

*О.Г. АВРУНИН*, канд. техн. наук,  
*Т.В. НОСОВА*, канд. техн. наук (г. Харьков)

## **ПРИНЦИПЫ ПОСТРОЕНИЯ АВТОМАТИЗИРОВАННЫХ НЕЙРОХИРУРГИЧЕСКИХ КОМПЛЕКСОВ**

В работе розглядаються принципи побудови сучасних автоматизованих нейрохірургічних комплексів. До складу цих комплексів входить складна апаратура для візуалізації операційного простору, спеціальні хірургічні маніпулятори для управління хірургічним інструментом та системи операційного планування. Виконаний аналіз основних можливостей систем інтраскопічної нейровізуалізації та хірургічної апаратури. Запропоновано перспективні методи операційного планування та віртуального моделювання хірургічних утручань, які засновані на алгоритмах цифрової обробки й аналізу зображень.

Principles of building of modern complicated computer-aided neurosurgical complex and base components of these complex (visualization systems, surgical devises, manipulators and methods of surgical planning) are considered. Capabilities of intrascopy devises and surgical manipulators are described. Principles of high-precision computer-aided guidance of surgical tool in these complex are described. Perspective methods of surgical planning (virtual surgical room) are proposed. This method based on complicated algorithms of digital image processing.

**Введение.** В настоящее время наблюдается активный рост в отрасли производства медицинской аппаратуры. Совершенствование существующих методов и приборов, а также разработка принципиально нового оборудования базируется на широком внедрении информационных и микроэлектронных технологий. Существующую номенклатуру медицинских приборов можно условно разделить на устройства для диагностики и лечения. При этом, если эффективность диагностических процедур можно повысить альтернативными методами, то для хирургических приборов точность выполнения требуемых манипуляций является определяющим фактором. Для обеспечения точности хирургического вмешательства в нейрохирургии используется стереотаксический принцип малотравматичного воздействия на структуры головного мозга человека [1, 2]. Реализация данного подхода предусматривает использование средств интраскопии, функционального контроля и специализированной хирургической техники. При этом основным критерием качества проведенной операции является достигнутый лечебный эффект при минимальной травматизации окружающих структур головного мозга.

**Актуальность темы.** В состав первых аппаратных нейрохирургических комплексов, разработанных более 50 лет назад, входили средства рентгенологической контрастной диагностики и стереотаксические устройства-направители хирургического инструмента. Операционное планирование заключалось в определении параметров наведения хирургического инструмента с помощью стереотаксических расчетов, связанных с косвенной визуализацией зоны оперативного вмешательства [1].

Дальнейшее совершенствование данных комплексов было основано на применении более информативных средств интракраниальной диагностики, обеспечивающих повышение точности визуализации внутримозговых структур, и применении автоматизированных стереотаксических аппаратов, позволяющих упростить процедуру наведения хирургического инструмента. Современный уровень развития медицинской аппаратуры позволяет существенно расширить возможности нейрохирургических комплексов за счет применения новейших технологий интраскопии, объемной визуализации диагностических данных, централизованного микропроцессорного управления хирургическими роботами по сценарию проведения операции, оптимизированному в центре операционного планирования. В этих, постоянно совершенствующихся комплексах, применяются новейшие достижения из области физики, физиологии, нейрохирургии, техники, математической обработки, телекоммуникационных технологий. Поэтому актуальными являются вопросы, связанные с обоснованием принципов построения и формированием медико-технических характеристик для нейрохирургических комплексов, обоснование параметров отдельных подсистем и их согласованности, позволяющие решить общую проблему повышения точности проведения хирургического вмешательства.

**Постановка задачи исследования.** На современном этапе развития хирургической аппаратуры понятие сложного автоматизированного нейрохирургического комплекса (рис. 1) включает в себя совокупность систем интраскопической визуализации, функционального мониторинга, операционного планирования, управления хирургическим инструментом (ХИ) и специализированной хирургической аппаратуры для воздействия на глубинные структуры головного мозга. При этом специфика операций на мозге, соответственно, предъявляет повышенные требования к точности и малой инвазивности хирургического воздействия, которые достигаются путем четкой согласованности характеристик систем, входящих в состав нейрохирургических комплексов. Поэтому **целью данной работы** является рассмотрение основ построения автоматизированных нейрохирургических комплексов, формирование медико-технических характеристик для их проектирования, а также обоснование параметров, принципов организации и оптимального взаимодействия отдельных функциональных подсистем.

Исследование принципов построения систем, входящих в состав автоматизированного нейрохирургического комплекса, целесообразно выполнить на основе модельных представлений на функционально-структурном и информационно-процедурном уровнях.

