

МЕТОДИКА СТЕРЕОТАКСИЧЕСКИХ РАСЧЕТОВ ПРИ ИНТРАОПЕРАЦИОННОМ ПРОВЕДЕНИИ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

При проведении операций для лечения патологий глубоких структур головного мозга человека применяется стереотаксическая концепция локального малотравматичного воздействия на пораженную область. Высокая точность вмешательства при этом достигается с помощью использования специализированной стереотаксической аппаратуры, средств контроля наведения хирургического инструмента на внутримозговую «мишень» и расчетных алгоритмов для выполнения операционного планирования. Совокупность этих компонентов образует стереотаксическую систему – аппаратно–программный комплекс, предназначенный для определения координат зоны оперативного вмешательства, прецизионного управления хирургическим инструментом и отображения его координат в реальном масштабе времени.

До появления современных томографических методов картирования мозга для проведения стереотаксических расчетов использовались данные контрастной рентгенографии, выполняемой в двух ортогональных (фронтальной и сагиттальной) проекциях. Стереотаксические аппараты – направители хирургического инструмента снабжались массивной металлической рамой с нанесенными рентген–контрастными шкалами [1]. Геометрические построения и вычисления заключались в определении внутримозговой системы стереотаксических координат по ориентирам желудочковой системы мозга, визуализации зоны оперативного вмешательства по анатомическим срезам из специализированных стереотаксических атласов, определении параметров настройки стереотаксического аппарата и вычислении поправочных коэффициентов для уменьшения искажений рентгеновских изображений.

Появление рентгеновской компьютерной и магниторезонансной томографии – высокоинформативных средств анатомического картирования произвело настоящую революцию в возможностях диагностики внутримозговых новообразований и объемных процессов. Однако в силу физических принципов функционирования и конструктивных особенностей аппаратуры применение данных методов для обеспечения визуализации области хирургического вмешательства в реальном времени сопряжено с целым рядом проблем, основными из которых являются: невозможность использования стандартной хирургической аппаратуры, создающей артефакты на томографических изображениях, отказ от применения стандартных стереотаксических ориентиров, невозможность дифференциальной визуализации внутримозговых ганглий при функциональных вмешательствах. Эти факторы привели к разделению современных стереотаксических систем по принципу реконструктивного и прямого интраоперационного отображения.

Технология получения косвенного отображения области хирургического вмешательства основывается либо на переносе данных о внутримозговых структурах с предоперационных томограмм на интраоперационные вентрикулограммы [2], либо с помощью дополнительного введения в состав стереотаксической системы специализированных нейро–навигационных устройств, оснащенных датчиками положения черепа и хирургического инструмента [3]. В обоих случаях визуализация зоны нейрохирургического вмешательства осуществляется на основе реконструкции предоперационной интраскопической картины мозга. Существенными недостатками данной концепции являются: невозможность учета интервенционного смещения внутримозговых структур и снижение точности (на величину порядка 1 мм [4]) за счет внесения дополнительных погрешностей, связанных с установкой навигационных устройств, переносом изображений, и последующей математической обработкой.

Применение систем прямого интраоперационного картирования мозга позволяет исключить данные недостатки, но соответственно предъявляет дополнительные требования к

хирургической аппаратуре и алгоритмам хирургического планирования. В предлагаемой работе приводится попытка описать универсальную методику стереотаксических расчетов при использовании рентгеновской компьютерной томографии в качестве средства интраоперационной визуализации на основе систематизации данных о функционировании современных стереотаксических систем и опыта сотрудничества в данной области со специалистами нейрохирургического отделения Харьковской областной клинической больницы (ХОКБ).

