО «Национальный исследовательский
Томский государственный университет»,
зам. директора по проектной работе,
ООО «Диагностика +»,
г. Томск,
e-mail: D_S_Zhdanov@mail.ru

А.И. Холявин, В.Б. Низковолос, А.А. Богдан

Оценка качества наведения стереотаксического инструмента на целевую точку мозга при использовании безрамной навигационной системы

Аннотация

Описывается методика, с помощью которой посредством моделирования на фантоме головы человека оценивалась суммарная ошибка наведения стереотаксического инструмента на глубинные мишени головного мозга пациентов. В качестве средства наведения инструмента на внутримозговые целевые точки использовали безрамную навигационную систему «Medtronic StealthStation S7» в совокупности с томографами: МРТ-сканером «Philips Achieva 3 T» и ПЭТ/КТ-сканером «Philips Gemini TF».

Введение

Появление и широкое распространение рентгеновских и магнитно-резонансных томографов, позволяющих получать качественное изображение мозга, стимулировало развитие коммерческих систем, применяемых во время нейрохирургических операций для нацеливания инструментов на внутримозговые объекты [1]. Такие устройства используются для проведения стереотаксических операций на головном мозге у пациентов с паркинсонизмом, эпилепсией, глубинными внутримозговыми опухолями и другими заболеваниями центральной нервной системы. Основная их задача – обеспечить попадание активного конца инструмента, введенного через фрезевое отверстие в черепе, в намеченную на томограмме точку головного мозга. При этом клинический результат операции во многом определяется минимизацией ошибки интраоперационного наведения инструмента на внутримозговую целевую точку. Наиболее чувствительными к величине ошибки являются так называемые функциональные стереотаксические операции (например, имплантация электродов для хронической высокочастотной электростимуляции подкорковых структур у пациентов с болезнью Паркинсона), при которых считается допустимой погрешность, не превышающая 1...1,5 мм [2]. В связи с этим измерения результирующих погрешностей, возникающих при работе оборудования, имеют существенное значение для решения вопроса о его использовании при различных типах операций на головном мозге, особенно на его глубинных отделах.

В настоящее время для стереотаксических операций на структурах мозга может быть использовано оборудование, относящееся к двум принципиально отличающимся группам

устройств: рамным и безрамным стереотаксическим системам [3]. Рамные устройства (например, конструкции «Leksell», CRW, «Zamogano-Dujovny») обладают высокой точностью (ошибка наведения 1...2 мм) [4], тогда как более удобные в использовании безрамные устройства (системы «Medtronic», «BrainLab», «Striker» и т. д.) характеризуются большей погрешностью, что снижает их возможности. В безрамных навигационных системах функция крепящейся к голове рамы заменена регистрацией головы пациента на операционном столе, что связывает в одну координатную систему изображение внутримозгового пространства, полученное с помощью томографа, с реперными точками референтной рамки. При этом наиболее широко используются два метода регистрации: по приклеенным на голову пациента реперным меткам – «PointMerge» и по контуру головы пациента – «Tracer». Более точным является метод «PointMerge»: при анализе ошибки наведения инструмента на целевую точку, проведенном при стереотаксическом лечении 50 пациентов [5], показано, что применение метода регистрации «PointMerge» дает ошибку наведения ($2,49 \pm 1,07$) мм, в то время как при использовании метода «Tracer» ошибка увеличивается до ($5,03 \pm 2,3$) мм. Основной причиной погрешности наведения является использование в качестве промежуточного элемента, на котором располагают реперные метки и который является поверхностью контура, кожных покровов головы пациента. В то же время известны исследования, показывающие, что если жестко связать внешнюю маркировку с черепом (например в условиях инвазивной фиксации маркеров), то погрешность снижается в среднем до 1,35 мм [6]. Ранее нами было показано, что использование зубного оттиска пациента для съемной воспроизводимой фиксации маркеров навигационной системы, с одной

стороны, обеспечивает необходимые жесткость и неподвижность маркировки, а с другой – позволяет избежать инвазивной имплантации маркеров к костям черепа пациента перед проведением предоперационной томографии головного мозга [7].

Цель рассматриваемой работы заключается в определении суммарной статистической ошибки наведения стереотаксического инструмента на глубинную внутримозговую мишень при использовании безрамной навигационной системы в совокупности с МСКТ- и МРТ-сканерами. Измерения проводились в условиях обеспечения жесткой связи реперных элементов с черепом по методике совместного использования стереотаксического манипулятора «Ореол» и систем безрамной нейронавигации [7], [8].

