

УДК 615.47

## Опыт проведения стереотаксических расчетов с использованием интраоперационной компьютерной томографии

*Сипитый В.И., Пятикоп В.А., Кутовой И.А., Аврунин О.Г.*

**Харьковский государственный медицинский университет,  
Харьковский национальный университет радиоэлектроники**

Рассмотрена методика проведения стереотаксических расчетов при интраоперационном применении рентгеновского компьютерного томографа. Приведена методика использования стандартных стереотаксических ориентиров при проведении интраоперационной компьютерной томографии.

**Ключевые слова:** *стереотаксический метод, нейровизуализация, опорные стереотаксические ориентиры, компьютерная томография*

В основе функциональных стереотаксических оперативных вмешательств лежит концепция локального воздействия на определенную внутримозговую структуру. Эта концепция предусматривает использование специализированной стереотаксической аппаратуры, средств интраскопической визуализации и расчетных алгоритмов при осуществлении операционного планирования. При этом эффективность стереотаксического воздействия, в первую очередь, зависит от точности вычисления геометрических параметров зоны оперативного вмешательства (стереотаксической «мишени»).

До появления реконструктивных методов картирования головного мозга исходными данными при выполнении стереотаксических расчетов являлись составляющие системы желудочков мозга, полученные во время проведения ортогональной вентрикулографии (во фронтальной и сагиттальной проекциях) [1, 2, 5]. Геометрические построения и вычисления включали определение внутримозговой системы стереотаксических координат по ориентирам системы желудочков мозга, визуализацию зоны оперативного вмешательства по анатомическим срезам из специализированных стереотаксических атласов [10], установление параметров настройки стереотаксического аппарата, вычисление корректирующих коэффициентов для уменьшения искажения на рентгеновских изображениях.

Приведенная методика, несмотря на свою универсальность, достаточно инвазивна, поэтому с середины 80-х годов прошлого века были предприняты попытки использовать средства рентгеновской компьютерной (КТ) и магнитно-резонансной (МРТ) томографии для определения координат стереотаксической мишени [3–9]. Задача осложняется тем, что в настоящее время на томографических изображениях невозможно провести дифференцированную визуализацию подкорковых структур, а принципы сканирова-

ния и формирования изображения затрудняют выделение стандартных стереотаксических ориентиров, необходимых для проведения расчетов. Использование «новых» стереотаксических ориентиров, контрастно видимых на томографических срезах, часто обуславливает снижение точности расчета зоны оперативного вмешательства [7]. Поэтому на современном этапе актуальным является решение задачи адаптации высокоинформативных средств картирования внутримозговых структур и общепринятых в стереотаксическом методе стереотаксических расчетов, основанных на ориентирах системы желудочков мозга.

В работе приведено описание универсальной методики стереотаксических расчетов с использованием рентгеновской КТ в качестве средства интраоперационной визуализации на основе проведения функциональных оперативных вмешательств у 27 больных паркинсонизмом.

**Материалы и методы исследования.** КТ-стереотаксические расчеты проведены на базе нейрохирургического отделения Харьковской областной клинической больницы при интраоперационном использовании компьютерного томографа СТ МАХ 3000 General Electric и стереотаксического аппарата конструкции Э.И.Канделя [1, 2], позволяющего моделировать полярную систему координат (две угловые и одна поступательная степени свободы для перемещения хирургического инструмента). Крепление стереотаксического аппарата осуществляется путем фиксации несущей платформы в трепанационном отверстии диаметром 25 мм с помощью цангового зажима, без использования массивной металлической опорной рамы.

**Целью** стереотаксических расчетов является обеспечение высокоточного наведения хирургического инструмента в стереотаксическую мишень. Для этого решаются следующие **задачи:**

1. Согласование координатных систем головного мозга, томографических изображений и стереотаксического аппарата.

2. Определение опорных ориентиров на интраскопических изображениях.

3. Построение внутримозговой системы стереотаксических координат.

4. Вычисление геометрических характеристик зоны оперативного вмешательства.

5. Формирование параметров управления стереотаксическим аппаратом.

Для обеспечения однозначности при согласовании координатных систем на начальном этапе операции необходимо жестко фиксировать голову больного в апертуре гентри томографа с выполнением следующих условий.

1. Платформу стереотаксического аппарата устанавливают перпендикулярно сагиттальной или фронтальной плоскости системы координат томографических изображений.