Целью интраоперационных стереотаксических расчетов является обеспечение прецизионного наведения хирургического инструмента на некоторую область внутри мозга, подлежащую лечебному воздействию. Для этого решаются задачи согласования координатных систем мозга, томографических изображений и стереотаксического аппарата, нахождения опорных ориентиров на интраскопических изображениях, построения внутримозговой системы стереотаксических координат, вычисления геометрических характеристик зоны оперативного вмешательства и формирования параметров управления стереотаксическим аппаратом для направленного введения хирургического инструмента вглубь мозга. Схематически это проиллюстрировано на рис. 1, а (прямоугольные системы координат мозга и томографических изображений образуются 3-мя плоскостями: фронтальной, сагиттальной и горизонтальной (Φ' , $C\Gamma'$, Γ') и (Φ , $C\Gamma$, Γ) соответственно, а сферическая система координат стереотаксического аппарата характеризуется радиус-вектором ρ , и углами φ и γ).

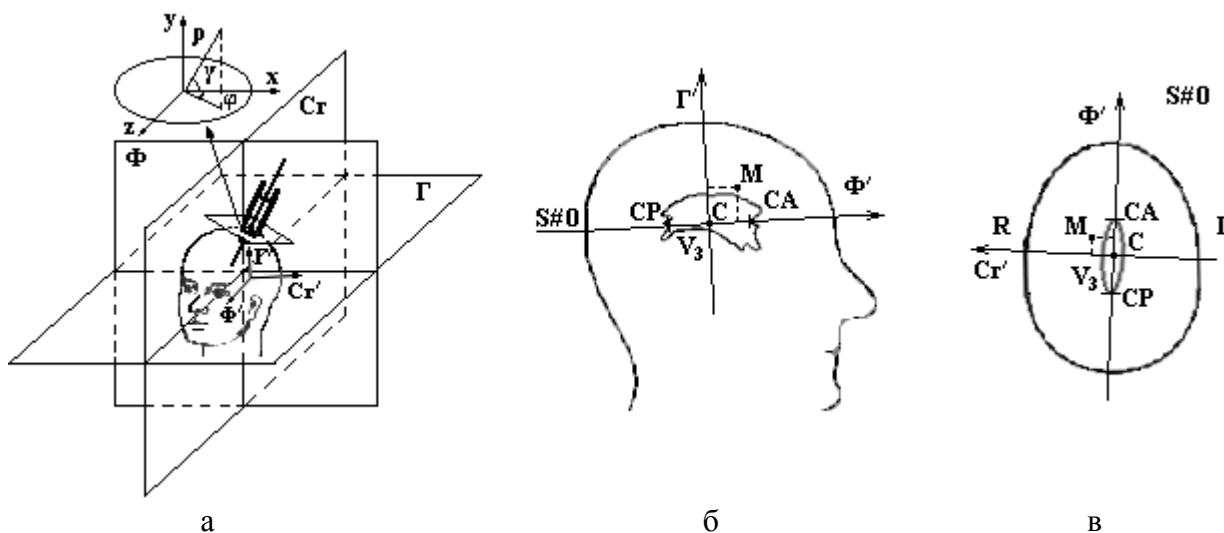


Рис. 1

Рассмотрим методику проведения стереотаксических расчетов при интраоперационном использовании компьютерного томографа СТ MAX 3000 (General Electric) и стереотаксического аппарата конструкции Канделя [1], моделирующего полярную систему координат (две угловые и одна поступательная степени свободы для движения хирургического инструмента). Крепление стереотаксического аппарата выполняется путем фиксации несущей платформы в трепанационном отверстии с помощью цангового зажима, без использования массивной металлической опорной рамы, вызывающей артефакты на изображениях.

Для обеспечения однозначности при согласовании координатных систем, на начальном этапе операции должна выполняться жесткая фиксация головы больного в апертуре гентри томографа с выполнением следующих условий:

1. Установка платформы стереотаксического аппарата перпендикулярно сагиттальной или фронтальной плоскостям системы координат томографических изображений.
2. Фиксирование рентген-контрастных меток на голове пациента для обеспечения возможности проведения сканирования параллельно орбито-меатальной плоскости.
3. Получение обзорных краниограмм во фронтальных и сагиттальных проекциях.