Материалы и методы

Для определения суммарной ошибки наведения применялся метод фантомного моделирования с максимальным приближением к условиям проведения стереотаксической операции на мозге, начиная со сканирования на томографе и заканчивая наведением инструмента на целевую точку. Для этой цели из термопластика «Поливик» был изготовлен фантом, по своим размерам и конфигурации напоминающий голову человека средней величины (рис. 1).

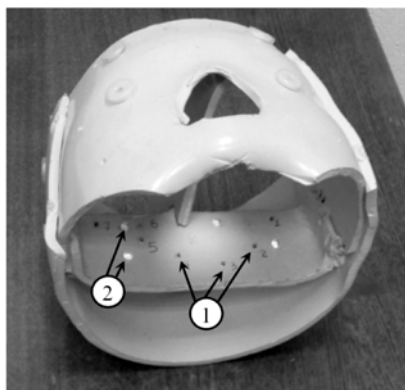


Рис. 1. Фантом головы человека из термопластика:
1 – рентгенконтрастные точки-мишени для КТ-наведения;
2 – точки, контрастные для МРТ-наведения

Фантом представлял собой жесткую конструкцию с неизменными геометрическими параметрами. На его внешнюю поверхность были приклеены 8 стандартных тороидальных маркеров (меток), используемых в безрамных системах нейронавигации. Внутри фантома были вмонтированы горизонтальная и сагиттальная пластины, имитирующие анатомические образования мозга. На них разместили контрастные для МСКТ метки, играющие роль внутримозговых целевых точек и представляющие собой кусочки титановой проволоки $\varnothing = 2$ мм и длиной 2 мм – всего 7 меток. Для МРТ использовали 6 капсул с фармпрепаратом на масляной основе с внутренним диаметром, равным 4 мм. Сканирование фантома на МСКТ и МРТ проводили по 2 раза; таким образом, была обеспечена возможность оценить ошибку наведения стереотаксического инструмента на целевую точку по 14 измерениям при МСКТ-сканировании и по 12 наведениям при МРТ-сканировании. В результате было задействовано достаточное количество измерений ошибки наведения для статистической обработки.

Для нацеливания нами была использована безрамная навигационная система «Medtronic StealthStation S7». При сканировании фантома применяли МРТ-сканер «Philips Achieva 3 T» и ПЭТ/КТ сканер «Philips Gemini TF», использовали аксиальные МРТ-срезы в режиме T1-ВИ толщиной 1 мм (без межсрезового промежутка) с матрицей 256×256 пикселей или КТ-срезы толщиной 0,8 мм с матрицей 512×512 пикселей. Томограммы в электронном формате загружали в память навигационной системы, после чего проводили имитацию операции с наведением стереотаксического инструмента на глубинные целевые точки.

В операционной фантом закрепляли винтами на жестком подголовнике операционного стола. К этому же подголовнику крепили раму манипулятора «Ореол» [3], на которую двумя винтами фиксировали адаптер с закрепленной на нем референтной рамкой навигационной системы. На раму закрепляли пятикоординатное наводящее устройство манипулятора «Ореол», позволяющее перемещать стереотаксический инструмент (канюлю) по трем линейным направлениям и осуществлять два изоцентрических вращательных движения (рис. 2).

В начале измерений осуществляли регистрацию фантома навигационной системой по способу «PointMerge», поочередно касаясь маркированным зондом меток, приклеенных на поверхность фантома, что позволяло оптическим датчикам навигационной системы осуществить пространственную «при-