2. Фиксируют рентгеноконтрастные метки на голове пациента для обеспечения возможности проведения сканирования параллельно орбитомеатальной плоскости.

3. Обзорные краниограммы получают во фронтальных и сагиттальных проекциях.

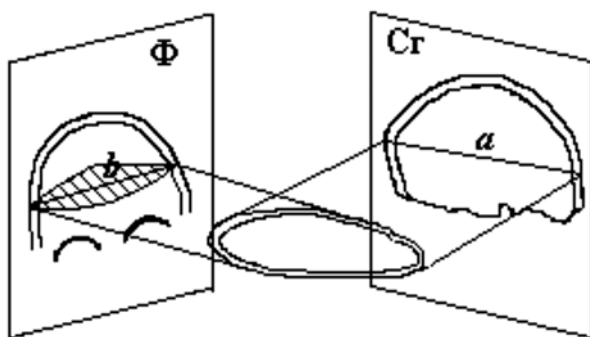
Томографические срезы при указанных условиях сканирования показаны на **рис. 1** (компенсацию дивергенции рентгеновских лучей проводят программным способом). Линейные размеры томографического среза в сагиттальной (Сг) и фронтальной (Ф) плоскостях обозначены соответственно  $a$  и  $b$ .

При паркинсонизме структуры, подлежащие деструкции или стимуляции, характеризуются изоденсивным состоянием и контрастно не визуализируются на томограммах. В такой ситуации применяют метод косвенной визуализации зоны оперативного вмешательства путем привязки к опорным точкам — ориентирам внутри головного мозга, построения внутримозговой системы координат и определения зоны попадания по усредненным данным. В качестве таких ориентиров, как правило, применяют переднюю

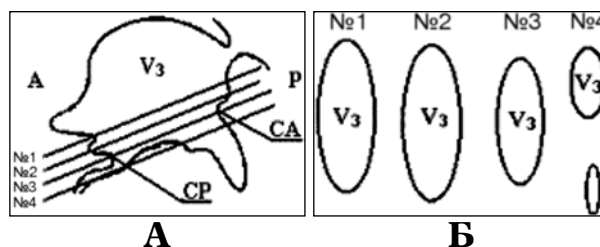
(СА) и заднюю (СР) белые спайки головного мозга, стандартно определяемые по контурам III желудочка в сагиттальной и фронтальной проекциях [1, 3, 7].

Базовая при сканировании орбитомеатальная (о-т) плоскость черепа, проходящая через задний край глазницы и центр наружного слухового отверстия, параллельна межспаечной линии СА–СР (угол расхождения не более  $5^\circ$ ) [3, 7]. Поэтому, исходя из топографоанатомической конфигурации III желудочка ( $V_3$ ) (см. **рис. 2, А**), методика определения спаек СА и СР по аксиальным срезам предусматривает последовательное сканирование его области с шагом 1 мм параллельно орбитомеатальной плоскости, измерение длины  $V_3$  и определение среза, содержащего второй (считая сверху) локальный минимум его длины (срез №3 на **рис. 2, Б**). В соответствии с условиями сканирования, горизонтальный томографический срез, содержащий указанный локальный минимум длины  $V_3$ , будет располагаться в нулевой горизонтальной стереотаксической плоскости.

Таким образом, задача определения контрастных ориентиров СА и СР сводится к расчету длины  $V_3$  (расстояние между передней и задней центральными точками его контура) на исследуемых томограммах и выделению среза, содержащего второй (сверху) локальный минимум его длины. За стереотаксические координаты расположения СА (ФСА, СгСА, ГСА) и СР (ФСР, СгСР, ГСР) принимают координаты центральных точек соответственно переднего и заднего контуров данного среза  $V_3$ . Учитывая важность корректного нахождения координат СА и СР, в целях устранения субъективности оценки при определении длины  $V_3$  применяют алгоритм автоматического обнаружения его контуров, основанный на проведении пороговой сегментации изображения области интереса (**рис. 3, А**), построении бинарной характеристической функции (**рис. 3, Б**) с последующим применением дифференциальных операторов (**рис. 3, В**).



**Рис. 1.** Схема получения расчетного томографического среза.



**Рис. 2.** Топографоанатомическая конфигурация  $V_3$ . А — в сагиттальной плоскости; Б — горизонтальные срезы, параллельные орбитомеатальной плоскости черепа.