Если патологически измененная область характеризуется изменением коэффициента поглощения рентгеновского излучения и отчетливо выделяется на изображениях томографических срезов, то дополнительных расчетов, связанных с определением внутримозговой системы координат не требуется. Однако при функциональных вмешательствах объекты, подлежащие хирургическому воздействию, характеризуются изоденсивными состояниями и контрастно не визуализируются на томограммах. В этом случае применяется метод косвенной визуализации зоны оперативного вмешательства с помощью привязки к опорным точкам – ориентирам внутри мозга, построения внутримозговой системы координат и определения зоны попадания по усредненным данным. В качестве таких ориентиров обычно применяются передняя СА и задняя СР белые спайки мозга [1, 5] (см. рис.1, б, в). Методика определения данных ориентиров заключается в последовательном сканировании области 3-го желудочка (V_3) с шагом 1 мм, и нахождения первого (от вершины) локального минимума длины V_3 . Координаты спаек ($\Phi_{CA}, C_{ГCA}, Г_{CA}$) и ($\Phi_{CP}, C_{ГCP}, Г_{CP}$) определяются по расположению передней и задней границ V_3 . Центром внутримозговой системы стереотаксических координат является точка $C(\Phi_c, C_{Гc}, Г_c)$, находящаяся на середине линии соединяющей данные спайки (линии СА–СР), координаты которой вычисляются согласно формулам:

$$\Phi_c = \frac{\Phi_{CA} + \Phi_{CP}}{2}; C_{Гc} = \frac{C_{ГCA} + C_{ГCP}}{2}; Г_c = \frac{Г_{CA} + Г_{CP}}{2}$$

Ввиду того, что орбита – меантальная плоскость параллельна линии СА–СР (девиация составляет не более 5°) [5], горизонтальный томографический срез, содержащий первый локальный минимум длины V_3 , расположен в нулевой горизонтальной стереотаксической плоскости (см. рис.1,в и рис.2,в). Нулевая фронтальная стереотаксическая плоскость проходит через центральную точку перпендикулярно линии СА–СР. Нулевая сагиттальная стереотаксическая плоскость проходит через линию СА–СР перпендикулярно фронтальной и горизонтальной плоскостям. Стереотаксические координаты центра зоны оперативного вмешательства $M(\Phi', C_{Г'}, Г')$ определяются относительно точки C по данным анатомических срезов из атласов головного мозга, наиболее совершенным из которых является атлас G. Shaltenbrandt [6]. Индивидуальная вариабельность мозговых структур учитывается с помощью введения масштабных коэффициентов. Заключительным этапом визуализации зоны оперативного вмешательства является преобразование внутримозговых координат расположения точки–мишени в координаты томографических изображений с помощью параллельного переноса и поворота осей координат с учетом противоположной направленности сагиттальных осей (см. рис. 2).

