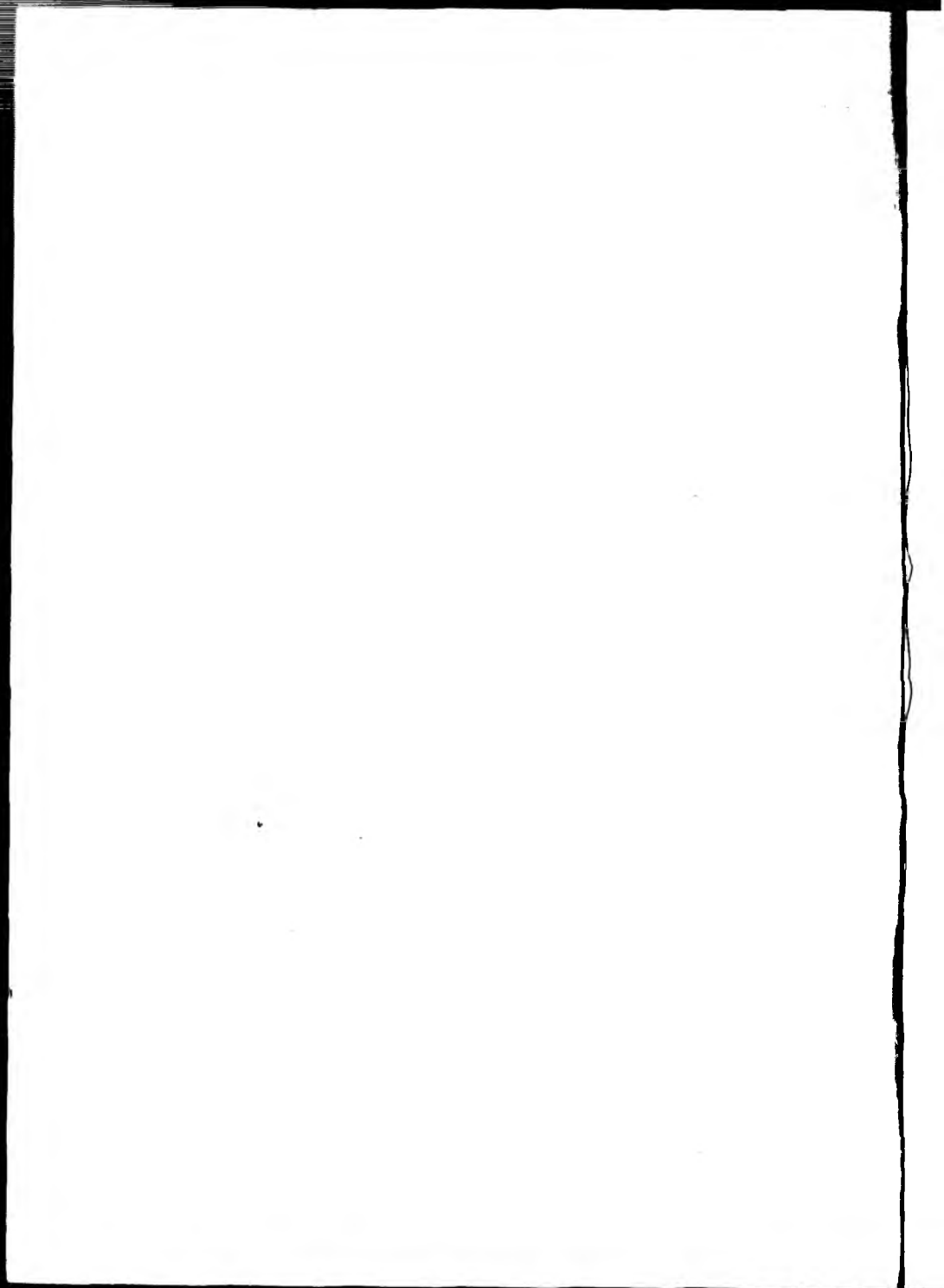




КОВАЛЕНКО А.Е.

# НЕЙРОХИРУРГИЯ



Российская академия наук  
Отделение физиологических наук РАН

Коваленко А.Е.

# НЕЙРОХИРУРГИЯ

Основные результаты научных исследований

9548-2

“Триада-Х”

2000

УДК 611.91  
ББК 56.13  
X 75

**А. И. Холявин, А. Д. Аничков**  
X 75    Нейрохирургия. М.: "Грида-Х". 2000. – 170 с.

В книге изложены теоретические основы стереотаксического метода, используемого в нейрофизиологии и нейрохирургии в качестве способа осуществления прицельного малоинвазивного доступа к глубинным отделам головного мозга. Представлены исторические аспекты проблемы, нейрофизиологические основы стереотаксических нейрохирургических вмешательств, показания к операциям, виды и варианты современных методов функциональной и нефункциональной стереотаксической нейрохирургии. Подробно описаны различные виды аппаратуры, предназначенной для проведения стереотаксических вмешательств на головном мозге. Отдельные главы посвящены отечественной стереотаксической системе ПОАНИК, в течение ряда лет разрабатываемой и совершенствующейся сотрудниками лаборатории стереотаксических методов ИМЧ РАН, а также методике предоперационной томографии головного мозга, использующейся для подготовки стереотаксических операций.

Издание может быть использовано в качестве учебного пособия для нейрофизиологов, студентов и клинических ординаторов, обучающихся по специальности "нейрохирургия", а также для практикующих нейрохирургов, неврологов и врачей-рентгенологов.

ББК 56.13

© "Грида Х", 2000

## Оглавление

Введение .....	5
Глава 1. Место стереотаксической нейрохирургии в современной медицине .....	11
Глава 2. Основные понятия стереотаксической нейрохирургии .....	15
Глава 3. Системы координат в стереотаксисе .....	18
Глава 4. Роль стереотаксических атласов и предоперационной нейровизуализации в стереотаксическом наведении .....	24
Глава 5. Проблема индивидуальной вариабельности и точность стереотаксического наведения .....	35
Глава 6. Рамные и безрамные стереотаксические системы .....	41
Глава 7. Рамные стереотаксические аппараты и их системы координат. ....	50
Глава 8. «Привязка» координатных систем при предоперационной нейровизуализации .....	66
Глава 9. Гибкая организация стереотаксического наведения и способы маркировки головы пациента .....	89
Глава 10. Стереотаксическая система ПОАНИК .....	106
Глава 11. Локализация целевых точек при стереотаксической томографии головного мозга .....	121
Глава 12. Техника стереотаксического доступа и методы воздействий в целевых точках .....	143



## Введение

Стереотаксисом называется раздел нейрохирургии, включающий в себя подготовку и проведение прицельных малоинвазивных операций на различных (в том числе глубинных) отделах головного мозга. В отличие от традиционных нейрохирургических вмешательств, выполняющихся с проведением трепанации черепа, стереотаксические операции проводятся при помощи специальных инструментов, имеющих форму канюли, и погружающихся в головной мозг пациента через фрезевое отверстие диаметром 5–10 мм. Сущность таких вмешательств заключается в проведении точечных лечебных и диагностических воздействий в строго определенных зонах головного мозга. Стереотаксис дает возможность при различных заболеваниях центральной нервной системы выполнять малотравматичные вмешательства на глубинных отделах головного мозга, недоступных при обычных нейрохирургических операциях (рис. 0-1).

Одной из основных особенностей стереотаксических операций является необходимость предварительного проведения предоперационной расчет-

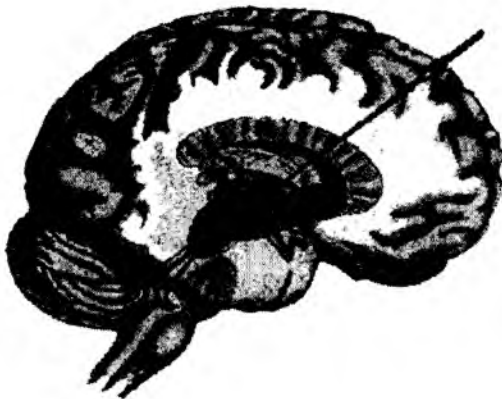


Рис. 0-1.

ной томографии головного мозга пациента (стереотаксической разметки). Другая важная особенность – это использование во время операции специальной техники – стереотаксических аппаратов и стереотаксических систем, служащих для точного введения стереотаксических канюль в запланированные целевые точки мозга.

Поле деятельности стереотаксической нейрохирургии включает, главным образом, лечение двигательных расстройств, боли, эпилепсии, психоэмоциональных нарушений, опухолей центральной нервной системы, а также восстановление функции при нейродегенеративных заболеваниях. В нашей стране и за рубежом за последнее десятилетие отмечается значительный рост использования различных стереотаксических методик. Это касается как функциональных стереотаксических вмешательств (операций по поводу эпилепсии, двигательных расстройств, психических нарушений при этом воздействии на ядра или пути головного мозга), так и нефункциональных операций, выполняемых у пациентов с локальными патологическими образованиями головного мозга.

Таким образом, стереотаксис – это наукоемкая медицинская технология, обеспечивающая возможность малотравматичного, прицельного и дозированного вмешательства на глубоких отделах головного мозга человека. Стереотаксис является симбиозом ряда научных дисциплин – прежде всего нейрохирургии, неврологии и нейрофизиологии, рентгенологии, а также математики, физики, вычислительной техники и медицинского приборостроения.

Чрезвычайно важным представляется высказывание Н.Н. Бурденко, которое, по нашему мнению, имеет непосредственное отношение к стереотаксису. Стереотаксис должен обеспечивать анатомическую доступность, техническую возможность и физиологическую дозволенность стереотаксических манипуляций. Только благодаря стереотаксическому методу стали возможны хирургические вмешательства на глубоких подкорково-стволовых структурах мозга человека.

Современные стереотаксические операции представляют собой крайне высокотехнологические вмешательства, проведение которых основано на последних научных достижениях в области медицины и медицинской техники. Несмотря на это, первые стереотаксические (в современном понимании этого термина) операции на головном мозге стали выполняться нейрохирургами еще в середине прошлого века, а самый ранний прототип стереотаксического аппарата с системой координат был предложен отечественными авторами – Д.Н. Зрновым (рис. 0-2) и Н.В. Алтуховым более 120 лет назад (1889–1891 гг.). Английские ученые V. Horsley (рис. 0-3) и R. Clarke (рис. 0-4) (1906–1908 гг.) разработали первый стереотаксический аппарат для прицельного вмешательства в глубокие структуры головного мозга лабораторных животных, а также стереотаксический атлас (стереотаксические карты) с прямоугольной системой координат. В клиническую



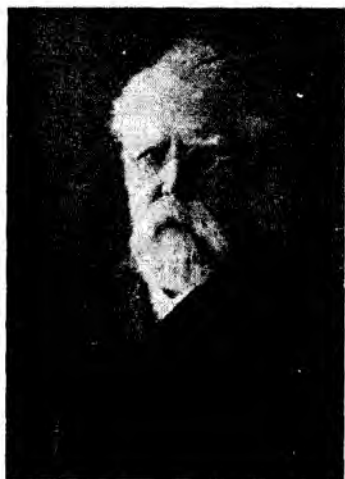


Рис. 0-2.



Рис. 0-3.

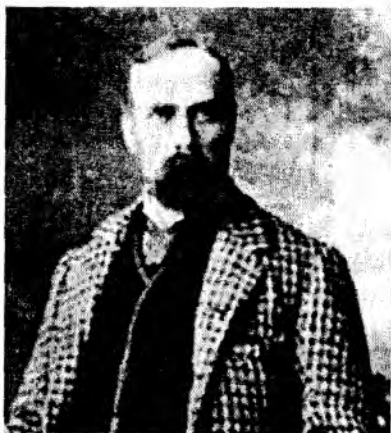


Рис. 0-4.

практику стереотаксис впервые был введен американцами Е.А. Spiegel и Н.Т. Wycis (рис. 0-5) в 1947 г.

Развитие стереотаксиса в 60–80-е годы прошлого века в ленинградском Институте экспериментальной медицины под руководством академика Н.П. Бехтеревой (рис. 0-6) основывалось на комплексном его использовании одновременно как метода изучения человеческого мозга и как клиниче-



Рис. 0-5.

ской методики для малоинвазивного хирургического лечения заболеваний центральной нервной системы. В рамках этого направления появилось представление об устойчивом патологическом состоянии мозга и возможности его разрушения при помощи локальных воздействий через стереотаксически имплантированные многоконтактные долгосрочные электроды. Для обеспечения возможности прицельной имплантации множественных электродов в глубинные структуры мозга в стенах Института экспериментальной медицины была создана уникальная методика – «компьютерный стереотаксис». Эта методика не имела в те годы мировых аналогов и во многом превосходила современные подходы по использованию вычислительной техники в организации стереотаксического наведения (В.В. Беляев, Ю.Г. Иванников, В.В. Усов, 1965, 1967; А.Д. Аничков, Ю.З. Полонский, Д.К. Камбарова, 1985).

Сам термин «стереотаксис» был предложен V. Horsley и R. Clarke в 1906 г. В переводе с греческого он означает «упорядочивание пространства». Этот термин довольно точно описывает основной принцип стереотаксической нейрохирургии, заключающийся в упорядочивании внутримозгового пространства пациента при помощи использования математических систем координат (рис. 0-7). При этом каждой точке мозга присваивается три цифровых значения пространственных координат – X, Y и Z, что позволяет осуществить наведение активного конца стереотаксической канюли на внутримозговые мишени.



Рис. 0-6.

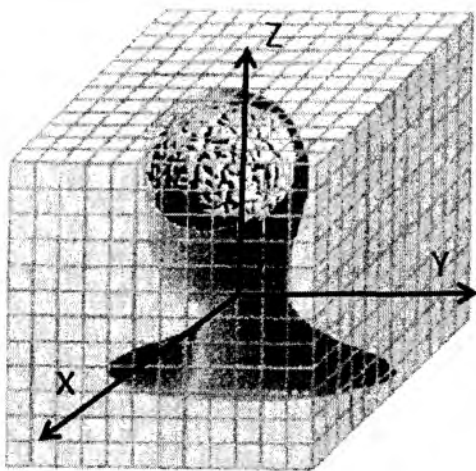


Рис. 0-7.

В основе стереотаксического наведения лежит сопоставление данных предоперационной лучевой диагностики головного мозга пациента с координатной системой стереотаксического аппарата. Это позволяет с высокой точностью осуществлять доступ в определенную структуру головного моз-

га для воздействия на нее с диагностическими, лечебными или исследовательскими целями.

За прошедшее с момента разработки и внедрения стереотаксического метода время указанные принципы остались неизменными, тогда как технологические моменты (способ наведения, методика стереотаксических расчетов, проведение воздействий на мозг и т.д.) претерпели существенный прогресс. Наиболее значительным усовершенствованием в стереонейрохирургии следует признать внедрение томографии (КТ, МРТ, ПЭТ) как метода расчетной предоперационной нейровизуализации. В этом качестве томографические методики пришли на смену вентрикулографии и тем самым помогли преодолеть одну из самых значимых проблем стереотаксического наведения – проблему индивидуальной вариабельности строения головного мозга человека. Благодаря прямой визуализации внутримозговой мишени стало возможным нацеливаться непосредственно на целевую структуру или патологическое образование мозга, что позволило повысить эффективность стереотаксических вмешательств. Кроме того, отказ от предоперационной вентрикулографии сделал обязательную расчетную процедуру инвазивной и легко переносимой для пациента.