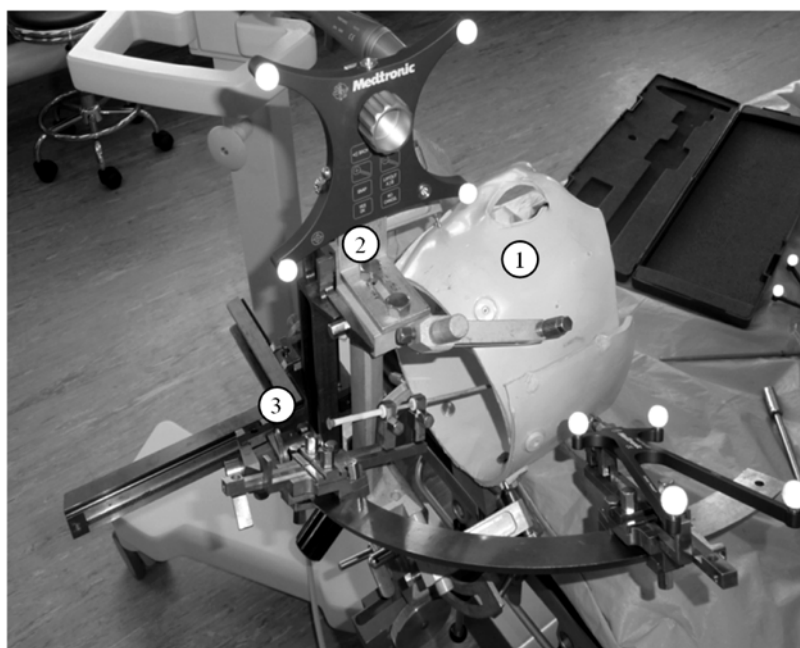


Рис. 2. Объединенные в одну жесткую конструкцию фантом (1), стереотаксическая рама с референтной рамкой (2) и пятикоординатное наводящее устройство (3). Виртуальное наведение инструмента на глубинную мишень осуществляется с помощью зонда «Navigus Probe»

вязку» фантома к референтной рамке, прикрепленной к раме манипулятора «Ореол».

Перед наведением стереотаксического инструмента в направителе закрепляли короткий зонд «Navigus Probe», снабженный шариками-метками, и, используя 5 степеней свободы перемещающего устройства манипулятора, осуществляли виртуальное наведение стереотаксического инструмента на целевую точку. При этом навигационная система обеспечивала возможность визуализации положения инструмента относительно фантома и меток на экране (рис. 3).

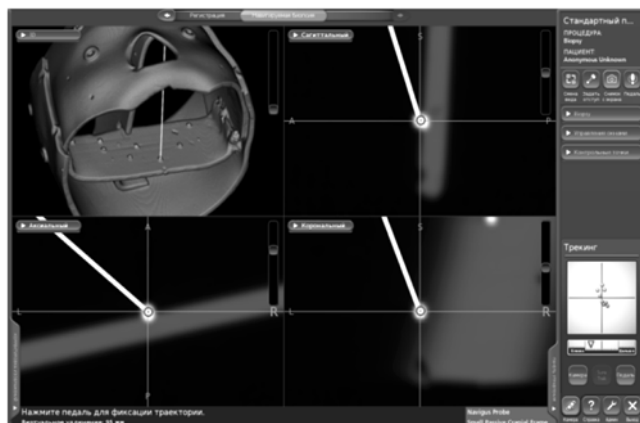


Рис. 3. Экран навигационной системы с изображением метки-имитатора целевой точки в трех взаимно перпендикулярных плоскостях сечения и виртуально удлиненного зонда, кончик которого совмещен с меткой

Для нацеливания на целевые точки фантома использовали функцию «виртуального удлинения» зонда «Navigus Probe», так же как в реальных условиях проведения стереотаксической операции [8]. Величина виртуального удлинения зонда составила 95 мм, при этом кончик виртуально удлиненного зонда находился в изоцентре дуги стереотаксического манипулятора. Таким образом, по изображению на экране навигационной системы фактически осуществляли наведение изоцентра манипулятора на целевую точку. Затем зонд «Navigus Probe» извлекали из направителя и заменяли его стереотаксической канюлей, длина которой была больше зонда «Navigus Probe» на величину виртуального удлинения (95 мм). Таким образом, конец стереотаксической канюли оказывался в изоцентре манипулятора, положение которого благодаря навигационной системе совмещалось с целевой точкой. В процессе наведения, при необходимости, можно было изменять траекторию введения нацеленного инструмента путем перемещения направителя по дуге или вращения самой дуги, осуществляя доступ к целевой точке через открытое пространство фантома. При этом положение конца канюли не менялось, оставаясь в изоцентре дуги.

Таким образом, при введении канюли по направителю во внутреннее пространство фантома до упора ограничителя ее активный конец совмещали в пространстве с целевой точкой с точностью до ошибки наведения. При этом конструкция фантома позволяла увидеть и с помощью вспомогательных инструментов количественно оценить полученное отклонение кончика канюли от центра целевой точки. Если имелась возможность, то величину отклонения измеряли штангенциркулем, а если такой возможности не было, то зазор между меткой и канюлей (α_2) измеряли набором калиброванных трубок в диапазоне 0,8...4 мм (рис. 4).