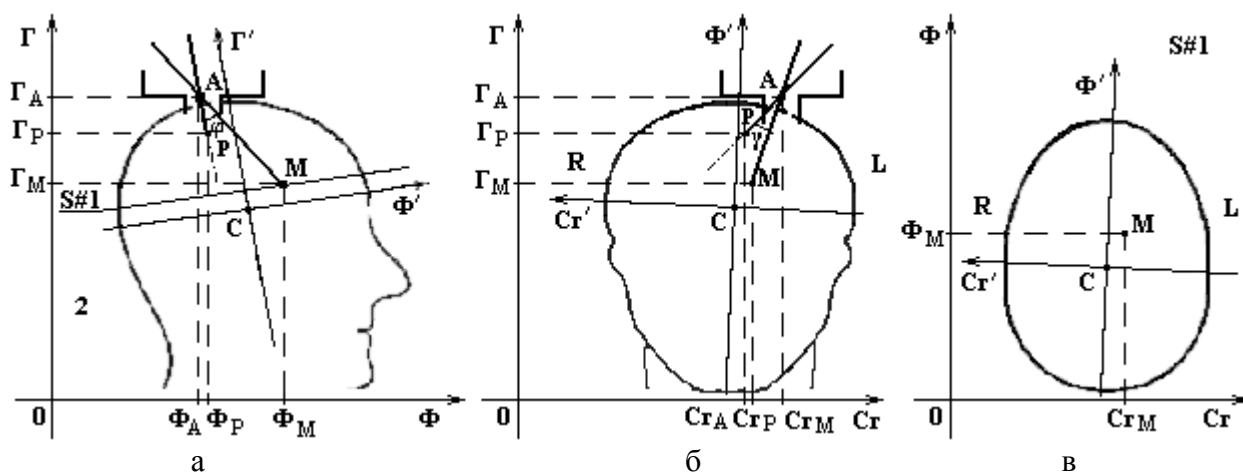


Рис. 2

Для вычисления параметров наведения осуществляется предварительное введение хирургического инструмента вглубь мозга на величину $r_p \approx 15 \div 20$ мм в ориентировочном на-

правлении на мишень. Это позволяет визуализировать на обзорных рентгенограммах проекции хирургического инструмента в сагиттальной и фронтальной плоскостях. С учетом известных координат центра вращения стереотаксического аппарата А ($\Phi_A, C_{\Gamma_A}, \Gamma_A$) мишени М ($\Phi_M, C_{\Gamma_M}, \Gamma_M$) и текущего положения дистальной оконечности хирургического инструмента Р ($\Phi_P, C_{\Gamma_P}, \Gamma_P$) углы поворота φ и γ в сагиттальной (см. рис.2,а) и фронтальной (см. рис.2,б) плоскостях а также глубина введения хирургического инструмента r_M (относительно точки А) вычисляются согласно формулам:

$$tg\varphi = \left| \frac{k_2 - k_1}{1 + k_1 k_2} \right|, \quad tg\gamma = \left| \frac{k_4 - k_3}{1 + k_4 k_3} \right|, \quad r_M = \sqrt{\Phi_A - \Phi_M^2 + C_{\Gamma_A} - C_{\Gamma_M}^2 + \Gamma_A - \Gamma_M^2},$$

где k_1, k_2, k_3, k_4 – угловые коэффициенты прямых, проведенных от текущего положения дистальной оконечности хирургического инструмента и мишени к центру вращения стереотаксического аппарата:

$$k_1 = \frac{\Gamma_A - \Gamma_M}{C_{\Gamma_A} - C_{\Gamma_M}}, \quad k_2 = \frac{\Gamma_A - \Gamma_P}{C_{\Gamma_A} - C_{\Gamma_P}}, \quad k_3 = \frac{\Gamma_A - \Gamma_M}{\Phi_A - \Phi_M}, \quad k_4 = \frac{\Gamma_A - \Gamma_P}{\Phi_A - \Phi_P}.$$

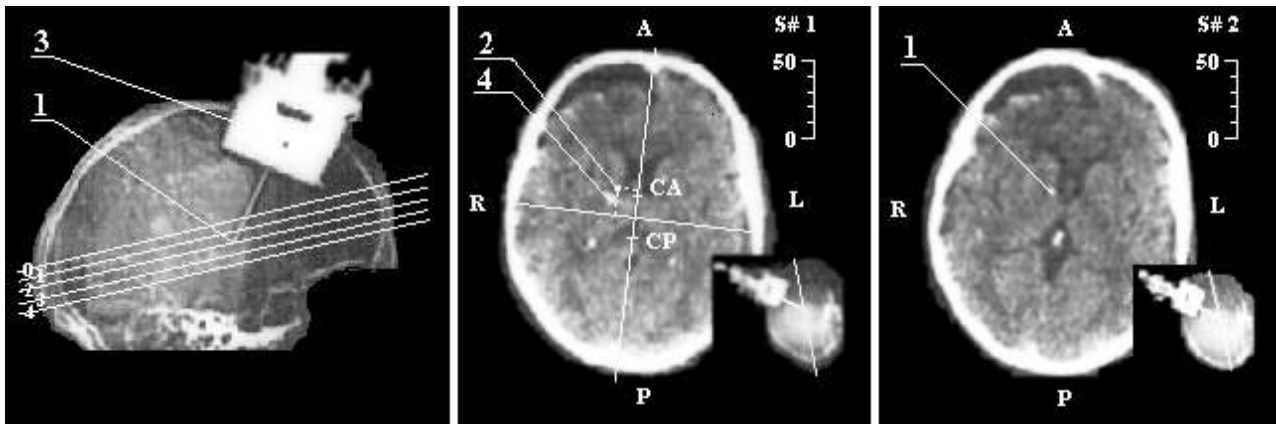
При этом глубина дополнительного введения хирургического инструмента r_X с учетом предварительного заглубления составляет:

$$r_X = r_M - r_P.$$

Возможность вычисления глубины дополнительного введения хирургического инструмента особенно актуальна при операциях множественного наведения.

На основе приведенной методики разработано программное обеспечение, позволяющее проведение визуализации зоны оперативного вмешательства и формирование параметров управления стереотаксическим аппаратом для наведения хирургического инструмента [7].

В качестве примера на рис. 3 приводятся интраоперационные стереотаксические расчеты при проведении оперативного вмешательства на переднем ядре таламуса для лечения гиперкинезов (нейрохирургическое отделение ХОКБ, 2002 г.). На рис.3,а приводится контрольная обзорная рентгенограмма, выполненная при достижении дистальной оконечностью хирургического инструмента 1 центра зоны оперативного вмешательства 2 с координатами ($\Phi=17.2, C_{\Gamma}=13.5, \Gamma=-2.4$). Хирургический инструмент (криоканюля) вводится с помощью стереотаксического аппарата 3 конструкции Канделя. На рис. 3,б приведена томограмма в нулевой горизонтальной стереотаксической плоскости с обозначенными системой внутримозговых координат и проекцией центра зоны оперативного вмешательства 2. На изображении отчетливо визуализируется артефакт 4 от прохождения хирургического инструмента. На рис.3,в приведен томографический срез в плоскости точки–мишени 3. Проведенные в нейрохирургическом отделении ХОКБ 20 оперативных вмешательств позволяют судить о пригодности метода. Так, суммарная погрешность наведения во всех случаях составляла не более 2.5 мм. Для выполнения расчетов не требуются высокопроизводительные рабочие станции по сравнению методами косвенного отображения зоны оперативного вмешательства.



а

б
Рис. 3

в

Дальнейшее повышение точности наведения связано с увеличением разрешающей способности метода получения томографических изображений, разработкой алгоритмов машинного анализа интраскопических данных с целью автоматического распознавания внутримозговых ориентиров с учетом их индивидуальной variability, а также совершенствованием систем операционного планирования, позволяющих проводить объемную реконструкцию области хирургического вмешательства в реальном масштабе времени.

Список литературы: 1. *Кандель Э.И.* Функциональная и стереотаксическая нейрохирургия. Москва: Медицина.–1981.–368с. 2. *Шершевер А.С и др.* Расчет мишеней деструкции с использованием магнито–резонансной томографии при проведении стереотаксической передней каллезотомии // *Вопр. нейрохирургии. им. Н.Н. Бурденко.*– 2001.– №3.– С. 24–25. 3. *Matula C.* Intra–operative CT and image–guided surgery. // *Medicamundi.*– 1998.– Vol. 42, № 1.– P. 2–5. 4. *Kaus M. et al.* Technical accuracy of a neuronavigation system measured with a high-precision mechanical micromanipulator // *Neurosurgery.*– 1997.–Vol. 41, № 6.– P. 1431–1436. 5. *Шабалов В.А. и др.* Применение компьютерной томографии при стереотаксических операциях у больных с дискинезиями // *Вопр. нейрохирургии.*– 1998.– № 3.– С. 3–6. 6. *Shaltenbrand G., Wahren P.* Atlas for stereotaxy of the human brain.– Stuttgart: G. Thieme, 1977.– 302 p. 7. *Аврунин О.Г., Семенец В.В., Масловский С.Ю.* Визуализация вентролатерального ядра таламуса головного мозга человека // *Радиоэлектроника и информатика.* – 1998. – № 1–2. – С. 132 – 134.

Харьковский национальный университет радиоэлектроники

Поступила в редколлегию