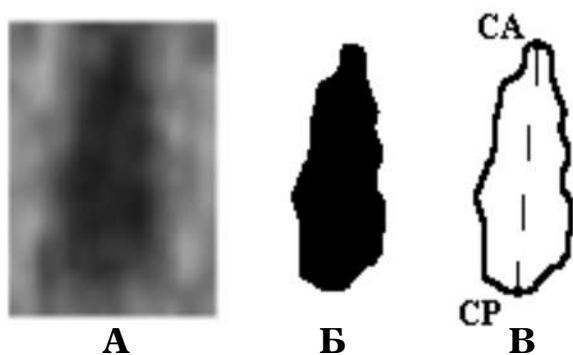


Рис. 3. Иллюстрация работы алгоритма автоматической сегментации изображения  $V_3$ .

А — область интереса; Б — бинарная характеристическая функция; В — контурное изображение  $V_3$ .

Центром внутримозговой системы стереотаксических координат является точка С ( $\Phi_c$ ,  $C_{\Gamma c}$ ,  $\Gamma_c$ ), находящаяся на середине линии, соединяющей эти спайки (линии СА–СР), координаты которой вычисляют по формулам:

$$\Phi_c = \frac{\Phi_{CA} + \Phi_{CP}}{2}; C_{\Gamma c} = \frac{C_{\Gamma CA} + C_{\Gamma CP}}{2}; \Gamma_c = \frac{\Gamma_{CA} + \Gamma_{CP}}{2}$$

Нулевая фронтальная стереотаксическая плоскость проходит через центральную точку, перпендикулярно линии СА–СР; нулевая сагиттальная стереотаксическая плоскость — через линию СА–СР перпендикулярно фронтальной и горизонтальной плоскостям. Стереотаксические координаты центра зоны оперативного вмешательства Р ( $\Phi$ ,  $C_{\Gamma}$ ,  $\Gamma$ ) определяют относительно точки С по данным анатомических срезов из атласов головного мозга. На томографическом срезе в нулевой горизонтальной плоскости (рис. 4) рассчитывают фронтальную ( $\Phi$ ) и сагиттальную ( $C_{\Gamma}$ ) стереотаксические координаты, а горизонтальную координату ( $\Gamma$ ) опреде-

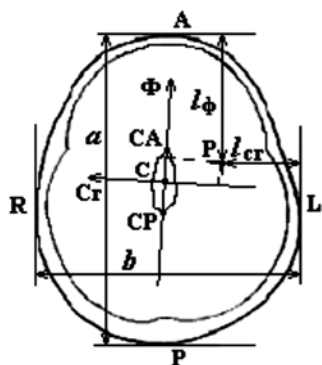


Рис. 4. Схематическое изображение томографического среза на уровне нулевой стереотаксической плоскости.

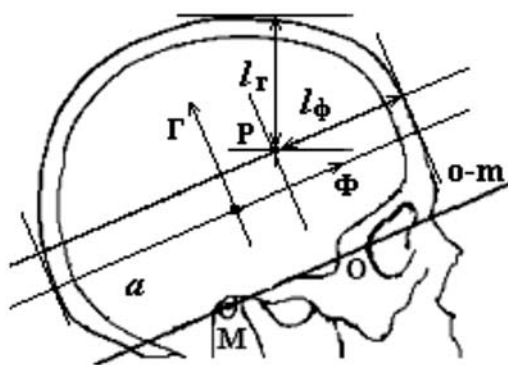


Рис. 5. Схематическое изображение обзорной рентгенограммы в сагиттальной проекции.

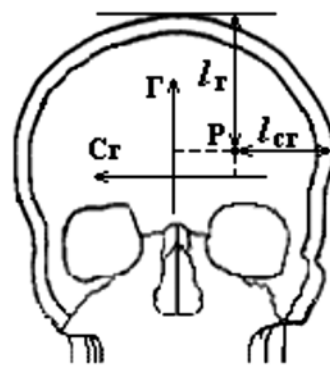
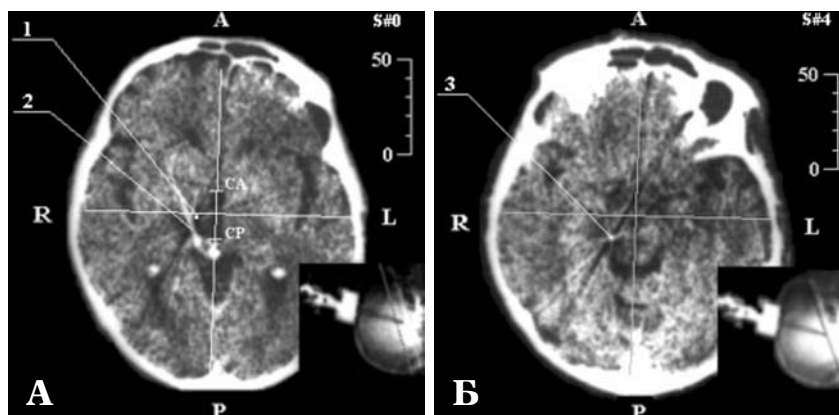