Другой характерной чертой современных стереотаксических вмешательств, по сравнению с операциями 15–20-летней давности, является широкая интеграция стереотаксических систем с вычислительной техникой и компьютерными программами, позволяющая проводить стереотаксические расчеты и визуально планировать проведение стереотаксических операций. В связи с совершенствованием знаний о сущности патологических процессов в головном мозге за прошедшие годы изменились представления о показаниях к стереотаксическому вмешательству при различных заболеваниях и поражениях центральной нервной системы, появились новые эффективные методы воздействия на ткань мозга в целевой точке. Существенно возросло количество публикаций, посвященных использованию стереотаксического метода в нейрохирургической клинике.

В предлагаемой работе основное внимание уделено принципам, лежащим в основе стереотаксического наведения на целевые точки головного мозга и их реализации в различных конструкциях стереотаксических аппаратов и систем. Кроме того, приведены сведения, касающиеся различных методов диагностических и лечебных воздействий в целевых точках мозга, а также принципы и методика использования стереотаксического метода при различных заболеваниях центральной нервной системы. Пособие ориентировано в первую очередь на врачей-нейрохирургов, интересующихся малоинвазивной нейрохирургией, однако может представлять интерес и для врачей смежных специальностей: неврологов, психиатров, специалистов по нейрофизиологии и лучевой диагностике, а также клинических ординаторов и студентов старших курсов высших медицинских учебных заведений.

## **Глава 1. Место стереотаксической нейрохирургии в современной медицине**

**С**тереотаксис, несмотря на достаточно долгую историю его существования и использования в клинической практике, пока еще остается сравнительно недооцененной методикой. Многие специалисты, занимающиеся лечением пациентов с заболеваниями центральной нервной системы (в том числе неврологи, психиатры и даже нейрохирурги), не говоря уже о врачах других специальностей, зачастую даже и не знают о существовании стереотаксического метода и его возможностях.

Тем не менее за последнее время, с возрастанием интереса к малоинвазивным методикам хирургического лечения, ситуация начала коренным образом меняться. Если в конце 80-х и в 90-е годы в нашей стране стереотаксические операции проводились практически только в двух клинических центрах – Институте мозга в Санкт-Петербурге и Институте неврологии в Москве, то на сегодняшний день такие вмешательства постепенно перестают быть чем-то эксклюзивным. Оборудование для стереотаксических операций имеется практически в каждом нейрохирургическом отделении, растет количество специалистов, овладевших стереотаксическим методом.

За более чем полувековую историю клинического стереотаксиса произошли существенные изменения как в конструкции стереотаксического оборудования, так и в методиках его использования, и в настоящее время можно с полным основанием утверждать, что стереотаксис является крайне малоинвазивной методикой, позволяющей осуществлять действительно щадящие воздействия на центральную нервную систему. Следует, конечно, всегда помнить, что стереотаксис, несмотря на его малоинвазивность, тем не менее является хирургической методикой и должен применяться, так же как и другие виды оперативных вмешательств, – лишь при исчерпанности консервативных методов лечения данного заболевания.

Если несколько перефразировать определение Европейского общества функциональной и стереотаксической нейрохирургии (2009 г.), стереотаксис – это раздел нейрохирургии, предполагающий выделение при помощи

методов нейровизуализации отдельных участков нервной системы в качестве мишеней и прицельное проведение на них локальных воздействий для получения лечебного эффекта или диагностической информации. При этом следует обратить внимание, что в данном определении ключевая роль отведена нейровизуализации (морфологической или функциональной) для осуществления стереотаксических вмешательств. Таким образом, если резюмировать понимание клинической сути стереотаксиса, то его можно рассматривать как некий продукт взаимодействия между нейрохирургами и лучевыми диагностами.

Современный стереотаксис обеспечивает возможность:

- малотравматичного хирургического доступа к глубоким структурам или зонам головного мозга;
- получения информации из глубоких структур;
- прицельного локального воздействия на выбранные зоны мозга для диагностики и лечения различных заболеваний центральной нервной системы.

В настоящее время стереотаксический метод применяется как при типично нейрохирургической патологии, так и при лечении некоторых заболеваний, обычно относимых к сфере деятельности неврологии и психиатрии. В зависимости от заболеваний, являющихся показаниями к проведению операции, выделяют нефункциональный и функциональный стереотаксис.

К нефункциональному стереотаксису относятся, как правило, различные виды нейрохирургической патологии:

- опухоли мозга (с помощью стереотаксического метода выполняются диагностическая биопсия, лечебная деструкция опухолевой ткани, прицельное введение в опухоль химиотерапевтических препаратов, стереотаксическая краниотомия – использование стереотаксического оборудования для навигационного обеспечения микрохирургических операций по удалению опухолей);
- внутримозговые гематомы (стереотаксическая эвакуация гематомы);
- абсцессы мозга (эвакуация абсцессов мозга, введение в полость абсцесса катетера для промывания растворами антисептиков, антибиотиков);
- инородные тела (удаление инородных тел).

В прошлом предлагалось использовать стереотаксический метод для хирургического лечения артериальных аневризм головного мозга (Э.И. Кандель, 1981; В.А. Хилько, Ю.Н. Зубков, 1982), однако в настоящее время при данной патологии стереотаксические вмешательства не применяются.

К функциональному стереотаксису относятся, как правило, различные виды неврологической и психиатрической патологии:

- двигательные нарушения (стереотаксические вмешательства используются для устранения тремора, гиперкинезов, нормализации мышечного тонуса). Среди нозологических форм, являющихся показаниями к проведению функциональных стереотаксических вмешательств, ведущую роль иг-

ривит болезнь Паркинсона и другие варианты паркинсонизма, эссенциальный тремор, деформирующая мышечная дистония, в том числе спастическая кривошея;

неукротимые боли (операции на глубинных структурах мозга способствуют устранению или снижению выраженности болевого синдрома). Как правило, стереотаксические операции могут выполняться при фантомных болях, однако иногда используются при некоторых других вариантах некуриваемых болевых синдромов;

эпилепсия (стереотаксический метод используется как для диагностики локализации внутримозговых эпилептических очагов, так и для лечебных воздействий на мозг с целью снижения частоты или устранения припадков);

психические нарушения (стереотаксические воздействия на глубинные структуры головного мозга, как правило, относящиеся к лимбической системе, могут способствовать улучшению состояния во многих случаях фармакорезистентных психических расстройств). Стереотаксическое нейрохирургическое лечение может применяться при таких заболеваниях, как обсессивно-компульсивные расстройства, (в том числе наркотические и алкогольные обсессии), депрессии, тревожность, агрессивность и ряд других состояний.

Следует отметить, что в функциональном стереотаксисе оперативные вмешательства выполняются на морфологически неизменных структурах — во всяком случае, у пациентов, которым проводятся такие операции, изменения не выявляются на томограммах головного мозга. Цель лечебных стереотаксических воздействий при этом — изменить функциональное состояние центральной нервной системы, чтобы скомпенсировать ту или иную патологическую симптоматику и таким образом улучшить качество жизни пациента.

Следовательно, при проведении функционального стереотаксического вмешательства речь не идет об устранении причины заболевания и его полном излечении, однако успешно проведенная операция может существенно улучшить состояние пациента. Как правило, воздействия на целевых структурах мозга в функциональном стереотаксисе заключаются в их выключении — постоянном (деструкции в целевых структурах) или обратимом (при помощи электрических воздействий через имплантированные электроды). Лечебный эффект функциональных стереотаксических вмешательств объясняется тем, что ряд внутримозговых структур при различной хронической неврологической патологии могут включаться в формирование устойчивых патологических состояний. А при выключении одного из звеньев патологической системы хирургическим путем неврологическая симптоматика ослабевает или исчезает (Э.И. Кандель, 1981; Н.П. Бехтерева, Д.К. Камбарова, 1984).

Такие структуры мозга, хирургическое воздействие на которые оказывает лечебный эффект при различных патологических состояниях, были выявлены эмпирическим путем или в результате проведения экспериментов на лабораторных животных. Выбор используемых целевых мишеней в функциональном стереотаксисе достаточно велик, большинство из них было установлено еще в середине прошлого века, однако и в последние годы в результате нейрофизиологических исследований продолжают появляться ряд новых структур для клинической практики. В качестве примеров можно назвать *Nucleus accumbens* при лечении наркотической и алкогольной зависимости, островок Рейля – как мишень для хирургического лечения табачной зависимости.

В связи с этим может возникнуть вопрос: насколько допустимо ради достижения клинического эффекта разрушать или выключать неизменные (пусть даже только морфологически) структуры мозга? Однако клиническая практика позволяет вполне обоснованно ответить утвердительно на этот вопрос. Более того, как следует из теории устойчивого патологического состояния (что подтверждается опытом хирургического лечения больных), стереотаксические воздействия на **патологически измененные** структуры мозга не приводят к существенному положительному клиническому эффекту.

При этом физиологически и клинически обоснованное выключение или разрушение морфологически **неизменных** структур-мишеней, уменьшая или прекращая патологическую симптоматику, в то же время не приводит к выпадению важных неврологических функций и не ухудшает состояние пациента. Используемые в стереотаксисе воздействия в структурах-мишенях (даже деструктивные) являются точечными и крайне щадящими и характеризуются высокой степенью локальности. В то же время это не исключает возможности формирования побочных эффектов при воздействии на некоторые структуры-мишени (особенно билатеральном), что должно быть учтено при планировании предстоящей операции.



## Глава 2. Основные понятия стереотаксической нейрохирургии

**Структура-мишень** (целевая структура, стереотаксическая мишень) – анатомическая область головного мозга пациента, в которой выполняется лечебное или диагностическое воздействие во время стереотаксической операции.

**Целевая точка** – точка внутримозгового пространства внутри структуры-мишени, имеющая координаты X, Y и Z, в которую запланировано введение активного конца стереотаксического инструмента во время операции.

**Точка доступа** – место наложения фрезевого отверстия на своде черепа пациента, через которое вводится стереотаксический инструмент во время операции.

**Стереотаксическая траектория** – путь прохождения стереотаксической канюли через мозг. Представляет собой линию пространства, соединяющую точку доступа и целевую точку мозга.

**Стереотаксическое наведение** – комплекс процедур, включающий в себя предоперационную нейровизуализацию мозга пациента, математические расчеты и настройку стереотаксического манипулятора, итогом которого является введение активного конца стереотаксического инструмента в целевую точку.

**Погрешность стереотаксического наведения** – разница между пространственным положением запланированной целевой точки мозга пациента и реальным положением активного конца стереотаксического инструмента, введенного в мозг во время операции. Величина погрешности зависит от многих факторов, включающих в себя пространственные искажения на томограммах головного мозга, разрешающую способность томографов, инструментальную погрешность стереотаксических манипуляторов и т.д. Для современных стереотаксических систем суммарная погрешность наведения стереотаксических инструментов на целевую точку находится в пределах  $\pm 1,5$  мм, что является достаточной величиной для решения всех клинических задач функционального и нефункционального стереотаксиса.

Стереотаксическое воздействие – локальное воздействие на мозг, осуществляемое специализированными стереотаксическими инструментами во время операции. В зависимости от цели вмешательства выделяют диагностические и лечебные воздействия на мозг пациента.

Стереотаксическая томография (стереотаксическая КТ, стереотаксическая МРТ, стереотаксическая ПЭТ, стереотаксическая ОФЭКТ) – процедура, назначаемая пациенту перед операцией для визуализации стереотаксических мишеней и получения пространственной информации, используемой для стереотаксического наведения на целевую точку.

Стереотаксический аппарат (стереотаксический манипулятор) – устройство, прикрепляемое к голове пациента во время операции и предназначенное для введения активного конца стереотаксического инструмента в целевую точку мозга.

Стереотаксическая система – программно-аппаратный комплекс для подготовки и проведения стереотаксической операции. Включает в себя стереотаксический манипулятор, стереотаксические локализаторы, инструменты для стереотаксических воздействий и программное обеспечение для стереотаксического наведения.

Стереотаксический локализатор (стереотаксический локалайзер, стереотаксический адаптер) – устройство, прикрепляемое к голове пациента или к стереотаксической раме, фиксированной на голове пациента, во время проведения стереотаксической томографии. Элементы локализатора должны быть видимыми на томограммах. Стереотаксический локализатор служит для «привязки» изображений головного мозга пациента к координатному пространству стереотаксического аппарата.

Системы координат – прямоугольные или полярные координатные системы, использующиеся при стереотаксическом наведении, в которых определяется положение целевых точек мозга. Включают в себя начало координат и координатные оси. В стереотаксисе в качестве реперных точек для построения координатных систем используются как внутримозговые объекты (структуры, относящиеся к желудочковой системе мозга), так и внемозговые маркеры (элементы конструкции стереотаксических аппаратов или другие искусственные маркеры). Как правило, в процедуре стереотаксического наведения используют сразу несколько координатных систем, при этом в процессе подготовки к операции осуществляют пространственную «привязку» между системой координат мозга пациента (иногда через ряд промежуточных этапов) и системой координат направляющих стереотаксического манипулятора.

Стереотаксические расчеты – математические вычисления, выполняемые при подготовке стереотаксической операции для осуществления «привязки» между системами координат, участвующими в стереотаксическом наведении. Исходными данными для стереотаксических расчетов являются измерения, выполняемые на предоперационных томограммах (ранее – вен-

трикулограммах) головного мозга пациента. Результатом стереотаксических расчетов является информация, позволяющая настроить стереотаксический манипулятор во время операции и ввести стереотаксический инструмент в целевую точку мозга. В предыдущие годы стереотаксические расчеты выполнялись вручную, в настоящее время – при помощи компьютерных программ.

Функциональный стереотаксис – выполнение операций на макроскопически неизмененных отделах головного мозга. Целью таких вмешательств является изменение функционирования систем головного мозга, приводящее к прекращению или снижению выраженности патологической симптоматики. Функциональные стереотаксические операции выполняются при ряде нервных и психических заболеваний, таких как эпилепсия, паркинсонизм, дистония, обсессивно-компульсивное расстройство, депрессия, некурибельные болевые синдромы и т.д.

Нефункциональный стереотаксис – проведение вмешательств на патологически измененных участках головного мозга. Показаниями к таким операциям являются, в основном, нейрохирургические заболевания – опухоли головного мозга, глубоко расположенные абсцессы, внутримозговые гематомы, кисты и т.д.

### Глава 3. Системы координат в стереотаксисе

Как уже было упомянуто, структура термина «стереотаксис» отражает особенности стереотаксического наведения, осуществляемого при помощи «упорядочивания» внутримозгового пространства пациента, т.е. присвоения каждой точке мозга координат  $(X, Y, Z)$  координатной системы.