**Функционально-структурная модель автоматизированного нейрохирургического комплекса.** Как видно из рис. 1, функционирование автоматизированного нейрохирургического комплекса основано на интеграции диагностических средств, сосредоточенных в системах

интраскопической диагностики и функционального мониторинга, вычислительных алгоритмов, реализованных в системе операционного планирования, и системы управления хирургическим инструментом, основанной на применении специализированных роботов, манипуляторы которых обеспечивают оперативный доступ к внутримозговым образованиям с помощью широкого спектра специализированной хирургической аппаратуры. Рассмотрим особенности построения данных систем.

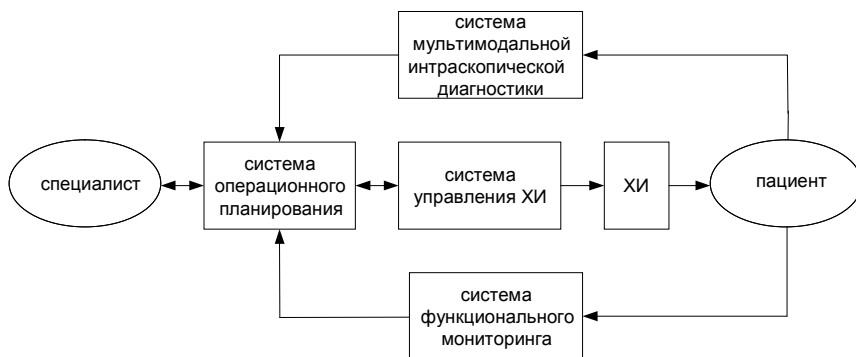


Рис. 1. Структурная схема автоматизированного нейрохирургического комплекса

Получение основной пространственной информации об операционной области обеспечивается системой мультимодальной интраскопической диагностики (см. рис. 2), в состав которой входят средства реконструктивной томографии: рентгеновский спиральный компьютерный томограф (СКТ), магнито-резонансный томограф (МРТ), позитронно-эмиссионный томограф (ПЭТ). Данные установки состоят из подсистем регистрации, реконструкции и первичной обработки полученных данных. В настоящее время наиболее информативным методом для получения геометрических данных о внутримозговых структурах является СКТ, обладающий высокой пространственной разрешающей способностью (до 0,1 мм) [2, 3]. Принцип работы СКТ заключается в том, что вращение рентгеновской трубки вокруг пациента происходит непрерывно, одновременно с поступательным движением стола томографа. При этом достигается существенное сокращение времени сканирования (до десятка секунд), по сравнению со стандартной компьютерной томографией. Данный метод позволяет на основе аксиальных томографических срезов (с толщиной до 0,5 мм) проводить анатомическое картирование головы, отображать с высоким пространственным разрешением костные структуры черепа, мозговые структуры, желудочки, а также патологические образования, отличающиеся по плотности от окружающих тканей, и определять геометрические параметры патологических очагов. Дополнительную информацию о конфигурации сосудистого русла можно

получить путем проведения сканирования при внутривенном введении контрастного вещества с помощью специализированных инъекторов [4]. Этот метод исследования называется контрастной СКТ. Расширенную информацию о внутримозговых образованиях можно получить с помощью методов МРТ и ПЭТ. Метод МРТ основан на определении в тканях плотности протонов, которые при вращательном движении создают магнитные поля [5].

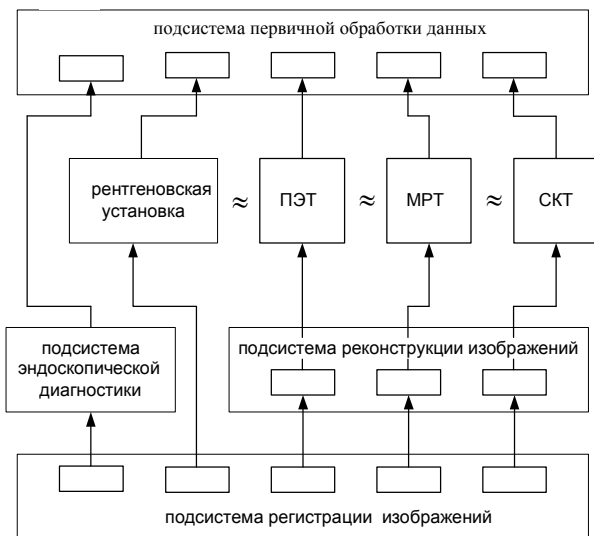


Рис. 2. Структурная схема системы интраскопической диагностики

После регистрации и реконструкции измеренных характеристик результирующего магнитного поля с помощью ЭВМ возможно послыное отображение внутримозговых структур. При этом возможно оценить данные об анатомических структурах и уровнях энергетических, ферментативных и метаболических процессов в них. Метод высоко информативен при диагностике функциональных нарушений мозговых структур, однако обладает меньшей точностью по сравнению с СКТ (погрешность визуализации анатомических объектов составляет порядка 3 мм).