Отклонение оценивалось следующим образом. Если наведенная канюля упиралась кончиком в целевую метку, не доходя до ограничителя, то ошибка наведения $\Delta = |R1 - \alpha_1|$, где $R1$ – радиус метки, а α_1 – расстояние от упора направляющего устройства до ограничителя длины канюли. Если отклонение канюли, введенной до упора в ограничитель, было в сторону от метки, то величина ошибки оценивалась как $\Delta = R1 + R2 + \alpha_2$, где $R1$ – радиус метки; $R2$ – радиус канюли; α_2 – зазор между канюлей и меткой. Если отклонение было выше центра метки, то ошибка оценивалась так же, как в случае 2; если отклонение было ниже целевой точки, а соответствующая метка располагалась на пластине фантома, в которую упиралась канюля, и измерить отклонение было невозможно, то это наведение не учитывалось в оценке общей статистической ошибки.

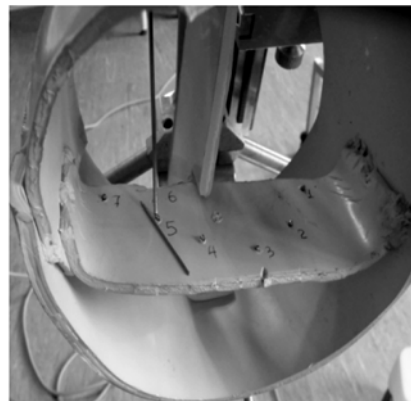


Рис. 4. Совмещение стереотаксического инструмента с мишенью. Величина отклонения кончика инструмента от мишени определяется с помощью калиброванной по диаметру трубки

Результаты

Из восьми реперных маркеров, наклеенных на поверхность фантома и служащих для его регистрации навигационной системой, четыре располагались на уровне горизонтальной пластины фантома. На этой пластине были укреплены 7 меток, имитирующих мишени КТ, и 4 метки, имитирующие мишени МРТ. Еще 2 мишени МРТ располагались на сагиттальной пластине фантома. Еще 4 репера располагались выше горизонтальной пластины фантома приблизительно на 10 см. Были проведены измерения ошибки наведения на КТ-мишени с использованием МСКТ-изображения фантома в следующих режимах:

- 1) при регистрации фантома по всем 8 реперным маркерам;
 - 2) при регистрации фантома по 4 маркерам, расположенным на уровне внутренней горизонтальной плоскости;
 - 3) при регистрации фантома по 4 маркерам, расположенным на 10 см выше горизонтальной плоскости;
 - 4) при регистрации фантома по контуру его поверхности, не используя реперные маркеры (метод «Tracer»).
- Измерения ошибки наведения с использованием МРТ-изображения фантома были проведены в следующих режимах:
- 5) при регистрации совмещенного КТ/МРТ-изображения фантома по восьми реперным маркерам, отображенным на КТ, оценивалась ошибка при наведении инструмента на МРТ-мишени;
 - 6) при регистрации МРТ-изображения фантома по восьми реперным маркерам (без использования КТ) оценивалась ошибка при наведении инструмента на МРТ-мишени. Результаты измерений проиллюстрированы в табл. 1.

Таблица 1

Результаты измерений погрешностей

Режим	1	2	3	4	5	6
Число измерений	16	6	7	4	19	12
Величина ошибки, мм	$0,87 \pm 0,33$	$0,48 \pm 0,35$	$0,84 \pm 0,5$	$1,4 \pm 0,54$	$0,92 \pm 0,31$	$0,91 \pm 0,56$

Закключение

Жесткая связь реперных элементов с объектом исследования (фантомом), в котором расположены мишени, и применение для наведения на мишени инструмента высокоточного наводящего устройства обеспечивают ошибку наведения около 1 мм независимо от того, какой томограф используется для планирования наведения – КТ или МРТ (режимы 1...6). Сравнение режимов 2 и 3 показало, что удаление реперных меток от плоскости, в которой находятся мишени, приводит к увеличению средней ошибки наведения, однако тест Манна-Уитни не показал достоверных различий между группами измерений по меткам на уровне мишеней и по меткам, расположенным произвольно (режимы 1...2, $p = 0,283978$). Регистрация фантома по его внешнему контуру – способ «Tracer» (режим 4) – приводит к увеличению ошибки наведения по сравнению со способом регистрации по реперным меткам («PointMerge»). Использование для регистрации и наведения совмещенных КТ/МРТ-изображений не приводит к значимому увеличению ошибки наведения (режимы 1...5). Использование для регистрации четырех реперных меток по сравнению с регистрацией по 8 меткам не приводит к достоверному увеличению ошибки наведения (режимы 1...3).