Геометрическое положение точки в пространстве можно задавать в различных системах координат. Соответственно упорядочивание внутримозгового пространства, согласно стереотаксическому принципу, заключается в построении трехмерных координатных систем, при этом любой точке  $M$  упорядоченного таким образом пространства придают три значения координат (рис. 3-1). В процессе упорядочивания пространства при построении координатных систем осуществляется выбор точки  $O$  – начала координат, а также направления координатных осей  $X$ ,  $Y$  и  $Z$ . Таким образом, для работы с любыми координатными системами предварительно необходимо

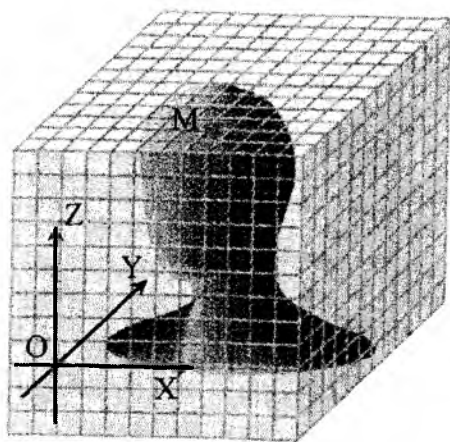


Рис. 3-1.

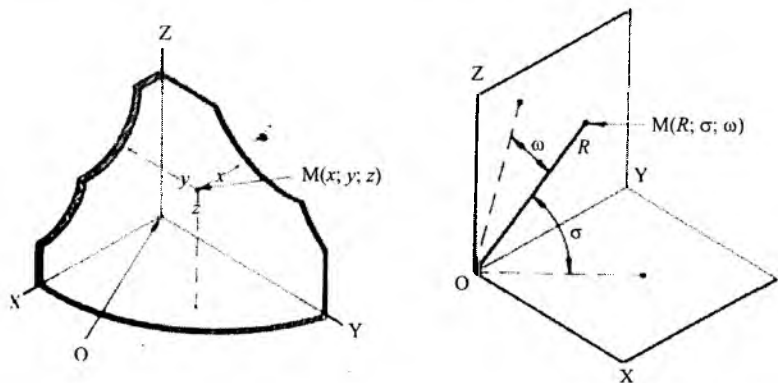


Рис. 3-2.

выбирать ориентиры (реперные точки), на которых будет строиться эта система. В стереотаксисе в качестве таких реперных точек используются как интракраниальные объекты (структуры, относящиеся к желудочковой системе мозга), так и внекраниальные маркеры (элементы конструкции стереотаксических аппаратов).

В стереотаксических методиках могут использоваться два вида координатных систем (рис. 3-2). Наиболее часто используемой является декартова прямоугольная система координат (OXYZ), в которой положение точки (M) в пространстве задается ее прямоугольными координатами — расстояниями (x, y, z) до трех заданных взаимно перпендикулярных плоскостей.

Несколько реже используется полярная система координат, когда положение точки задается с использованием угловых значений. В полярной (или сферической) системе координат положение точки (M) относительно координатных осей задается с помощью трех чисел: R,  $\sigma$ ,  $\omega$  — полярных координат точки, где R — расстояние между точкой и началом координат (длина радиус-вектора точки M);  $\sigma$  — угол между плоскостью XOY и радиусом-вектором точки M;  $\omega$  — угол между плоскостью YOZ и радиусом-вектором точки M. При постоянном R полярная система координат превращается в экваториальную, а полярные координаты — в географические: широту ( $\sigma$ ) и долготу ( $\omega$ ) точки на сфере радиуса R.

Практически в каждой известной стереотаксической методике в явном или неявном виде используется не одна, а несколько систем координат — система координат головного мозга, система координат стереотаксического атласа, система координат стереотаксического аппарата и т.д. В процессе стереотаксического наведения осуществляется цепочка преобразований координат целевой точки из координатной системы пространства головного мозга (упорядочивающей положение мишеней для стереотаксического воз-

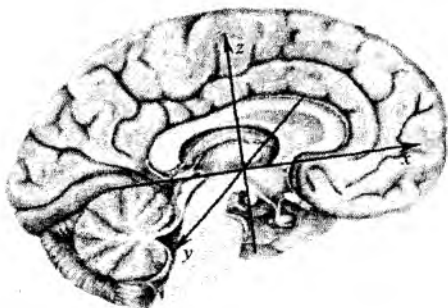


Рис. 3-3.

действия), через ряд промежуточных этапов, в координатную систему направляющих стереотаксического аппарата (определяющую положение активного конца стереотаксического инструмента, введенного в головной мозг).

Для того чтобы во время операции при помощи стереотаксического манипулятора ввести канюлю в целевую точку М головного мозга, необходимо знать координаты, которые следует выставить на направляющих манипулятора. С этой точки зрения процесс стереотаксического наведения заключается в осуществлении взаимной «привязки» координатной системы головного мозга (или томографа) и системы координат направляющих стереотаксического аппарата (Л.В. Абраков, 1975). Результатом такой «привязки» на конечном этапе стереотаксического наведения являются полученные цифровые значения координат, которые нужно выставить на шкалах стереотаксического аппарата, что и обеспечивает попадание стереотаксической канюли в намеченную целевую точку.

Среди систем координат, которые могут использоваться в стереотаксисе, следует выделить три группы. Первая группа систем координат «привязана» к внутримозговым ориентирам (анатомическим образованиям мозга пациента). Существует несколько различных вариантов таких систем. Наиболее часто используется система координат передней и задней комиссур мозга (комиссуральная система координат) (рис. 3-3). Она является трехмерной прямоугольной декартовой системой, у которой начало координат находится в точке, расположенной на середине межкомиссуральной линии: расстояния между передней и задней комиссурами мозга. Ось абсцисс Х проходит в направлении от центра задней комиссуры к центру передней комиссуры, ось аппликат Z проходит через середину межкомиссурального расстояния в плоскости срединной щели мозга, снизу вверх, перпендикулярно оси Х; ось ординат Y проходит через начало координат перпендикулярно осям Х и Z в направлении слева направо.

Координатными плоскостями данной СК являются: срединная сагиттальная плоскость мозга – плоскость симметрии внутримозговых образований, основная горизонтальная плоскость – плоскость, проходящая через межкомиссуральную линию перпендикулярно срединной сагиттальной плоскости; основная фронтальная плоскость – плоскость, проходящая через середину межкомиссуральной линии перпендикулярно горизонтальной и срединной сагиттальной плоскостям. Все точки, находящиеся в левом полушарии мозга, имеют отрицательные значения координаты  $Y$ , тогда как все точки правого полушария имеют значения координаты  $Y$  с положительным знаком. Например, точка внутримозгового пространства с координатами  $X = +17,5$  мм;  $Y = -5,0$  мм;  $Z = +12,4$  мм расположена на 17,5 мм впереди от середины межкомиссуральной линии, на 5 мм левее срединной щели мозга и на 12,4 мм выше межкомиссуральной линии (понятия «выше–ниже» и «впереди–кзади» относятся к вертикальному положению пациента).

Системы координат, основанные на внутримозговых ориентирах, используются для построения стереотаксических атласов мозга, а также для моделирования стереотаксических операций в некоторых стереотаксических системах.

Следует помнить, что в некоторых используемых внутримозговых координатных системах ось, отражающая переднезаднее направление, обозначена буквой  $Y$  (а не  $X$ , как на рис. 3-3). Соответственно ось, ориентированная слева направо, обозначается в таких координатных системах буквой  $X$ .

Вторая группа координатных систем применяется для получения информации о положении внутримозговой целевой точки во время проведения расчетной предоперационной нейровизуализации. Данные координатные системы являются внешними по отношению к мозгу пациента и «привязаны» к пространству компьютерного, магнитно-резонансного или позитронно-эмиссионного томографа. Во время проведения исследования (КТ, МРТ или ПЭТ) томограф позиционирует, т.е. определяет прямоугольные координаты каждой точки сканируемого объекта. Соответственно любой точке любого объекта (в частности мозга пациента), помещенного в пространство томографа, присваиваются значения координат пространства томографа. Направление координатных осей в этом пространстве организовано следующим образом: ось абсцисс  $X$  проходит справа налево перпендикулярно оси стола томографа, ось аппликата  $Z$  соответствует оси стола томографа и направлена от ног к голове пациента, ось ординат  $Y$  перпендикулярна двум остальным осям, направлена от носа к затылку пациента (рис. 8-4).

Начало координат расположено в «изоцентре» томографа. Значения координат ( $X$ ,  $Y$  и  $Z$ ) в этой системе также обозначаются в миллиметрах. Для большинства томографов знак  $+$  или  $-$  перед числом заменен на буквенное обозначение (табл. 1). Обозначения оси R–L соответствуют направлению «право–лево» (right–left, ось  $X$ ), обозначения оси A–P – направлению «спе-

Таблица 1

Направление оси координат	Буквенное обозначение перед числом	Знак
X	R	-
	L	+
Y	P	+
	A	-
Z	F	-
	H	+
Z (для некоторых томографов)	I	-
	S	+

реди назад» (anterior–posterior, ось Y), обозначения оси F–H – направлению «ноги–голова» (feet–head, ось Z). Для некоторых томографов ось Z имеет буквенное обозначение I–S («снизу вверх», inferior–superior).

Например, точка с координатами L18,7; A 39,3; H 2,8 расположена на 18,7 мм левее, на 39,3 мм впереди и на 2,8 мм выше изоцентра томографа (в цифровом значении координат  $X = +18,7$ ;  $Y = -39,3$ ;  $Z = +2,8$ ). Точка с координатами R 56,5; P0,3; F 2,0 расположена на 56,5 мм правее, на 0,3 мм кзади и 2,0 мм ниже изоцентра (значения координат  $X = -56,5$ ;  $Y = +0,3$ ;  $Z = -2,0$ ). Система координат пространства томографа является неизменной для всех серий срезов при исследовании пациента. Следовательно, координаты объектов могут быть определены на нескольких срезах одной и той же или разных серий, полученных в различных направлениях сечения мозга пациента.

Информация о значениях координат точек мозга на томограммах может быть получена при наведении экранного курсора на интересующую точку. Для этого можно использовать экран томографа или рабочей станции, а также некоторые программы для персональных компьютеров – «просмотрщики» медицинских изображений в формате DICOM. В некоторых случаях для получения информации о положении точки может быть использована плоская (двумерная) система координат X–Y, построенная на томограмме, содержащей интересующий объект.

Координатные системы третьей группы также являются внешними по отношению к мозгу и строятся на основе реперных элементов стереотаксических систем (например, меток стереотаксического локализатора (см. главу 9), или рамы стереотаксического манипулятора, фиксирующейся к голове больного во время операции). Такие координатные системы могут быть устроены по-разному, в зависимости от конструкции аппарата.

Среди систем координат стереотаксических аппаратов встречаются как прямоугольные, строящиеся по типу трехмерной декартовой системы, так и построенные по полярному принципу (см. главу 7). Некоторые стереотаксические аппараты могут иметь сразу несколько систем координат. Как пра-



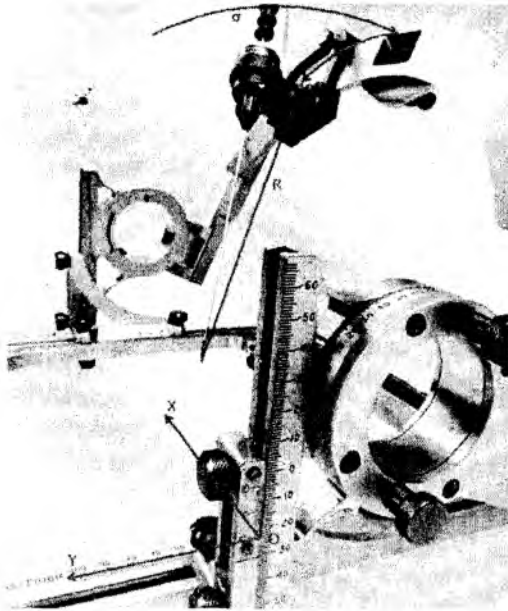


Рис. 3-4.

шно, значения координат полярной или прямоугольной системы отмечаются на шкалах, имеющих на направляющих стереотаксического манипулятора (рис. 3-4). В прямоугольных системах координат стереотаксического аппарата координатная ось, направленная от основания черепа к макушке пациента, всегда обозначается буквой Z, тогда как координатные оси, направленные сзади кпереди и слева направо, в аппаратах разных конструкций могут обозначаться по-разному. В некоторых системах буквой X обозначается передне-задняя ось, тогда боковая ось обозначается буквой Y, в аппаратах других конструкций буквой X обозначается боковая ось (а передне-задняя соответственно обозначена буквой Y). Начала координат в аппаратах разных конструкций также могут быть расположены по-разному.

Значения координат целевой точки мозга в координатной системе стереотаксического манипулятора могут быть получены в результате стереотаксических расчетов, осуществляющихся для взаимной «привязки» координатных систем мозга (или томографа) и стереотаксического аппарата. Эти координаты, как уже было сказано, и определяют конечное положение стереотаксического инструмента, введенного в целевую точку во время операции.

## Глава 4. Роль стереотаксических атласов и предоперационной нейровизуализации в стереотаксическом наведении

Самое первое стереотаксическое устройство – стереоэнцефалометр русского анатома Д.В. Зернова – не требовало для своей работы проведения дополнительных специальных предоперационных исследований мозга пациента. Данный прибор был создан для использования в клинической практике в соответствии с учением о локализации функций в центральной нервной системе. Стереоэнцефалометр предназначался для определения положения патологического очага в области мозговой коры у пациентов во время нейрохирургических операций.

Этот аппарат состоял из следующих частей: 1) основного кольца, укрепляемого в горизонтальной плоскости, проходящей через назион и иннион, 2) экватора, расположенного перпендикулярно к основному кругу во фронтальной плоскости и разделенного на градусы таким образом, чтобы  $0^\circ$  находился над сагиттальным швом, 3) подвижного меридиана, который можно было перемещать по отношению к экватору (рис. 4-1). Меридиан также был разделен на градусы. Таким образом, положение любой точки на своде черепа могло быть определено в виде двух цифр (широты и долготы) и отмечено при помощи указателя, перемещающегося по меридиану. Аппарат укреплялся на голове пациента в одном и том же положении по отношению к костям черепа при помощи носового и ушных упоров. Таким образом, стереоэнцефалометр содержал полярную систему координат, построенную на элементах основного кольца аппарата, совмещаемых с костными ориентирами черепа пациента.