Метод ПЭТ позволяет выполнять функциональное картирование мозга путем отображения распределения радиофармпрепарата во внутримозговых образованиях. При этом появляется возможность выявления патологий до появления структурных изменений в тканях (выявляемых с помощью КТ и МРТ), что существенно улучшает возможности прогнозирования. Сравнительно низкое пространственное разрешение (около 5 мм) и отсутствие привязки к анатомическим образованиям в настоящее время не позволяет использовать данный метод как самостоятельный для планирования оперативных вмешательств. Поэтому на современном этапе применяются

совмещенные установки ПЭТ-СКТ [6], позволяющие в рамках одной системы выполнить привязку функциональной информации к анатомическим структурам. Средства томографии могут использоваться как интраоперационно, так и до проведения оперативного вмешательства. В последнем случае для интраоперационной визуализации могут применяться специализированные навигационные системы, основанные на преоперативных данных, либо традиционные двухпроекционные системы рентгеновских трубок.

Для визуализации внутренних структур по ходу движения хирургического инструмента во время операции применяются средства цифровой эндоскопической диагностики. На современном этапе целесообразно использовать мультимодальный принцип визуализации, который позволяет выполнить объединение анатомической и функциональной информации, полученной с помощью различных методов интраскопии.

В состав системы управления хирургическим инструментом входят следующие основные структурные модули: интерфейсный блок, связывающий блоки управления и обратной связи с системой операционного планирования; блок управления, формирующий управляющие сигналы на приводы транспортного модуля и манипулятора, управляющего хирургическим инструментом (ХИ). Транспортный модуль должен обеспечивать линейные перемещения в 3-х степенях свободы базового блока робота, содержащего манипулятор. Для обеспечения доступа к произвольной структуре мозга манипулятор должен обладать тремя степенями свободы: двумя угловыми (ориентирующими хирургический инструмент в пространстве) и поступательной, позволяющей выполнить введение хирургического инструмента вглубь мозга. Система функционального мониторинга предназначена для контроля функционального статуса пациента во время проведения оперативного вмешательства. В ее состав входит аппаратура для регистрации данных электроэнцефалографии (как общей, так и при введенных электродах в глубинные структуры мозга), кардиографии и электромиографии с соответствующими устройствами регистрации. Централизованное управление и постобработка данных выполняется в специализированном микропроцессорном блоке управления.

Координирующим центром автоматизированного нейрохирургического комплекса является система операционного планирования (рис. 3). В состав данной системы входят модули для 2-х мерной 2D и 3-х мерной пространственной 3D визуализации. При этом в режимах 2D визуализации (непосредственного отображения, мультипланарных реконструкций и 2,5D [7]), как правило выполняются измерительные процедуры, а в 3D-режимах – обеспечение реалистичного отображения виртуальной операционной среды на основе поверхностных или воксельных данных. Информационный интерфейсный модуль предназначен для организации взаимодействия с телемедицинскими сервисами и базами данных. Работа модуля оптимизации хирургического доступа основана на данных объемной воксельной

визуализации. При этом в современных системах должна быть возможность проведения виртуального оперативного вмешательства по данным модуля моделирования объектов операционной среды. На основе полученных данных виртуального моделирования хода оперативного вмешательства возможно проведение коррекции управляющих воздействий на хирургический робот.