Рис. 6. Схематическое изображение обзорной рентгенограммы во фронтальной проекции.

ляют по обзорному снимку в сагиттальной проекции (рис. 5). Визуализацию сагиттального ( $C_{\Gamma}$ ) смещения точки Р проводят на обзорном снимке во фронтальной проекции (рис. 6). Далее проводят аффинные преобразования внутримозговых координат расположения точки-мишени в координаты томографических изображений с помощью параллельного переноса и поворота осей координат. Параметры  $l_{\phi}$ ,  $l_{cr}$ ,  $l_{\Gamma}$  определяют расстояния от точки Р до опорных костных ориентиров (внешних костных стенок, границы которых визуализируются наиболее четко), что облегчает привязку координат.

Вычисление параметров наведения хирургического инструмента с помощью стереотаксического аппарата Канделя подробно рассмотрено в литературе [1, 2]. Координаты зоны оперативного вмешательства дополнительно верифицируют с помощью средств функционального контроля.

**Результаты и их обсуждение.** При использовании для операционного планирования приведенной методики у всех 27 больных суммарная погрешность наведения хирургического инструмента составляла не более 3 мм (в среднем 2,6 мм), что сравнимо с существующими аналогами [3–9]. Стереотаксические расчеты выполняли с помощью разработанного расчетно-графического программного обеспечения, что позволяло визуализировать зону оперативного вмешательства и формировать параметры управления стереотаксическим аппаратом для наведения хирургического инструмента. В качестве иллюстрации приведены интраоперационные КТ-стереотаксические расчеты при введении стимулирующего электрода в субталамическую область, расположенную на 2 мм латеральнее, на 10 мм кзади и на 3 мм вентральнее от центра



**Рис. 7.** Иллюстрация интраоперационных КТ-стереотаксических расчетов при воздействии на медиальное ядро бледного шара: **А** — томографический срез на уровне нулевой стереотаксической плоскости, **Б** — томографический срез на уровне зоны оперативного вмешательства. 1 — расчетная точка центра стереотаксической мишени; 2 — артефакт от прохождения канюли; 3 — дистальная точка рабочего участка канюли.

( $\Phi = -1,2$ ,  $C_T = 10,91$ ,  $\Gamma = -6,23$ ) субталамического ядра: томографический срез на уровне нулевой стереотаксической плоскости представлен на **рис. 7, А** (1 — расчетные координаты центра оперативного вмешательства, 2 — артефакт от прохождения канюли); томографический срез на уровне зоны оперативного вмешательства — на **рис. 7, Б** (3 — дистальная точка рабочего участка канюли).

**Выводы.** 1. Приведенная методика позволяет с высокой точностью идентифицировать положение орбитомеатальной плоскости черепа, которая является базовой для определения опорных стереотаксических ориентиров.

2. Визуализация контуров  $V_3$  дает возможность вычислить локацию центра внутримозговой системы стереотаксических координат.

3. Использование предложенной методики в клинике значительно (на 30%) повысило эффективность стереотаксических операций при паркинсонизме.

4. Дальнейшее повышение точности стереотаксического наведения в функциональной хирургии связано с увеличением разрешающей способности методов реконструктивной томографии, получением томографических изображений, разработкой алгоритмов машинного анализа интраскопических данных в целях максимальной автоматизации распознавания внутримозговых ориентиров с учетом их вариабельности, а также совершенствованием систем операционного планирования, позволяющих осуществлять виртуальное объемное имитационное моделирование основных этапов оперативного вмешательства.