Для того чтобы локализовать борозды и извилины коры головного мозга на своде черепа, использовалась энцефалометрическая карта, созданная Д.Н. Зерновым и Н.В. Алтуховым, которая показывала положение отделов коры, швов черепа, а также проекции некоторых подкорковых структур на свод черепа. Энцефалометрическая карта отражала положение вышеназванных структур в полярной системе координат поверхности мозга, анало-

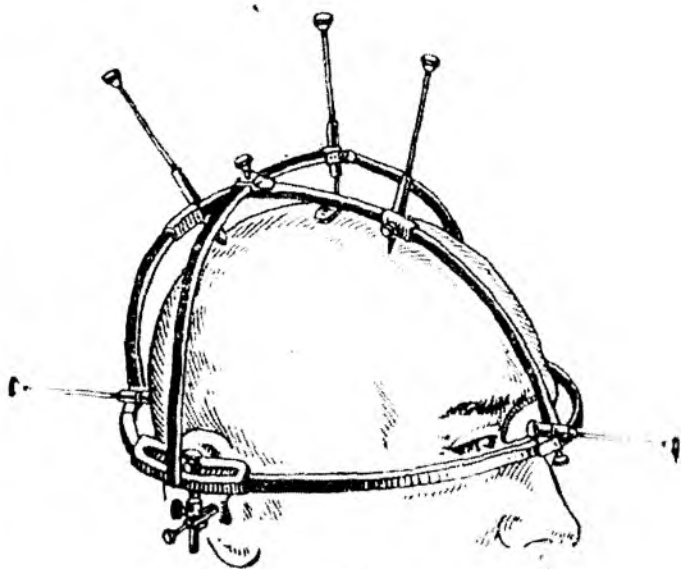


Рис. 4-1.

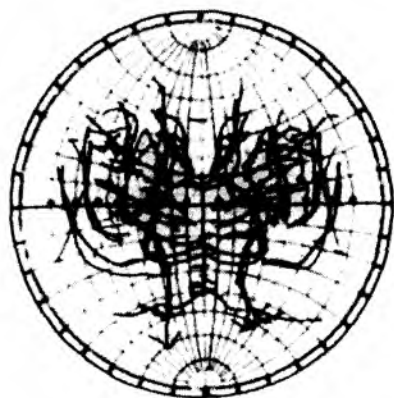


Рис. 4-2.

лично карте полушарий земной поверхности. Реперными точками для этой координатной системы явились черепные ориентиры. Экватор соединял наружные слуховые проходы, а перпендикулярные ему меридианы проходили от иниона к назиону (рис. 4-2). Энцефалометрическая карта явилась прототипом стереотаксических атласов, введенных в практику при дальнейшем раз-

витии стереотаксического метода. *Обязательное наличие координатной системы отличает стереотаксические атласы от обычных анатомических*, и в этом смысле энцефалометрическая карта Зернова и Алтухова вполне обоснованно занимает свое место в ряду стереотаксических атласов.

Характеризуя метод Д.Н. Зернова с точки зрения современных представлений о стереотаксическом наведении, можно отметить, что здесь имелись только две координатные системы: система координат поверхности мозга пациента и система координат стереотаксического аппарата (стереоэнцефалометра). При этом проблема сопоставления, т.е. пространственной «привязки» двух координатных систем решалась путем их полного совмещения друг с другом, что автоматически происходило при фиксации стереоэнцефалометра на голове пациента при помощи носового и ушных упоров.

Точность определения положения (т.е. локализации) целевых структур на поверхности мозга при помощи стереоэнцефалометра уступала последующим поколениям стереотаксических аппаратов. Это объяснялось не до конца решенной проблемой индивидуальной изменчивости мозга пациентов. Дело в том, что авторы энцефалометрической карты знали о вариабельности положения структур мозга по отношению к костным черепным ориентирам у разных пациентов и даже отдельно отметили на карте их положение для брахи- и долихоцефалов. Однако последующие исследования показали отсутствие достоверной корреляции между типом строения черепа человека и вариабельностью положения корковых и подкорковых структур. Тем не менее точность локализации, обеспечиваемая стереоэнцефалометром, была вполне достаточной для решения поставленных клинических задач.

Имеются документальные свидетельства об успешном применении стереоэнцефалометра во время нейрохирургических вмешательств (Э.И. Кандель, 1965, 1981). В то же время прибор Д.Н. Зернова нельзя в полной мере считать стереотаксическим аппаратом, так как координатные системы, используемые в работе стереоэнцефалометра, не были трехмерными и позволяли локализовать целевые точки лишь на поверхности коры головного мозга пациента.

Следующим этапом в развитии стереотаксических методик принято считать работы английских исследователей V. Horsley и R. Clarke (1906), создавших аппарат для физиологических исследований головного мозга животных. Методика V. Horsley и R. Clarke основывалась на тех же принципах, что и стереоэнцефалометр Д.Н. Зернова – наличие аппарата, фиксирующегося к черепу, систем координат и стереотаксического атласа. Аналогичным являлся и принцип «привязки» координатных систем мозга и аппарата – полное совмещение точек начала координат и координатных осей, возникающее при фиксации головы экспериментального животного в держателях.

Тем не менее поставленная задача — достижение глубоких структур мозга в целях проведения экспериментальных исследований — привела к тому, что в рамках данной методики каждый из этих элементов был существенно усовершенствован. Прежде всего в координатные системы мозга и аппарата были добавлены третья координатная ось, что позволило проводить локализацию целых точек во всем объеме внутримозгового пространства (а не только на поверхности коры мозга). Этот момент и обосновывает название «стереотаксический», данное V. Horsley и R. Clarke своему методу.

Основой для построения системы координат пространства головного мозга, так же как и при работе со стереоэнцефалометром, являлись костные черепные ориентиры. Однако сами координатные системы носили характер не полярных (как в методике Д.Н. Зернова), а прямоугольных декартовых систем координат, основанных на трех взаимно перпендикулярных координатных плоскостях. «Нулевая» горизонтальная плоскость (основанная на орбитомасштабной линии Raid или франкфуртской линии) проходила через центры наружных слуховых проходов и нижние края орбит. «Нулевая» фронтальная плоскость проходила через центры наружных слуховых проходов (интерауральную линию). «Нулевая» сагиттальная плоскость строилась на срединной плоскости черепа перпендикулярно двум остальным координатным плоскостям. Точка пересечения «нулевых» плоскостей, лежащая посередине интерауральной линии, являлась началом координат декартовой системы мозга (рис. 4-3).

На основе указанной координатной системы V. Horsley и R. Clarke составили ряд стереотаксических атласов экспериментальных животных, представляющих собой серии изображений срезов мозга, параллельных «нулевым» плоскостям. На каждом из срезов мозга были отмечены координатные оси, которые (наряду с номером среза по отношению к «нуле-

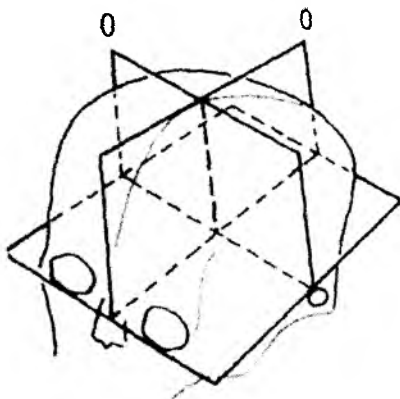


Рис. 4-3.

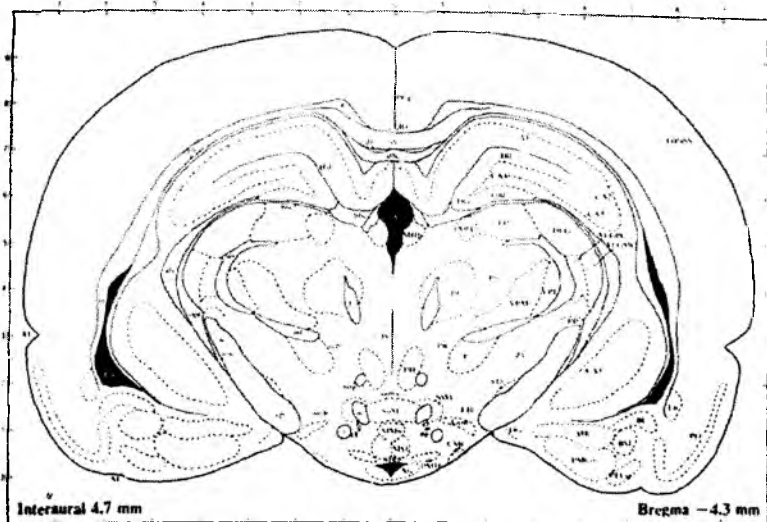
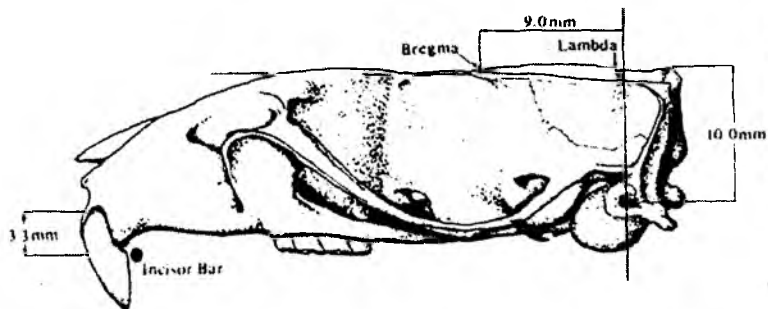


Рис. 4-4.

вой» плоскости) позволяли определить три координаты для любой интересующей исследователя точки мозга в указанной системе координат.

Впоследствии по методике V. Horsley и R. Clarke было создано большое количество стереотаксических атласов экспериментальных животных (рис. 4-4). Принцип построения стереотаксических атласов V. Horsley и R. Clarke представлял собой еще одно отличие от методики, используемой при работе со стереоэнцефалометром Д.Н. Зернова, в которой энцефалометрическая карта являлась не изображением среза мозга, а проекцией корковых зон и подкорковых образований на плоскость.

Созданный авторами стереотаксический аппарат обеспечивал возможность вводить стереотаксический электрод в мозг животного в соответ-

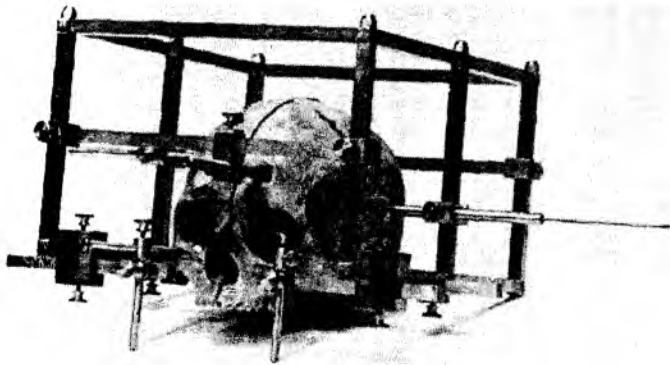


Рис. 4-5.

стии с координатными плоскостями и таким образом достигать целевых зон, обозначенных в атласе. Метод V. Horsley и R. Clarke позволял добиться высокой точности попадания инструмента в структуру-мишень благодаря наличию относительно постоянных краниocereбральных отношений у животных. Это обстоятельство способствовало практически полному совмещению координатных систем пространства головного мозга и стереотаксического аппарата при установке головы животного в раме аппарата. Это достигалось с помощью введения специальных держателей в наружные слуховые проходы и дополнительной фиксации головы глазными и носовыми упорами.

В то же время попытка внедрить аналогичную методику для оперативных вмешательств на головном мозге человека, предпринятая лондонским нейроанатомом и нейрофизиологом A. Mussen в 1918 г., не увенчалась успехом. Его аппарат, созданный в соответствии с методом V. Horsley и R. Clarke, также содержал прямоугольную трехмерную систему координат, основанную на черепных ориентирах. «Нулевая» горизонтальная плоскость, соответствующая нижней плоскости аппарата, проходила параллельно орбитомеатальной линии, «нулевая» фронтальная плоскость проходила через наружные слуховые проходы перпендикулярно горизонтальной, «нулевая» сагиттальная соответствовала срединной линии черепа (рис. 4-5). Аппарат укреплялся в строго определенном положении к черепным ориентирам при помощи нескольких стержней с упорами и имел шкалы для введения электрода в мозг в вертикальном и горизонтальном направлениях в соответствии с используемой системой координат. Однако стереотаксического атласа мозга человека для этого аппарата не было создано, и в нейрохирургической практике аппарат A. Mussen не использовался.

Безусловно, главной причиной неприемлемости такой методики для работы с головным мозгом человека является выраженная индивидуальная

вариабельность пространственного положения мозговых структур по отношению к черепным ориентирам, что было доказано многочисленными исследованиями. Так, Е.А. Spiegel и Н.Т. Wycis обнаружили существенный разброс значений угла между осью ствола мозга и «основной» горизонтальной плоскостью черепа. J. Talairach и соавт. (1957) выявили значительную вариабельность положения структур III желудочка по отношению к орбитомеатальной линии. Исследованиями целого ряда авторов (Wahren Gerlach, 1959) показано, что для человеческого черепа основные плоскости и линии, лежащие в основе прямоугольной системы координат в методике V. Horsley и R. Clarke (интерауральная, срединная сагиттальная и орбитомеатальная), чаще всего не являются перпендикулярными друг другу из-за наличия черепной асимметрии. Наконец, Л.В. Абраковым (1975) показано, что у большинства пациентов срединная плоскость мозга не совпадает с срединной линией черепа. Следовательно, стереотаксический атлас человека, основанный на принципах атласов для животных и использующий для построения системы координат мозга черепные ориентиры, был бы пригоден исключительно для операций на мозге самого индивидуума, послужившего для создания атласа, и не годился бы для других пациентов.

Таким образом, было установлено, что координатная система пространства мозга человека не может быть основана на черепных ориентирах. Предпосылки для разрешения данной проблемы появились лишь с внедрением в клиническую практику W.E. Dandy в 20-х годах XX века метода рентгенографии с контрастированием желудочковой системы мозга.

Этот способ нейровизуализации (венрикулография) позволял определить положение не самих структур мозга, интересующих нейрохирурга при проведении стереотаксической операции (поскольку они все являются рентгенпрозрачными), а лишь пространственное положение внутримозговых ориентиров. Это обстоятельство сохраняло необходимость использования атласов мозга человека при использовании стереотаксических аппаратов, однако теперь их координатные системы основывались не на черепных, а на внутримозговых ориентирах.

В 1947 г. американскими авторами Е.А. Spiegel и Н.Т. Wycis было показано, что индивидуальная вариабельность положения структур головного мозга человека по отношению к внутримозговым ориентирам существенно меньше по сравнению с краниocereбральной вариабельностью. В качестве внутримозговых ориентиров наиболее удобно было использовать элементы желудочковой системы мозга. Такая методика позволила разработать первые аппараты, успешно применяемые при проведении стереотаксических операций на головном мозге человека (рис. 4-6).