Таким образом, при использовании предложенной методики [7], [8] достигнута минимизация ошибки стереотаксического наведения на целевые точки головного мозга, что позволяет расширить возможности безрамных навигационных систем и использовать их, в том числе для проведения прецизионных функциональных стереотаксических вмешательств на внутримозговых подкорковых структурах. Суммарная ошибка имеет случайный характер, зависящий от погрешностей всех технических элементов, участвующих в процессах компьютерной подготовки и стереотаксического наведения инструмента на целевую точку. Исключить эту ошибку невозможно при использовании одних и тех же технических устройств, однако ее необходимо учитывать при решении конкретно поставленных задач стереотаксической нейрохирургии.

Список литературы:

1. Холявин А.И., Низковолос В.Б., Аничков А.Д. Томография головного мозга и стереотаксическое наведение // Медицинская техника. 2014. № 1. С. 20-23.
2. Lozano A.M., Gildenberg P.L., Tasker R.R. (Eds.) Textbook of Stereotactic and Functional Neurosurgery. – Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag, 2009. 3287 p.
3. Аничков А.Д., Полонский Ю.З., Низковолос В.Б. Стереотаксические системы. – СПб.: Наука, 2006. 142 с.
4. Schulder M., Douglas P., Baltuch G.H., Jaggi J.L. Error analysis of MRI and Leksell stereotactic frame target localization in deep brain stimulation surgery // Stereotactic and Functional Neurosurgery. 2005. Vol. 83. № 1. PP. 1-5.
5. 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.
6. 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.
7. Холявин А.И., Низковолос В.Б., Аничков А.Д., Полонский Ю.З. Способ маркировки головы пациента при работе с безрамной нейронавигацией / Патент № 2607404 РФ, МПК А61В34/20; опубл. 10.01.2017.
8. Холявин А.И., Низковолос В.Б. Прецизионная стереотаксическая безрамная нейронавигация // Медицинская техника. 2016. № 4. С. 26-28.

Андрей Иванович Холявин,

д-р мед. наук,

зав. лабораторией стереотаксических методов,

Владимир Беньевич Низковолос,

д-р техн. наук, ведущий научный сотрудник,

Андрей Александрович Богдан,

ст. лаборант с высшим образованием,

Институт мозга человека им. Н.П. Бехтеревой РАН,

г. С.-Петербург,

e-mail: Kholiavin@mail.ru

Р.Г. Хафизов, Е.Г. Танаева

Метод выделения границы диска зрительного нерва на изображениях глазного дна

Аннотация

Предложен метод выделения границы диска зрительного нерва на цифровых изображениях глазного дна, основанный на накоплении отсчетов яркости по диагонали. Предложена модификация метода с использованием алгоритма вверного накопления отсчетов яркости. Для уменьшения влияния сосудов на результат накопления обработка изображения проводится в красном цветовом канале. Данный метод может быть использован для автоматизации процедуры описания глазного дна в офтальмологической практике.

Введение

Диск зрительного нерва (ДЗН) является центральным объектом на цифровых изображениях глазного дна. Это округлое или овальное образование в центральных отделах глазного дна, в норме имеющее относительно четкие границы и бледно-розовый цвет. Патология зрительного нерва достаточно обширна и включает в себя воспалительные, сосудистые, дистрофические заболевания, а также глаукому [1]. Несмотря на широкий спектр заболеваний, все визуально различимые патологические изменения диска зрительного нерва можно свести к двум основным составляющим: изменение

границ ДЗН и изменение его цветовых характеристик. Описание параметров диска зрительного нерва является одной из основных задач в офтальмологической практике, поэтому автоматизация процедуры описания ДЗН считается актуальной задачей.

Если говорить об автоматизации процедуры описания параметров ДЗН, то выделение границы диска как центрального объекта является необходимым этапом обработки изображения. Задача выделения границы диска зрительного нерва на изображениях глазного дна достаточно затруднительна из-за размытости границ и наличия кровеносных сосудов, частично прикрывающих его границы (рис. 1).