### Список литературы

1. Аничков А.Д., Полонский Ю.З., Камбарова Д.К. Стереотаксическое наведение. — Л.: Наука, 1985. — 160 с.
2. Кандель Э.И. Функциональная и стереотаксическая нейрохирургия. — М.: Медицина, 1981. — 368 с.
3. Шабалов В.А. и др. Применение компьютерной томографии при стереотаксических операциях у больных с дискинезиями // Вопр. нейрохирургии. — 1998. — №3. — С.3–6.
4. Шершевер А.С. и др. Расчет мишеней деструкции с использованием магниторезонансной томографии при проведении стереотаксической передней каллезотомии // Вопр. нейрохирургии. им. Н.Н. Бурденко. — 2001. — №3. — С.24–25.
5. Grunert P., Darabi K., Espinosa J., Filippi R. Computer-aided navigation in neurosurgery // Neurosurg. Rev. — 2003. — V.26, N2. — P.73–99.
6. Han J.K., Hwang P.H., Smith T.L. Contemporary use of image-guided systems // Curr. Opin. Otolaryngol. Head Neck Surg. — 2003. — V.11, N1. — P.33–36.
7. Iacopino D.G., Conti A., Angileri F.F., Tomasello F. Different methods for anatomical targeting // J. Neurosurg. Sci. — 2003. — V.47, N1. — P.18–25.
8. Matula C. Intraoperative CT and image-guided surgery // Medicamundi. — 1998. — V.42, N1. — P.2–5.
9. Nakao N., Nakai K., Itakura T. Updating of neuronavigation based on images intra-operatively acquired with a mobile computerized tomographic scanner: technical note // Minim. Invas. Neurosurg. — 2003. — V.46, N2. — P.117–120.
10. Shaltenbrand G., Wahren P. Atlas for stereotaxy of the human brain. — Stuttgart: G. Thieme, 1977. — 302 p.

**Досвід проведення стереотаксичних  
обчислень з використанням  
інтраопераційної комп'ютерної томографії**  
*Сипитый В.И., Пятикоп В.А., Кутовой И.А.,  
Аврунин О.Г.*

Розглянуто методику проведення стереотаксичних розрахунків при інтраопераційному використанні рентгенівського комп'ютерного томографа. Наведено методику використання стандартних стереотаксичних орієнтирів при проведенні інтраопераційної комп'ютерної томографії.

**An experience of applying stereotaxical  
computations with an intra-operative  
computer tomography**  
*Sipity V.I., Pyatikop V.A., Kutovoy I.A.,  
Avrunin O.G.*

Stereotaxical computation method with intraoperative CT is described. Capabilities of recent stereotaxical guide with intraoperative CT and digital image segmentation are adduced and analysed.

---

**Комментарий**

*к статье В.И. Сипитого и соавторов «Опыт проведения стереотаксических расчетов с использованием интраоперационной компьютерной томографии»*

В представленной статье описана методика расчета координат мишени с использованием интраоперационной компьютерной томографии.

Описанный авторами метод расчета координат достаточно трудоемок, требует проведения компьютерной томографии в корональной и сагитальной проекциях с толщиной срезов 1 мм. Компьютерные томографы с подобными характеристиками достаточно дороги и в Украине недостаточно широко распространены.

Сегодня в мире при проведении стереотаксических операций и расчете координат мишени используют специальные компьютерные программы, которые позволяют с точностью до 0,5 мм вычислить координаты мишени стереотаксического вмешательства на основе данных компьютерной томографии, магниторезонансной томографии, церебральной ангиографии, с применением специальных программ сопоставления сканируемых снимков. Причем, большинство современных программ адаптированы к стереотаксическим рамкам и системам различных модификаций и различных компаний-производителей. При этом нет необходимости использовать сканирование мозга с толщиной срезов 1 мм. Современные компьютерные программы планирования стереотаксических операций позволяют точно определить координаты мишени биопсии, используя шаг сканирования 3 мм и более, а также возможности компьютерной реконструкции полученных снимков. Такие компьютерные программы на порядок менее трудоемкие по сравнению с методикой, описанной авторами, и при соответствующей квалификации стереотаксических нейрохирургов требуют в среднем до 10 мин для расчета координат.

Учитывая изложенное, представленную статью следует рассматривать как собственный опыт проведения стереотаксических расчетов, а не как рекомендуемую для практического использования в учреждениях, оборудованных современным нейровизуализирующим оборудованием.

*О.А.Лапоногов, доктор мед. наук, профессор,  
руководитель отделения функциональной нейрохирургии  
Института нейрохирургии им. акад. А.П. Ромоданова АМН Украины*