Выводы Е.А. Spiegel и Н.Т. Wycis были подтверждены исследованиями J. Talairach, который убедительно доказал наличие весьма постоянных пространственных соотношений между глубокими структурами мозга, чаще всего представляющими интерес для нейрохирургов, и линией, соединяю-



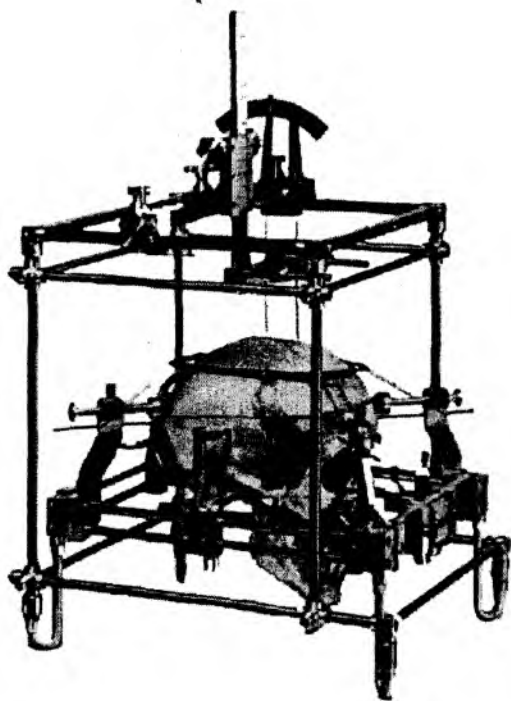


Рис. 4-6.

ней переднюю и заднюю комиссуры мозга (межкомиссуральной линией). Подобные исследования послужили основанием для создания стереотаксических атласов головного мозга человека, построенных в соответствии с внутримозговыми системами координат (т.е. координатными системами, у которых начало координат и направления координатных осей связаны с внутримозговыми ориентирами) (рис. 4-7, 4-8). Такие атласы представляют собой послойные срезы мозга, выполненные параллельно основным плоскостям внутримозговой системы координат. Каждый срез содержит координатные шкалы, направления осей системы координат и проекцию «нулевой точки» — начала координатной системы. Это позволяет определить координаты X, Y и Z любой внутримозговой структуры, изображенной на срезе, по внутримозговой системе координат, и использовать их для «привязки» к координатной системе направляющих стереотаксического аппарата (способы «привязки» этих систем рассматриваются в главе 8).

Первый из таких атласов был издан в 1952 г. E.A. Spiegel и H.T. Wycis, которые сконструировали также первый стереотаксический аппарат для нейро-

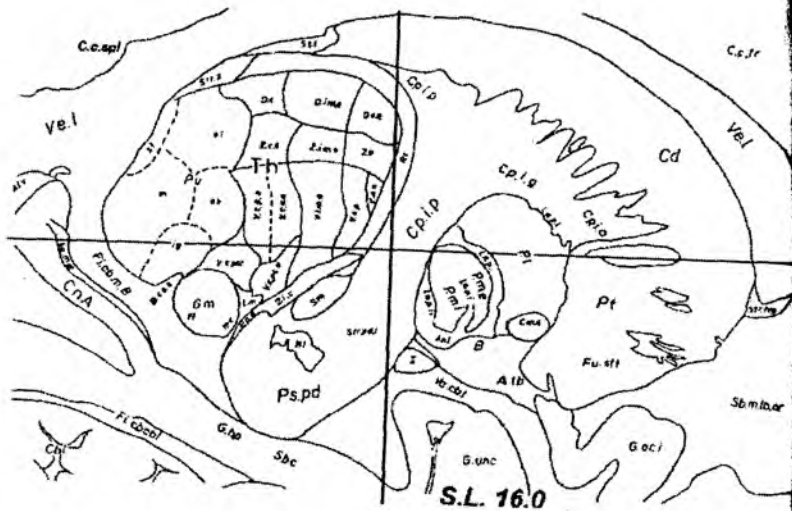


Рис. 4-7.

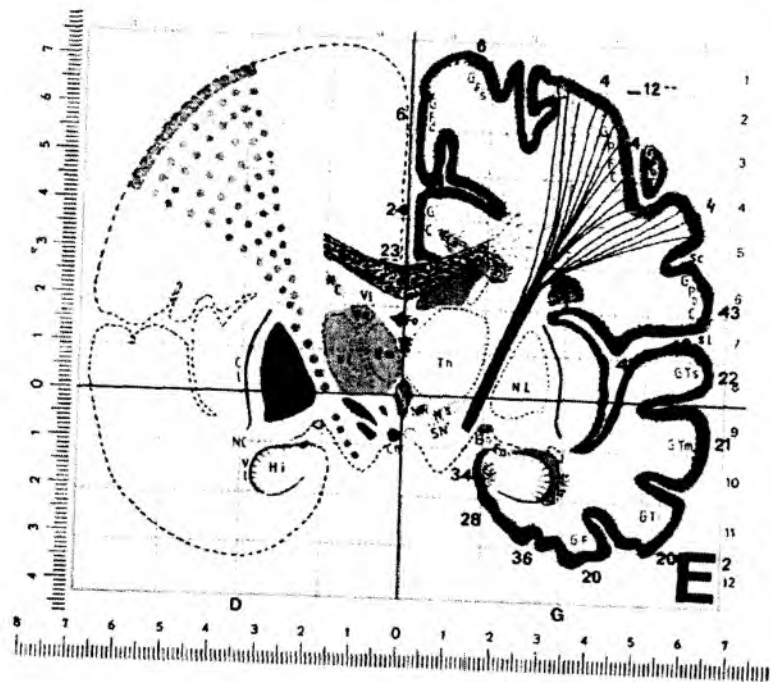


Рис. 4-8.

хирургических вмешательств у человека (стереоэнцефалотом), применив его для операций на зрительном бугре. Разработанная этими авторами методика стереотаксических операций на мозге человека с использованием данного аппарата включала в себя предварительное проведение пневмовентрикулографии для определения положений внутримозговых ориентиров.

Таким образом, впервые был сформулирован один из основных принципов стереотаксической нейрохирургии: *поскольку при стереотаксических операциях на мозге человека в качестве ориентиров для построения системы координат мозга могут использоваться только интрацеребральные точки, проведению операции обязательно должно предшествовать расчетное нейровизуализационное (интраскопическое) исследование, локализирующее эти ориентиры. Роль предоперационной нейровизуализации при этом заключается в осуществлении пространственной «привязки» между координатными системами мозга пациента и стереотаксического аппарата.*

Рассматривая эволюцию конструкции первых стереотаксических аппаратов для операций на головном мозге человека, можно заметить еще одно принципиальное нововведение, которое отсутствовало в аппарате (стереоэнцефалотоме) Е.А. Spiegel и Н.Т. Wycis I модели, но уже имело место во второй и последующих конструкциях, а также во всех последующих стереотаксических рамных аппаратах, включая современные конструкции. Речь идет об острой («жесткой») фиксации стереотаксического аппарата с помощью упоров (винтов), внедряющихся в губчатое вещество костей черепа пациента.

Необходимость жесткой фиксации возникла в результате усложнения организации стереотаксического наведения при включении в нее расчетной пневмулографии как обязательной предварительной процедуры операционного вмешательства. Очевидно, что случайное смещение стереотаксического аппарата, произошедшее между проведением вентрикулографии и введением инструмента в мозг, сразу же разрушает достигнутую «привязку» координатных систем пространства головного мозга и направляющих аппарата, что делает все выполненные стереотаксические расчеты недостоверными. Кроме того, смещение аппарата при введении в мозг пациента стереотаксическом инструменте может быть опасно для больного.

Конечно, необходимость острой фиксации стереотаксического манипулятора к костям черепа несколько повышает травматичность операции, учитывая, что операция, как правило, выполняется под местной анестезией. И то же время, по мнению Л.В. Абракова (1975), острая фиксация аппарата на фоне адекватно проведенной местной анестезии легко и безболезненно переносится пациентами. В то же время «мягкая» фиксация, например, при помощи упоров с резиновыми наконечниками (имевшая место в некоторых методиках) не только не гарантирует возможного смещения, но и доставляет больным гораздо больше неприятных ощущений вследствие значительного и длительного давления на сравнительно большую поверхность покровов черепа.

Последующими авторами были предложены разнообразные внутримозговые ориентиры для построения систем координат пространства головного мозга: отверстие Монро (E.A. Spiegel, H.T. Wycis, 1952; J. Andrews, E.S. Watkins, 1969), шишковидная железа (E.A. Spiegel, H.T. Wycis, 1952), преаммилярная вырезка III желудочка (G. Guiot, H.T. Wycis, 1975) «верхняя точка III желудочка» (A. Delmas, B. Pertuiset, 1959) и т.д. и соответственно для создания основанных на этих координатных системах стереотаксических атласов. Основными критериями, служившими для выбора ориентиров, являлись их простота визуализации на вентрикулограммах и относительное постоянство положения основных структур-мишеней по отношению к ориентирам у различных индивидуумов.

Исходя из этого, достаточно быстро общепринятой стала система координат, основанная на передней и задней комиссурах мозга. Согласно G. Shaltenbrand и P. Baley, начало координат этой системы располагается посередине межкомиссуральной линии (рис. 3-3).

Поскольку внутримозговая система координат, основанная на комиссурах мозга, относительно точно позволяла локализовать лишь структуры, расположенные в базальных ганглиях и верхних отделах ствола, для наведения на структуры задней черепной ямки была предложена система координат, построенная на реперных элементах IV желудочка (F. Afshar, E.S. Watkins, J.C. Yarp, 1978).

Вышеописанная методика стереотаксического наведения, использующая стереотаксические атласы для определения положения целевых структур мозга, называется *непрямой локализацией*. Такой термин обозначает, что структуры-мишени не визуализируются напрямую, а их положение определяется косвенным путем. Сначала определяется их положение по отношению к желудочковой системе (при помощи атласа), а затем определяют положение элементов желудочковой системы по отношению к стереотаксическому аппарату.

Более надежным методом является *прямая локализация*, при которой структуры-мишени непосредственно определяются во время предоперационной нейровизуализации, и их можно сразу «привязать» к координатной системе стереотаксического аппарата. При этом необходимость в применении стереотаксических атласов отпадает. Однако прямая локализация возможна лишь при использовании таких методов нейровизуализации, как компьютерная и магнитно-резонансная томография, и то далеко не во всех случаях, поскольку некоторые целевые структуры могут не различаться на томограммах. Таким образом, атласы и в настоящее время сохраняют свое значение в стереотаксическом наведении. Даже в нефункциональном стереотаксисе, когда мишенью является патологическое образование, видимое на томограммах, и, следовательно, используется прямая локализация, стереотаксические атласы удобно использовать для оценки степени вовлечения в патологический процесс не визуализируемых на томограммах структур мозга.

## **Глава 5. Проблема индивидуальной вариабельности и точность стереотаксического наведения**

**М**едицинская эффективность стереотаксических вмешательств зависит от точности попадания стереотаксическим инструментом во время операции в заданную стереотаксическую мишень – определенное образование мозга (например, какое-либо подкорковое ядро или небольшое патологическое новообразование). Чем точнее попадание, тем эффективнее лечение или диагностика патологического состояния. И, наоборот, при неточном попадании стереотаксического инструмента в целевую точку лечение не только не будет эффективным, но также существенно возрастает риск формирования побочных эффектов и осложнений операции из-за нежелательного распространения стереотаксического воздействия на структуры, соседние с целевой мишенью. Следовательно, при разработке стереотаксических методик и стереотаксической аппаратуры необходимо стремиться к максимально возможному уменьшению погрешности стереотаксического наведения.

Одной из причин, влияющих на точность стереотаксического наведения в функциональном стереотаксисе, является индивидуальная вариабельность анатомии головного мозга у человека. Используя методику непрямой стереотаксической локализации мишеней с применением вентрикулографии и атласов, большинство авторов, тем не менее, отдавали себе отчет в том, что она окончательно не решает проблему индивидуальной вариабельности, поскольку определенный разброс расположения внутримозговых мишеней по отношению к желудочковой системе все равно существует. Иными словами, вследствие индивидуальной вариабельности мозг конкретного пациента далеко не всегда соответствует «эталонному» мозгу, изображенному в атласе.

Несоответствие между истинным расположением в пространстве интересующей структуры и ее координатами, полученными с помощью атласа, усиливается при увеличении расстояния от данной структуры до начала ко-

миссуральной системы координат. Так, по данным R.V. Tasker (1982), для таламических мишеней «привязка» к передней и задней комиссурам приводила к ошибкам наведения на 2 мм и более у 35% пациентов. Для структур мишеней, расположенных еще дальше по отношению к началу внутримозговой системы координат – переднего бедра внутренней капсулы, поясной извилины, педункулопонтинного и субталамического ядра – индивидуальная вариабельность пространственного расположения возрастает еще больше.

Указанная проблема решалась разными способами. Достаточно распространенной методикой была коррекция значений координат структур мишеней в системе координат мозга с помощью индивидуальных линейных коэффициентов. Например, Э.И. Кандель (1981) предложил учитывать степень гидроцефалии пациента для определения величины смещения мишеней в латеральном направлении относительно средних величин, указанных в стереотаксическом атласе. При выраженной гидроцефалии предлагалось увеличить значение соответствующей координаты целевой точки на 1–2 мм.

Аналогичный метод пропорциональной коррекции значений координат в передне-заднем и вертикальном направлении (в зависимости от длины межкомиссуральной линии и высоты таламуса у данного пациента, что определялось по данным вентрикулографии) описан R.J. Coffey (1998). J. Talairach предлагал использовать так называемый «фактор относительности», который для сагиттальной оси равен отношению расстояния между передней и задней комиссурами мозга пациента, к этому же расстоянию, измеренному по атласу.

Недостатком этого принципа является то, что он предполагает строго линейную корреляцию между размерами желудочковой системы и положением целевых структур, что в большинстве случаев не соответствует действительности. В противовес этим методикам Д.К. Аннараудом (1976) был предложен метод нелинейных преобразований мозгового пространства, заключавшийся в построении нелинейной математической функции для коррекции каждой из координат. Функции выводились на основе большого числа измерений, выполняемых на вентрикулограммах. Координаты рентгенконтрастных ориентиров на вентрикулограммах пациента сравнивались с координатами этих ориентиров, указанными в атласе, причем для каждой из координатных плоскостей учитывалось более двух точек. Построенная на основе этих измерений нелинейная математическая функция описывала изменчивость расположения мозговых структур, и в предоперационные расчеты вносилась соответствующая поправка.

Другим способом решения проблемы было построение внутримозговых систем координат, основанных на ориентирах, непосредственно прилегающих к целевым структурам. Так, J. Talairach (1958) для проведения вмешательства на гиппокампе использовал систему координат, построенную на элементах височного рога бокового желудочка, и показал, что вариабельность положения гиппокампа в этой координатной системе гораздо менее

выражена, чем в системе координат передней и задней комиссур. Л.В. Лайтман (1973) для наведения на поясную извилину предложил использовать вместо вентрикулографии церебральную ангиографию, что позволило визуализировать каллозо-маргинальную артерию, непосредственно соседствующую с данной целевой структурой.

В целом можно отметить, что использование методик, учитывающих вариативность положения структур мозга человека, безусловно, способствовало увеличению точности стереотаксических вмешательств и повышению эффективности операций. В то же время в рамках стереотаксических методик, использующих для наведения расчетную вентрикулографию и другие методы непрямой (косвенной, опосредованной) нейровизуализации стереотаксических мишеней (включая церебральную ангиографию) проблема вариативности полностью не могла быть решена. Для этого потребовалось внедрение томографических методик, позволяющих выполнять прямую (непосредственную) визуализацию структур мозга.