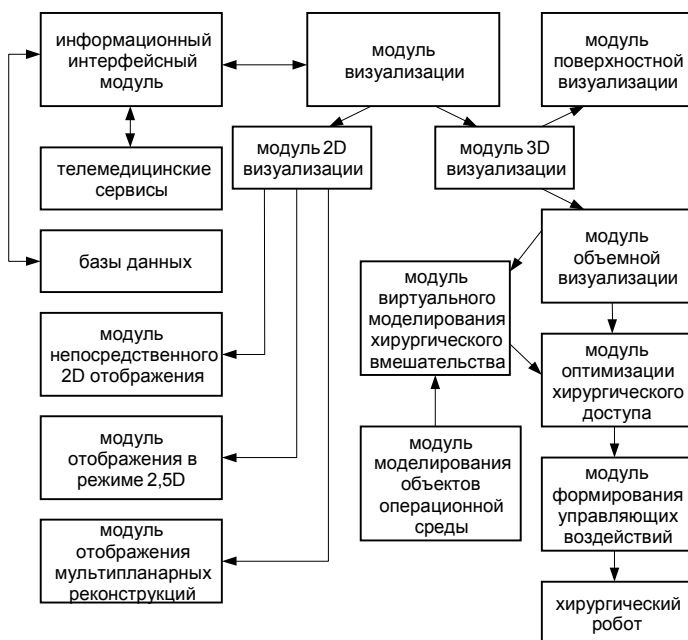


Рис. 3. Структурная схема системы операционного планирования

**Информационно-процедурная модель автоматизированного нейрохирургического комплекса.** Данная модель описывает алгоритмы функционирования комплекса и определяет основные параметры (содержание, формат и скорость) потоков обрабатываемой информации. Первым этапом работы комплекса является получение исходных анатомических и функциональных диагностических данных с помощью системы интраскопической диагностики и передача их в систему операционного планирования. При этом необходимо выполнить анатомическое СКТ-картирование операционной зоны, границы которой составляют сферу диаметром порядка 30 см, с шагом 1 мм. Учитывая, что данные одного изображения СКТ-среза размером  $512 \times 512$  элементов раstra с 16-битовым представлением интенсивности занимают в памяти приблизительно 500 кбайт, объем информации СКТ-исследования составляет порядка 150 МБт. Дополнительные данные функционального картирования, обладающие

меньшей разрешающей способностью, расширяют объем передаваемой информации до 200÷250 Мбайт. С учетом быстродействия современных высокоскоростных интерфейсов передачи данных [8], общая задержка получения информации системой операционного планирования будет определяться, прежде всего, инерционностью подсистем регистрации и постобработки данных томографическими установками. Полученные данные через информационный интерфейсный модуль передаются в модули 2D и 3D визуализации. В первом из них обеспечивается анализ изображений плоских срезов, выполнение произвольно-ориентированных мультипланарных реконструкций и отображение структур данных, содержащих дополнительную информацию об изображении в режиме 2,5D [7]. В модуле поверхностной визуализации реализуются алгоритмы для реалистичного отображения операционной среды. При этом одним из главных критериев реалистичности изображения является тип используемых моделей для представления объектов. Для качественного отображения объектов полигональная модель операционной области должна содержать не менее 500 000 треугольников со средним объемом выделяемой памяти в 200 байт на каждый из них. При скорости анимации не менее 15 кадров в секунду скорость передаваемых данных (без учета передачи дополнительных параметров визуализации) составит не менее 1,5 Гбайт/с, что может быть обеспечено исключительно предельными характеристиками графических интерфейсов AGP 8x и PCI-Express [8]. Модуль объемной визуализации обеспечивает отображение модели операционной области, построенной на основе композиции элементарных объемов (вокселей) [9]. Точность такого представления увеличивается с уменьшением размеров вокселей. При кодировании интенсивности вокселя 256 уровнями объем памяти, занимаемой воксельной моделью с параметрами операционной области, приведенными в предыдущем абзаце, составляет порядка 80 МБт.

Для обеспечения работы алгоритмов операционного планирования необходимо выполнить декомпозицию полутоновой воксельной модели по критерию однородности областей и представить объемное множество данных в виде обобщенной воксельной модели:

$$W(i, n, k) = l, \text{ при } (i, n, k) \in D_l,$$

где  $i, n, k$  – координаты вокселя,  $D_l$  – объемные области, однородные по пространственно-плотностным критериям.

Алгоритм оптимизации хирургического доступа основан на минимизации целевой функции  $F$ , определяющей качество траектории наведения хирургического инструмента, как сумму квадратов разностей между требуемыми значениями координат ХИ  $Y_i$  и фактически полученными  $\hat{Y}_i$  с помощью виртуального моделирования хода оперативного вмешательства. Данная функция в обобщенном виде представляется как:

$$F = \sum_{i=1}^n \varphi_i \cdot (\widehat{Y}_i - Y_i)^2,$$

где  $\varphi_i$  – весовые коэффициенты, показывающие степень точности обеспечения необходимых координат в  $i$ -м узле траектории и определяющие общий уровень инвазивности данного участка траектории. Кроме того, в модель должны быть введены жесткие ограничения, показывающие недоступность определенных жизненно-важных областей мозга. Алгоритм виртуального моделирования хода оперативного вмешательства основан на использовании геометрической модели операционной области, данных картирования мозга пациента и динамической виртуальной модели нейрохирургического робота с набором ХИ. Основной целью виртуального моделирования является выбор и отработка методики проведения операции для выбора хирургического доступа и возможной коррекции управляющих воздействий на ХИ. Для управления ХИ рассматривается модель механической системы хирургического робота-манипулятора, которая описывается системой из 2-х уравнений (кинематики и динамики):

$$\begin{cases} y = f(q); \\ z = A_m(Q_d, Q_n), \end{cases}$$

где  $y, q$  – абсолютные и относительные координаты звеньев манипулятора;  $Q_d, Q_n$  – действующие и противодействующие силы по соответствующим координатам звеньев манипулятора;  $A_m$  – оператор механической системы манипулятора.