С конца 1970-х годов в качестве метода предоперационной нейровизуализации в стереотаксисе стала применяться рентгеновская компьютерная томография. Несколько позже для стереотаксического наведения стала использоваться магнитно-резонансная томография головного мозга. Внедрение этих методик лежало в основе возникновения нового класса стереотаксических вмешательств — нефункциональных стереотаксических операций. Ранее, когда стереотаксическое наведение осуществлялось исключительно при помощи вентрикулографии, выполнение нефункциональных вмешательств, при которых мишенями являются патологически измененные участки головного мозга (опухоли, абсцессы и т.д.), было практически неосуществимо. Однако возможности томографии в осуществлении прямой локализации мишеней функционального стереотаксиса были оценены не сразу, и даже в настоящее время используются далеко не полностью.

Большая часть методик стереотаксического наведения, использующих предоперационную томографию головного мозга, предполагает визуализацию на томограммах передней и задней комиссур с последующим определением положения подкорковых структур-мишеней по отношению к комиссурам и соответствии с данными стереотаксических атласов. Возможность визуализации самих структур-мишеней на томограммах не рассматривается. Таким образом, томография используется в качестве «неинвазивной вентрикулографии» для непрямой локализации мишеней. При этом механический перенос координат, взятых из стереотаксического атласа, на томографические срезы сводит (как и в случае вентрикулографии) мозг индивидуального пациента к «стандартному» мозгу. Такой принцип использования предоперационной нейровизуализации фактически пренебрегает основным преимуществом томографии — возможностью преодолеть влияние вариативности строения мозга на точность наведения.

Распространенность этой методики может объясняться тем, что многие нейрохирурги в принципе не рассматривают предоперационную нейровизуализацию как способ точного наведения на целевую структуру, а полученные с ее помощью стереотаксические координаты используют как «первичные» или «примерочные». При этом большую роль играет интраоперационная физиологическая идентификация структур-мишеней при помощи импедансометрии, микроstimуляций и регистрации нейронной активности (L.W. Organ, 1967; R.V. Tasker, 1982; P.J. Kelly, 1987). Во время операции после введения инструмента в целевую точку обязательно производится коррекция его положения в соответствии с результатами электрофизиологических исследований. Во многих случаях окончательное положение целевой точки для стереотаксического воздействия достигается после 2–3 и более введений стереотаксического инструмента в мозг.

Очевидно, что такой подход приводит к не всегда оправданному росту травматичности стереотаксического вмешательства, а также неизбежно увеличивает продолжительность операции. Кроме того, данная методика не может быть реализована при проведении дистантных радиохирургических стереотаксических воздействий (см. главу 12).

Альтернативой вышеописанного подхода является методика, основанная на прямой визуализации целевых структур. Прямая визуализация большинства структур-мишеней функционального стереотаксиса на томограммах возможна и, безусловно, должна применяться. Не следует отрицать тот факт, что физиологическая интраоперационная идентификация мишеней является необходимой. В то же время не подлежит сомнению, что прямая локализация целевых структур, независимо от индивидуальных особенностей строения мозга пациента, позволяет повысить точность наведения и уменьшить число повторных введений стереотаксического инструмента в мозг. Наиболее подробную картину внутримозгового пространства дает магнитно-резонансная томография (МРТ), которая позволяет увидеть наибольшее число ядер и проводящих путей мозга человека. Это объясняется более четким, по сравнению с рентгеновской компьютерной томографией, контрастом между серым и белым веществом, а также возможностью получения серий томограмм в разных режимах (программах) изображений мозга.

Однако в некоторых случаях все-таки приходится использовать непрямую стереотаксическую локализацию мишеней на томограммах. Дело в том, что даже МРТ не дает исчерпывающей картины мозга исследуемого пациента. Часть ядер, проводящих путей и других образований мозга, являющихся мишенями для лечебных стереотаксических воздействий, остаются невидимыми на томограммах. Для их локализации до сих пор используются опосредованные методы определения пространственного положения с применением карт мозга или стереотаксических атласов.

В лучших (из известных) стереотаксических атласах приведены многие десятки, в том числе самых мелких образований мозга, которые зачастую



невидимы ни на одном из видов интраскопии. Однако всегда следует помнить, что всякий атлас – это некий «стандартный» мозг, лишенный тонких индивидуальных пространственных отличий. Поэтому актуальной остается проблема трансформации «стандартного» мозга атласа для «превращения» его по пространственным характеристикам в индивидуальный мозг конкретного пациента. Это позволяют сделать некоторые «электронные» стереотаксические атласы, которые могут на дисплее компьютера «накладываться» на томограммы пациента и «растягиваться» и «сжиматься» в соответствии с индивидуальной анатомией мозга больного. Такие атласы входят в состав прикладных пакетов коммерческих программ для стереотаксического наведения.

В тех случаях, когда структура-мишень не визуализируется на томограммах и приходится применять не прямое стереотаксическое наведение, наиболее целесообразно не ограничиваться «привязкой» мишени к началу координат комиссуральной системы головного мозга, а в максимальной степени использовать «видимые» на томограммах ориентиры, непосредственно прилегающие к «невидимым» целевым структурам. Примеры такого способа локализации целевых точек на предоперационных томограммах приведены в главе 11.

Одной из важнейших задач для дальнейшего развития стереотаксической методики является поиск новых способов нейровизуализации, позволяющих напрямую увидеть интересующие в качестве стереотаксических мишеней структуры мозга. Существующая тенденция развития методик интраскопии позволяет рассчитывать на возможность в недалеком будущем выполнять прямую локализацию тех структур, которые в настоящее время являются объектами для непрямого стереотаксического наведения. Согласно опубликованному рядом авторов предварительным данным, перспективными в этом отношении являются сверхвысокопольная МРТ и МР-трактография.

Кроме индивидуальной вариабельности анатомии головного мозга, на точность стереотаксического наведения может влиять множество факторов, часть из которых обсуждается в главе 11. Однако, говоря о точности стереотаксического наведения в целом, следует уяснить некий предельный уровень точности, превышение которого уже не имеет практического смысла и лишь ведет к ненужному усложнению методики. Эта величина должна учитывать размеры подкорковых структур головного мозга, являющихся стереотаксическими мишенями, а также геометрические параметры стереотаксических канюль и производимых ими воздействий на мозг.

При этом некоторые производители и специалисты по продажам стереотаксической техники иногда приводят совершенно фантастические данные о точности наведения на целевые точки, достигаемой при помощи их оборудования. Так, на одной из рекламных презентаций утверждалось, что новейшая навигационная система одного из европейских производителей

позволяет достигать намеченной целевой точки головного мозга с погрешностью, не превышающей 0,2 мм (!). И это при том, что разрешающая способность томограмм, на которых визуализируется данная целевая точка, в большинстве случаев не превышает 0,5–1 мм, не говоря уже об отсутствии клинической необходимости в такой «космической» точности.

В соответствии с требованиями Американского общества по тестированию и материалам, стереотаксические аппараты должны обеспечивать попадание инструмента в запланированные целевые точки мозга с погрешностью, не превышающей 1 мм (Annual Book of ASTM Standards, F1266-89). В реальности, по данным R.J. Maciunas (1994) и S.L. Simon (2005), наиболее точные современные стереотаксические системы обеспечивают наведение на внутримозговые мишени (в случае их прямой локализации на томограммах) с суммарной погрешностью около 1,2–1,5 мм. При этом добиться еще большей точности является весьма затруднительной задачей, поскольку этому препятствует ряд объективных факторов. К таким факторам относятся разрешающая способность изображений мозга на дооперационных томограммах, инструментальная погрешность стереотаксических манипуляторов и т. д.

В то же время указанная величина погрешности позволяет добиваться хороших клинических результатов в ходе функциональных стереотаксических вмешательств даже на таких мелких подкорковых структурах, как субталамическое и педункулопонтинное ядра. Если же речь идет о нефункциональных стереотаксических операциях, таких как биопсия новообразований мозга, то, по мнению ряда авторов (H.F. Reinhard, 1998; П.И. Иванов и соавт., 2007), вполне допустимой является погрешность в пределах 3–5 мм. Впрочем, в тех случаях, когда новообразование имеет размеры менее 3–4 см или располагается вблизи функционально значимых зон мозга, очевидно, что требования к величине погрешности стереотаксического наведения становятся такими же жесткими, как и в функциональной нейрохирургии (G. Widmann et al., 2008; С.М. Owen et al., 2009).

## Глава 6. Рамные и безрамные стереотаксические системы

**В** настоящее время существуют две принципиально различные технологии достижения целевых точек мозга: *классический стереотаксис с использованием рамных (frame-based) стереотаксических аппаратов* и *стереотаксис без применения стереотаксических рам – безрамный (frameless) стереотаксис, или нейронавигация*.

Исторически безрамные нейронавигационные станции появились как альтернатива широко известным стереотаксическим рамам. Эти устройства отличаются от рамных прежде всего тем, что в их работе отсутствует необходимость жесткой фиксации головы пациента во время предоперационной томографии головного мозга. Однако во время операции в большинстве случаев требуется жесткая фиксация головы к подголовнику операционного стола скобой Мейфилда. При этом имеется возможность выполнения томографии не в день операции, а накануне или за несколько дней до нее, что особенно организацию стереотаксической процедуры гораздо более удобным. Наведение инструмента на целевую точку во время операции осуществляется под визуальным контролем монитора навигационной системы в виртуально полученном внутримозговом пространстве.

В настоящее время в мире существует достаточно большое количество навигационных систем различных фирм-производителей, наиболее известными из них являются фирмы BrainLab (системы Kick и Curve), а также Medtronic (система StealthStation S7). Современные навигационные системы обеспечивают возможность удобного планирования стереотаксического вмешательства, позволяя выводить на монитор одновременно данные различных модальностей предоперационных изображений – МРТ, ПЭТ, КТ, функциональная МРТ.

Осуществление интраоперационной нейронавигации с визуальным контролем по трехмерной модели мозга пациента, выводящейся на монитор, предполагает необходимость проведения в начале операции процедуры, обеспечивающей взаимосвязь между томограммами и пространственным положением головы больного во время операции. Эта процедура, называе-

мая регистрацией, осуществляет «привязку» внутрочерепного объема пациента к референтной рамке, которая жестко фиксирована к подголовнику и пространственное положение которой фиксируется датчиками системы нейронавигации.

Фактически производится пространственная «привязка» системы координат, связанной с поверхностью головы пациента, к координатной системе, связанной с подголовником операционного стола (к которому жестко фиксирована голова пациента). Во время операции электронное устройство (диджитайзер), установленное в операционной, регистрирует движения стереотаксических инструментов по отношению к системе координат референтной рамки, которая уже имеет пространственную «привязку» к координатной системе предоперационных томографических изображений пациента (через «привязку» к вспомогательной системе координат, связанной с поверхностью головы больного).

Для проведения привязки внутрочерепного объема пациента к референтной рамке (регистрации) навигационная система предлагает использование двух методов. Один из методов – маркировка кожи головы пациента произвольно расположенными самоклеющимися маркерами, визуализируемыми на томограммах. При помощи специального зонда отмечают их положение в операционной, что регистрируется и запоминается операционным диджитайзером. Альтернативным методом, при котором маркировка кожными метками не используется, является пространственная регистрация анатомических контуров лица и скальпа пациента. Для этого операционный датчик (диджитайзер) регистрирует движения зонда, обводящего контуры головы, или, как в навигационной системе фирмы BrainLab, для этого используют специальную лазерную указку.

Для осуществления взаимной пространственной «привязки» инструментов и референтной рамки используются метки (маркеры) другого типа. Эти маркеры могут быть либо пассивными (не излучающими), либо активными, т.е. являющимися источниками ультразвуковых или электромагнитных излучений. В различных конструкциях систем используются датчики диджитайзера, регистрирующие данные от различных типов источников: оптических, ультразвуковых, инфракрасных, электромагнитных и т.д. В системе оптической нейронавигации BrainLab используются метки в виде светоотражающих шариков.

Таким образом, во время операции с применением навигационной системы диджитайзер регистрирует движения стереотаксических инструментов и определяет их положение по отношению к пространству дооперационных томографических изображений пациента. В результате на дисплее навигационной системы в операционной отражаются перемещения активного конца стереотаксического инструмента по отношению к структурам мозга, изображенным на дооперационных томограммах (рис. 6-1).

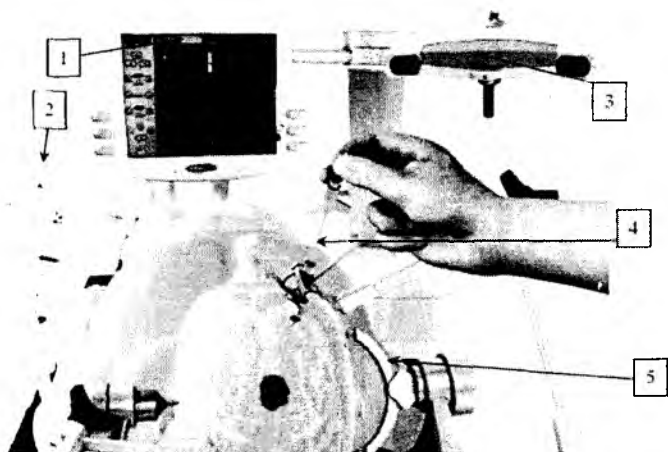


Рис. 6-1. 1 – интраоперационный монитор, 2 – маркеры СК, связанной с подголовником, 3 – оптический датчик диджитайзера, 4 – стереотаксический инструмент с маркерами, 5 – скоба типа Mayfield для фиксации головы.

В интерфейсе современных навигационных систем, кроме функции отслеживания инструмента, реализована функция его нацеливания на заранее идентифицированные на томограммах внутримозговые точки, что и делает их удобными для планирования и проведения стереотаксических операций. При этом с точки зрения пользовательского интерфейса основное отличие между «рамным» и «безрамным» стереотаксисом заключается в том, что навигационные системы обеспечивают визуальную «привязку» всего пространства мозга к пространству операционной, тогда как классические стереотаксические системы выполняют «привязку» лишь отдельных внутримозговых целевых точек к пространству стереотаксической рамы. Благодаря этому хирург, используя методы «безрамного» стереотаксиса, при необходимости (например при отрицательном результате экспресс-биопсии) может непосредственно во время операции принять решение о взятии биопсии из дополнительных целевых точек опухоли. В этом отношении классические методики «рамного» стереотаксиса проигрывают навигационным системам, поскольку предусматривают возможность наведения только на те точки мозга, координаты которых были определены во время расчетной предоперационной подготовки. Безрамные системы являются удобными для осуществления многоцелевых стереотаксических вмешательств, когда производится наведение на большое количество целевых точек.