Уравнение кинематики манипулятора определяет абсолютные координаты  $y$  звеньев через относительные координаты  $q$ . Уравнение динамики манипулятора показывает зависимость относительных координат звеньев с возмущающими и противодействующими усилиями. При этом входными переменными механической системы манипулятора являются силовые воздействия  $Q_d$  от двигателей, действующих по всем степеням подвижности, а выходные – координаты ХИ и результирующая сила, с которой он воздействует на объекты операционной области. По показаниям системы функционального контроля специалист имеет возможность скорректировать ход оперативного вмешательства и выполнить необходимые дополнительные манипуляции.

**Выводы.** На основании рассмотренных модельных представлений можно сформировать основные принципы построения автоматизированных нейрохирургических комплексов. Нейрохирургические комплексы должны обеспечивать получение исчерпывающих диагностических показателей, выполнять их обработку по заданным алгоритмам операционного планирования и формировать управляющие воздействия на ХИ. В соответствии с принципом мультимодальности система интраскопической



диагностики должна обеспечивать анатомическое и функциональное картирование мозга с максимальной адекватностью отображения внутримозговых ориентиров. При использовании для картирования мозга до операционной диагностической информации необходимо предусмотреть моделирование интраоперационного смещения внутримозговых структур. Методы визуализации должны обеспечивать максимальную точность и наглядность отображения информации, а также проведение измерительных процедур для определения параметров внутримозговых объектов.

Алгоритмы операционного планирования помимо традиционных нейрохирургических методик должны обеспечивать проведение виртуального моделирования хода оперативного вмешательства. Виртуальное моделирование позволяет использовать для выбора оптимальной траектории ХИ данные модели наведения хирургического инструмента, а не сам процесс наведения, связанный с риском повреждения жизненно-важных внутримозговых структур. Хирургический робот-манипулятор должен моделировать систему координат таким образом, чтобы обеспечить оптимальную траекторию (по критерию безопасности) для хирургического доступа к заданной структуре.

Перспективой работы является разработка системы операционного планирования, позволяющей выполнять виртуальное моделирование оперативного вмешательства с учетом физических свойств агентов и на основе многокритериального подхода формировать управляющие воздействия на ХИ для малотравматичного нейрохирургического доступа.

**Список литературы:** 1. Аничков А.Д., Полонский Ю.З., Камбарова Д.К. Стереотаксическое наведение. – Л.: Наука, 1985. – 160 с. 2. Grunert P., Darabi K., Espinosa J., Filippi R. Computer-aided navigation in neurosurgery // *Neurosurg Rev.* – 2003. – Vol. 26. – № 2. – P. 73–99. 3. Shin H., Falck C., Galanski M. Low-contrast detectability in volume rendering: a phantom study on multidetector-row spiral CT data // *Eur Radiol.* – 2004. – Т. 14. – № 2. – P. 341–349. 4. Leclerc X., Taschner C., Vidal A. The role of spiral CT for the assessment of the intracranial circulation in suspected brain-death // *J. Neuroradiol.* – 2006. – Т. 33. – № 2. – P. 90–95. 5. Iacopino D.G., Conti A., Angileri F.F. Different methods for anatomical targeting // *J. Neurosurg. Sci.* – 2003. – Vol. 47. – № 1. – P. 18–25. 6. Труфанов Г.Е., Рязанов В.В., Дергунова Н.И., Дмитриценко А.А., Михайловская Е.М. Совмещенная позитронно-эмиссионная и компьютерная томография (ПЭТ-КТ) в онкологии. – СПб.: “ЭЛБИ-СПб”, 2005. – 124 с. 7. Строзотт Т., Шлехтвег Ш. Нефотореалистичная компьютерная графика: моделирование, рендеринг, анимация. – М.: КУДИЦ-Образ, 2005. – 416 с. 8. Петров С. Шины РС1, РС1 Express. Архитектура, дизайн, принципы функционирования. – СПб.: Питер, 2001. – 370 с. 9. Хилл Ф. OpenGL. Программирование компьютерной графики. Для профессионалов. – СПб.: Питер, 2002. – 1088 с.

*Поступила в редакцию 16.04.2007*