Еще одним важным преимуществом использования «безрамных» систем является отсутствие стереотаксической рамы на голове пациента во время расчетной предоперационной нейровизуализации, что гораздо комфортнее

для больного и снимает целый ряд организационных вопросов. Современная навигационная станция позволяет планировать доступ, строить необходимые разрезы и сечения, кроме того, полностью визуализировать зону резекции, чего с помощью стереотаксических рам сделать невозможно.

Учитывая вышесказанное, в нейрохирургических клиниках намечается тенденция к преобладанию безрамных методик при подготовке и проведении стереотаксических биопсий. Такому положению вещей способствует присущая навигационным системам гибкость организации стереотаксической процедуры (см. главу 9).

В то же время, по нашему мнению, нельзя считать классический рамный стереотаксис полностью отжившей методикой. Такая точка зрения является ошибочной главным образом потому, что точность наведения на мишень мозга, обеспечиваемая безрамными системами, на сегодняшний день уступает точности, которую можно достичь при помощи стереотаксических рам. При этом в обозримом будущем маловероятно существенно улучшение указанного параметра. Дело в том, что при использовании рамных систем связующим звеном между пространством томографа, в котором визуализируются целевые точки мозга, и пространством операционной, в котором нацеливается хирургический инструмент, является стереотаксическая рама, жестко и неподвижно фиксирующаяся к черепу пациента. А при работе с безрамными системами эту пространственную взаимосвязь обеспечивает регистрация, основанная на кожной маркировке головы пациента. Причиной снижения точности является высокая подвижность кожных покровов головы по отношению к черепу и головному мозгу.

Понимая это, производители навигационных систем для проведения операций на глубинных отделах головного мозга (где может требоваться высокая точность нацеливания) рекомендуют использовать маркеры, основное назначение которых при помощи специальных шпилек или винтов крепят к костям черепа пациента перед проведением предоперационной томографии головного мозга. Это обеспечивает необходимую неподвижность маркеров и позволяет добиваться крайне низкой погрешности, не уступающей «рамному» стереотаксису, однако одновременно нивелирует основные преимущества безрамных систем — неинвазивность и комфортность для пациента процедуры предоперационной томографии головного мозга.

Таким образом, «рамные» стереотаксические системы остаются на сегодняшний день незаменимым нейрохирургическим инструментом. Высокая точность и надежность рамного стереотаксиса, относительная простота методик его применения позволяют большинству авторов считать его «золотым стандартом» для проведения функциональных стереотаксических операций на подкорковых структурах, а также при вмешательствах по поводу глубоко расположенных внутримозговых патологических образований (рис. 6-2). Биопсия глубоко расположенных новообразований (таламуса, базальных ганглиев, моста, продолговатого мозга) и новообразований, ло-

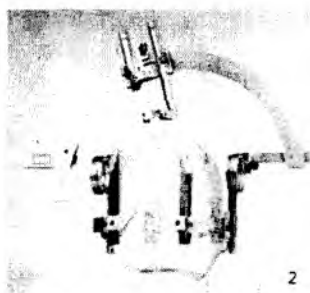
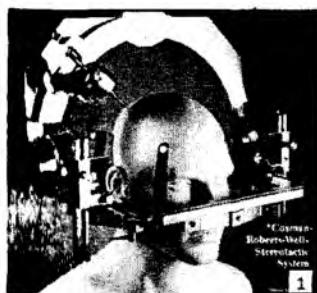


Рис. 6-2.

выполняемых в зонах «повышенного риска» (например, в области сильвиевой щели или крупных вен), а также стереотаксическая деструкция опухолей должны выполняться при помощи рамных систем.

В свою очередь сфера применения безрамного стереотаксиса в настоящее время включает в себя главным образом биопсию объемных новообразований сравнительно большого размера, пункцию желудочков мозга, а также навигационное сопровождение при открытых операциях вблизи функционально значимых зон головного мозга. В этих случаях увеличение средней погрешности попадания в намеченную целевую точку по сравнению с рамным стереотаксисом не имеет существенного значения, поскольку здесь требования к точности наведения (учитывая размеры внутримозговой мишени), как правило, менее строги, чем для функционального стереотаксиса.

Здесь необходимо остановиться на одном из принципиальных аспектов построения стереотаксических аппаратов. Это — уточнение понятий «рамный» и «безрамный» стереотаксис. Для уточнения этой дефиниции проанализируем конструкции стереотаксических аппаратов, а именно один из важнейших ее узлов — основание аппарата, «фундамент», на котором крепятся, фиксируются другие важные узлы или детали.

Отметим две важнейшие функции основания аппарата. *Первая функция* – фиксация на голове оперируемого пациента. Помимо достаточно редкого встречающегося атравматичного способа фиксации посредством индивидуальной пластмассовой маски, применяются, в основном, два «кровяных» хирургических способа: фиксация к костным краям фрезевого отверстия и фиксация к костям черепа пациента вне фрезевого отверстия (или вне фрезевых отверстий, см. главу 7).

Выполнение этой функции основания представляется достаточно простым, оно не связано с геометрической (вычислительной) задачей стереотаксиса, но должно обеспечивать высокую надежность фиксации, чтобы в процессе операции аппарат не сместился относительно головы пациента. Конструкция основания, кроме того, не должна затруднять процесс стереотаксической имплантации, мешать хирургу работать в операционном поле, перекрывая его обзор.

*Вторая функция* – это собственно модель системы координат, к которой и производится привязка пространственного положения целевых точек во время предоперационной нейровизуализации головного мозга пациента. Кроме того, координатные системы обеспечивают процесс введения стереотаксического инструмента в целевые точки мозга. В реальности эту функцию несут шкалы в основании аппарата или иные определяющие элементы системы координат (метки, задающие направление координатных осей, или детали, задающие степени свободы, и т.п.).

Таким образом, могут существовать принципиально разные конструкции, реализующие функции основания как раздельно, так и в комплексе. Первый тип конструкции – функционально (но не механически) самый простой – предназначен исключительно для механической фиксации основания относительно головы, второй тип реализует модель системы координат для пространственной ориентации, третий тип конструкции совмещает как функцию фиксации, так и функцию координатной системы для пространственной ориентации.

Сравнение известных стереотаксических и навигационных систем по функциям их основания (базы) показывает, что их отличие в этом аспекте не кардинально. Так, основание большинства безрамных систем – это скоба (клемма) Мейфилда, которая выполняет механическую функцию фиксации на голове оперируемого пациента.

Функция моделирования пространственного положения структур головного мозга или инструментов выполняется не основанием навигационной системы, а другими средствами. Это – активные или пассивные маркеры, которые устанавливаются на голове пациента и инструментах и не связаны непосредственно с основанием (и не имеют, естественно, никакого отношения к функции фиксации на голове пациента). При этом маркеры служат не только для пространственной ориентации стереотаксического инструмента, но и для определения пространственной ориентации головы пациента.



внутричерепного мозга, внутримозгового пространства с внутримозговой системой координат.

Скоба Мейфилда в навигационных системах устанавливается на голове пациента относительно произвольно, без строгой пространственной привязки, например, к координатным плоскостям внутримозговой системы координат (как это имеет место в подавляющем большинстве известных стереотаксических методик, см. главу 8). В этом отношении, осуществляя «фиксационную» функцию, скоба Мейфилда является более простым конструктивным элементом по сравнению с рамами стереотаксических аппаратов, т.к. она освобождена от функции моделирования координатных систем.

Следует отметить, что скоба Мейфилда затрудняет или препятствует височным доступам, реализуемым ниже сильвиевой щели и в проекциях таких часто выбираемых стереотаксических мишеней, как парагиппокампальная извилина, миндалина, передние, средние и задние отделы гиппокампа. Эта особенность конструкции существенно влияет на операционные риски, например, в хирургической эпилептологии. Как известно, наиболее доступы являются кратчайшими и наименее травматичными для медиобазальных образований мозга, которые часто являются объектами стереотаксических вмешательств при височной эпилепсии. Кроме того, при целенаправленной имплантации в мозг многоточечных долгосрочных электродов наиболее доступы позволяют осуществлять электрофизиологический контроль не только медиобазальных структур, но и височной коры, что позволяет диагностировать и различать медиальную и латеральную височную эпилепсию. Поскольку эта форма эпилепсии (включая и фармакорезистентную височную эпилепсию) является одной из часто встречающихся, височные доступы особенно актуальны в эпилептологии.

Таким образом, по удобству осуществления стереотаксических доступов, скоба Мейфилда не имеет явных преимуществ перед стереотаксическими рамами (также в большинстве случаев препятствующих осуществлению височных доступов).

Нельзя не упомянуть и такую важную функцию стереотаксических рам, как задание пространственного положения инструментов для воздействия на целевые точки мозга. В отношении этой функции заметим, что погрешность попадания инструмента во внутримозговую мишень зависит от многих конструктивных факторов: жесткости направляющего устройства манипулятора, наличия микровинта, конструкции деталей, по которым перемещается инструмент и т.д.

В рамных стереотаксических аппаратах, в отличие от безрамных, модели систем координат для наведения стереотаксического инструмента на целевые точки, как правило, жестко связаны с основанием аппарата, фиксируются на голове. Это, в частности (за некоторыми исключениями, о которых пойдет речь далее), диктует требование укреплять основание ап-

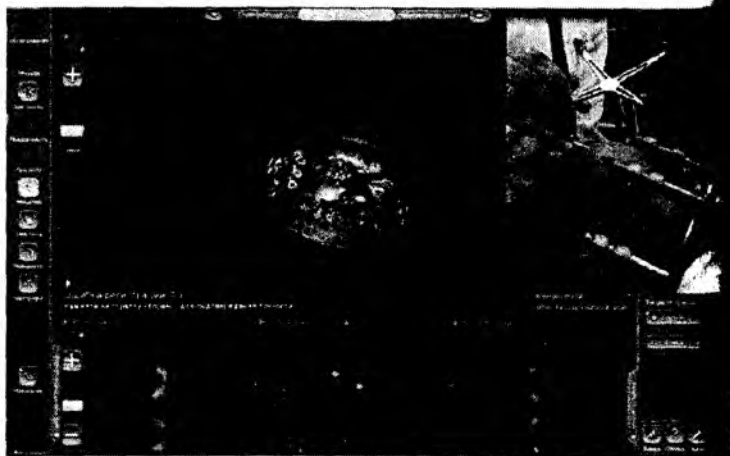


Рис. 6-3.

аппарата на голове пациента в строго определенном положении. Кроме того, к основанию аппарата крепятся направляющие для введения стереотаксического инструмента в мозг, что нехарактерно для безрамных систем. Таким образом, конструктивные элементы стереотаксического аппарата, объединяющие в себе основание для фиксации на голове пациента, модуль системы координат для пространственной «привязки» целевых точек мозга, а также направляющие для введения стереотаксических инструментов и являются *стереотаксическими рамами*.

И, конечно, опять важнейшим является вопрос, какова точность попадания во внутримозговую мишень, достигаемая при использовании рамных и безрамных систем. На точность безрамных систем влияет, как уже отмечалось выше, способ маркировки головы пациента (см. также главы 9 и 10). Для работы с безрамной нейронавигацией нами предложен способ маркировки головы пациента маркерами навигационной системы, которые неподвижно фиксируются на голове пациента при помощи индивидуального зубного оттиска (так называемый «навигационный» локализатор, рис. 6-3). Это обеспечивает требуемую неподвижность маркеров по отношению к структурам головного мозга пациента, а также их неинвазивную и строго воспроизводимую фиксацию на голове. Проведенные измерения показали, что результирующая погрешность нацеливания на внутримозговые объекты находится в диапазоне 0,8–1,4 мм, что соответствует погрешности рамных стереотаксических систем.

Совершенно очевидно также, что конструкция системы, когда хирург не имеет необходимости удерживать стереотаксический инструмент в руках (как

...ными системами), способна обеспечить значительно меньшую погрешность (меньшие ошибки) при прицельном погружении в мозг пациента инструмента, хотя бы благодаря исключению физиологического тремора рук оператора. Несомненно, что механизированная (микроэлектрическая (с помощью шаговых двигателей) или гидравлическая) конструкция инструмента, конструктивно возможная в рамных системах, способна обеспечить более высокую точность погружения инструмента в мозг пациента строго дозированными шагами.

## Глава 7. Рамные стереотаксические аппараты и их системы координат

### Особенности конструкции рамных аппаратов

**К**акие же аппараты, по нашему мнению, можно считать по-настоящему рамными? Очевидно, что это те аппараты, которые имеют «раму», такие аппараты, которые имеют основание с функциями не только фиксации на голове оперируемого пациента, но и с функцией модели системы координат, используемой для наведения стереотаксического инструмента на целевые точки мозга.

Конструкции рамных стереотаксических аппаратов разнообразны, однако у всех устройств, производящихся в настоящее время и использующихся при проведении стереотаксических операций, можно выделить общие узлы:

1. Упоры для жесткой фиксации аппарата к костям черепа пациента.
2. Направляющие со шкалами для установки координат внутримозговой целевой точки.
3. Конструктивные элементы, предназначенные для введения стереотаксической канюли в мозг. В большинстве современных конструкций этот узел имеет в своем составе дугу для настройки траектории введения инструмента и каретку с втулками, обеспечивающую собственно погружение канюли в вещество мозга.

Поскольку подавляющее большинство рамных стереотаксических систем предполагает присутствие рамы на голове пациента во время проведения предоперационной нейровизуализации, материал, из которого она изготовлена, должен быть немагнитным, т.е. совместимым с МРТ (алюминиево-титановые сплавы, керамика, карбоновые полимеры и т.д.).

По мнению большинства нейрохирургов, в современной нейрохирургии признанными мировыми стандартами стереотаксиса являются **три рамные стереотаксические системы**:

1. Стереотаксис **Cosman-Roberts-Wells (CRW)**, производитель – компания Integra Radionics;
2. Стереотаксис **Leksell**, производитель – компания Elekta;

3. Стереотаксис **Zamòrano**, производитель – компания **Inomed**.

Однако для того, чтобы оценить преимущества и выделить недостатки каждой из перечисленных стереотаксических систем, необходимо проанализировать устройство и других существующих стереотаксических устройств, тем более что ряд конструктивных решений, представленных в упомянутых системах, были впервые использованы в предшествующих им моделях стереотаксических аппаратов.

За более чем полувековую историю развития клинического стереотаксиса, было создано значительное количество разнообразных моделей стереотаксической техники, иногда существенно отличающихся друг от друга особенностями конструкций. В то же время предложены различные принципы классификации стереотаксических аппаратов (Т. Riechert, F. Mundinger, 1959; Э.И. Кандель, 1965; Л.В. Абраков, 1975).

### **Классификации стереотаксических аппаратов**

Если рассматривать многообразие стереотаксических аппаратов с математических позиций, в их конструкции можно выделить некоторые общие подходы, связанные с использованием разных типов координатных систем. С другой стороны, с позиции оценки удобства использования аппаратуры во время хирургической операции, имеет значение количество возможных степеней свободы направляющих стереотаксического инструмента при его введении в целевую точку мозга.

С этой точки зрения, интересно рассмотреть классификацию P.L. Gildenberg (1998). Автором было выделено 4 типа конструкции.

К первому типу (А) аппаратов автор отнес конструкции, предусматривающие поступательные перемещения направляющих стереотаксического инструмента (аппараты E.A. Spiegel и H.T. Wycis, первая модель аппарата J. Talairach, аппарат G. Guiot и др.). Второй тип (В) включает в себя стереотаксические аппараты, имеющие в своей конструкции подвижную дугу, по которой может перемещаться направлятель для стереотаксической канюли (аппараты L. Leksell, L.V. Laitinen, вторая модель аппарата J. Talairach, аппарат T. Riechert и F. Mundingер). К третьему типу (С) относятся компактные устройства, фиксирующиеся на костных краях фрезевого отверстия и позволяющие задать углы введения стереотаксического инструмента в целевую зону через центр отверстия (аппараты G. Austin и A. Lee, D. Fairman, Э.И. Канделя, первый вариант конструкции стереотаксического аппарата «Pelorus» и др.). Наконец, к четвертому типу аппаратов (D) – конструкций с двумя взаимосвязанными дугами – P.L. Gildenberg относит стереотаксический аппарат BRW (авторы – R.A. Brown, T.S. Roberts и T.H. Wells).

По нашему мнению, данная классификация достаточно объективно отражает особенности устройства различных стереотаксических аппаратов и

их хирургического использования. В то же время нельзя не отметить, что она основана прежде всего на тех особенностях конструкции стереотаксических аппаратов, которые определяют механику введения инструмента в целевую точку во время операции. Кроме того, на классификацию повлияли и некоторые чисто внешние особенности конструкции стереотаксических рам, что, по-видимому, и предопределило выделение аппарата BRW в отдельную группу, тогда как принципиально различающиеся по своей математической основе аппараты L. Leksell и T. Riechert-F. Mundingер объединены в один тип. Также представляется спорным отнесение аппарата G. Guiot к типу А.

Поэтому с нашей точки зрения, если рассматривать порядок использования различных координатных систем при работе со стереотаксическими аппаратами, эта классификация должна быть несколько скорректирована. В основу предлагаемой классификации положены количество и способы использования координатных систем, связанных со стереотаксическими рамами. Стереотаксический аппарат может иметь модель одной или двух систем координат, которые могут быть прямоугольными или полярными.

Отметим, что модель прямоугольной системы координат включает в себя линейные шкалы или прямолинейные поступательные степени свободы, расположенные взаимно перпендикулярно. Кроме того, прямоугольная система координат может быть смоделирована совокупностью меток, которые задают положение координатных осей.

Модель полярной (экваториальной) системы координат содержит две угловые шкалы (транспортиры) и одну линейную шкалу и/или две вращательные и одну поступательную степени свободы.

### **Стереотаксические аппараты первого типа**

Первый тип аппаратов (соответствует типу А, по P.L. Gildenberg), включает в себя конструкции с поступательными перемещениями стереотаксического инструмента (по-другому такие конструкции называют «прямолинейными»). Классическими примерами таких конструкций являются II модель аппарата E.A. Spiegel и H.T. Wycis и I модель аппарата J. Talairach.

Рассматривая их конструкции, нетрудно убедиться, что для аппаратов этой группы характерно наличие лишь одной координатной системы – прямоугольной системы координат, использующейся и для «привязки» с координатной системой мозга пациента во время расчетной томографии и для введения стереотаксического инструмента в целевую точку во время операции. Для конструкции E.A. Spiegel и H.T. Wycis эта координатная система реализована в виде взаимно перпендикулярных направляющих, позволяющих перемещать держатель стереотаксической канюли вдоль передне-задней и боковой координатных осей. Третья (вертикальная) координатная ось

единственность перемещением стереотаксической канюли по держателю в глубину мозга перпендикулярно горизонтальной плоскости.

Для стереотаксического аппарата J. Talairach прямоугольная СК аппарата реализована в виде сдвоенных растровых решеток, расположенных вдоль боковой поверхности рамы аппарата, с шагом ячеек, равным 1 мм. Отверстия в решетках служат метками и, кроме того, направляющими для стереотаксического инструмента. При расчетной вентрикулографии определяли, какое отверстие сетки соответствует боковой проекции целевой точки. Через это отверстие в мозг вводился электрод на глубину, соответствующую координате целевой точки по боковой оси. При этом трек погружения инструмента всегда перпендикулярен плоскости решетки и срединной сагиттальной плоскости мозга (рис. 7-1).

С одной стороны, достоинством аппаратов, имеющих только одну систему координат, являлась относительная простота использования — направляющие стереотаксического инструмента настраивались в соответствии с данными, полученными по результатам расчетной предоперационной интраскопии, что сразу обеспечивало попадание активного конца стереотаксической канюли в целевую структуру. При этом обеспечивалась достаточно высокая точность попадания в намеченную точку (при условии соблюдения всех правил «привязки» СК во время расчетной интраскопии, описанных в главе 8).

В то же время в таких аппаратах достижение целевой точки возможно посредством одной-единственной траектории (в вертикальном направлении, как в аппарате E.A. Spiegel и H.T. Wycis, или в боковом, как в аппарате J. Talairach). Таким образом, при введении стереотаксической канюли в мозг может быть реализована только одна степень свободы (по оси продвижения инструмента), что предопределяет только один вариант положения

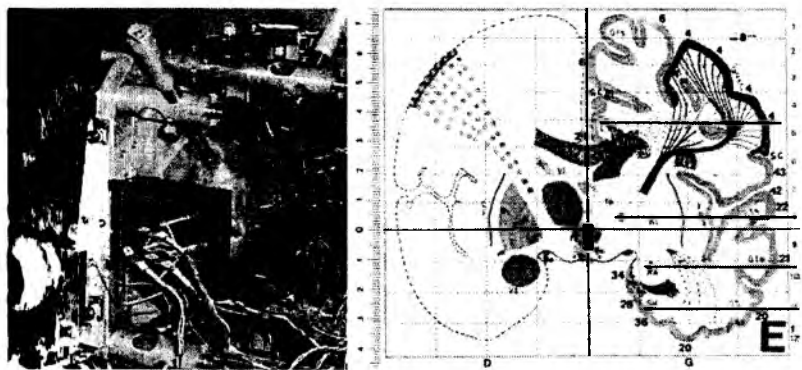


Рис. 7-1.

входного отверстия на своде черепа. Это в свою очередь существенно затрудняет операцию с хирургической точки зрения (например, если на пути стереотаксического инструмента лежит корковый сосуд). Таким образом, применение аппаратов подобного типа приводит к возникновению технических затруднений хирургического характера и абсолютно непригодно для операций множественного (многоцелевого) стереотаксического наведения.

Принципиально важной для множественного стереотаксического наведения является возможность произвольного выбора траектории погружения и быстрого изменения хирургических доступов. Она обеспечивает:

- выбор для каждой целевой зоны индивидуальной, безопасной, анатомически оправданной траектории погружения;
- возможность обходить и тем самым щадить поверхностные, видимые во фрезевом отверстии кровеносные сосуды мозга;
- возможность погружать электроды (или другие стереотаксические инструменты) через произвольно расположенные фрезевые отверстия различных размеров и формы, что упрощает работу хирурга, сокращает продолжительность операции, позволяет использовать надежные способы фиксации имплантированных электродов к костям черепа.

Как мы видим, аппараты первого типа в силу конструктивных особенностей не отвечают ни одному из перечисленных требований.

### **Стереотаксические аппараты второго типа**

Появление стереотаксических аппаратов второго типа связано со стремлением расширить разнообразие возможных хирургических доступов к целевой точке. С этой точки зрения основное противоречие конструкций первого типа связано с тем, что координатные системы стереотаксических аппаратов, участвующие в «привязке» к системе координат мозга во время расчетной интраскопии, являются прямоугольными. В то же время условно «сферическая» поверхность свода черепа предполагает, что наиболее удобными для наведения стереотаксического инструмента в мозг через фрезевое отверстие являются полярные системы координат. Это противоречие было разрешено путем усложнения структуры стереотаксического наведения.

Усложнение заключалось в геометрическом разобщении системы координат основания стереотаксического аппарата (участвующей в расчетной предоперационной нейровизуализации) и степеней свободы направителя стереотаксического инструмента. Таким образом, стереотаксическое наведение при использовании аппаратов второй группы включает в себя три координатные системы: система координат мозга пациента (прямоугольная), система координат основания стереотаксического аппарата (прямоуголь-



нии) и система координат направителя стереотаксического инструмента (полярная). При этом взаимная «привязка» первых двух координатных систем осуществляется при проведении расчетной нейровизуализации, тогда как «привязка» координатных систем аппарата (основания и направителя) между собой должна производиться во время операции.

Исходя из вышесказанного, к стереотаксическим аппаратам второго типа следует отнести аппараты J. Talairach (II модель), T. Riechert и F. Munding (рис. 7-8) и его последующие модификации, аппарат V. Mark, W. Sweet, P. McPherson, аппарат K. Sugita (I модель), а также стереотаксический аппарат BRW. Отличительной чертой всех этих конструкций является наличие двух систем координат: прямоугольной координатной системы основания аппарата и полярной координатной системы направителя стереотаксического инструмента, что позволяет преодолеть пространственные ограничения аппаратов первого типа и дает возможность осуществления доступов к целевой точке с любых направлений.

При этом несмотря на то что эти координатные системы конструктивно относятся к одному и тому же агрегату (раме стереотаксического аппарата), однозначная геометрическая «привязка» между ними отсутствует, что диктует необходимость осуществления этой «привязки» при проведении оперативного вмешательства.

Способ такой «привязки» впервые был предложен J. Talairach в 1949 г. во II модели своего стереотаксического аппарата. Этот способ заключался в механической «привязке» координатных систем при помощи специального устройства — стереотаксического фантома, представляющего собой модель пространства стереотаксического аппарата, включающего как систему координат основания, так и систему координат направителя стереотаксического инструмента.

На фантоме в системе координат основания аппарата устанавливали имитатор целевой точки в соответствии со значениями координат X, Y и Z, определенными по результатам предоперационной нейровизуализации. В направитель устанавливали имитатор стереотаксического инструмента, после чего, используя степени свободы направителя, добивались совмещения кончика имитатора инструмента с имитатором целевой точки. Достигнутое положение фиксировали стопорными винтами, затем записывали показания шкал направителя. Эти значения устанавливали на соответствующих шкалах направителя аппарата, установленного на голове пациента, что обеспечивало попадание стереотаксического инструмента в целевую точку.

Принципиально аналогичным образом был устроен стереотаксический фантом аппарата T. Riechert и F. Munding, при этом в его конструкцию был добавлен имитатор входного отверстия в виде кольца на шарнирной ножке, фиксирующейся к имитатору основания стереотаксического аппарата, что позволяло моделировать траектории доступа к целевой точке.

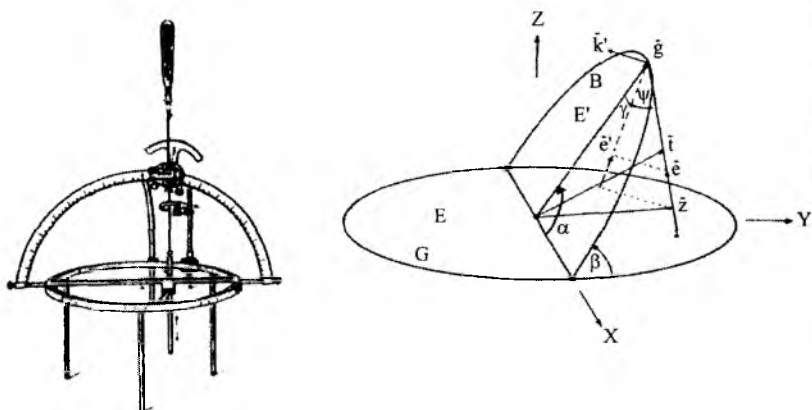


Рис. 7-2.

С математических позиций результат механической «привязки» заключался в получении значений координат в полярной системе координат:  $\beta$  — угол наклона дуги направителя по отношению к основанию стереотаксического аппарата. Угол  $\alpha$  определяет положение направителя на дуге. Углы  $\varphi$  и  $\psi$  определяют пространственное направление стереотаксической канюли по отношению к оси направителя (рис. 7-2). Расстояние  $g-z$  — глубина введения стереотаксической канюли. Отметим, что, в отличие от координат целевой точки в системе координат основания аппарата, здесь используются не три координаты, а пять — четыре угловых и одна линейная. Это связано с тем, что значения координат полярной системы координат аппаратов этой группы не только определяют положение целевой точки, но и однозначно задают траекторию стереотаксического доступа.

Другой способ взаимной «привязки» координатных систем основания аппарата и стереотаксического направителя использован в стереотаксической системе BRW. Данная стереотаксическая система была изначально разработана для использования совместно с компьютерной томографией в качестве методики расчетной интраскопии и оснащена удачно разработанным программным обеспечением, устанавливаемым на IBM-совместимых компьютерах, что позволяет включать в структуру наведения достаточно сложные в математическом отношении методы аналитического преобразования координатных систем. Соответственно значения координат в полярной системе координат направителя стереотаксической канюли вычисляются при помощи программы стереотаксических расчетов (рис. 7-3).

Следует отметить, что в комплект системы BRW входит также стереотаксический фантом, принцип использования которого аналогичен таковому для фантома аппарата T. Riechert и F. Mundinger. Данный фантом факти-

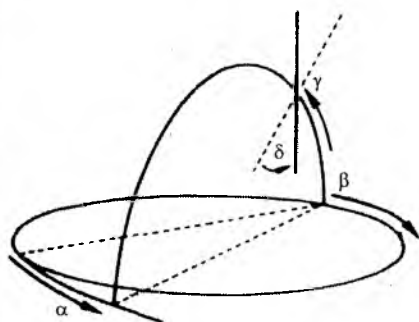
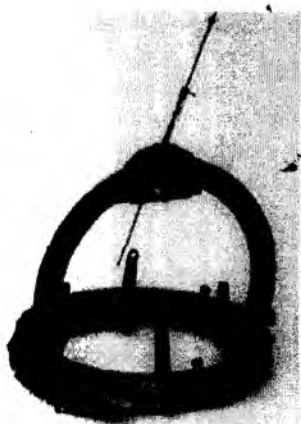


Рис. 7-3.

чески дублирует работу программы стереотаксических расчетов и используется для контроля их точности. Кроме того, при условии моделирования входной точки фантом может быть использован для планирования стереотаксических траекторий.

Для многих аппаратов второй группы характерно наличие съемных узлов, несущих полярную систему координат направлятеля стереотаксической конструкции, что позволяет использовать один и тот же направлятель и для моделирования на фантоме, и для погружения стереотаксического инструмента в мозг. Например, в стереотаксическом аппарате V. Mark, W. Sweet, P. McPherson направлятель стереотаксической канюли съемным образом вращается к основанию стереотаксического аппарата при помощи шарнирного рычага. После того, как достигается «привязка» систем координат направлятеля и стереотаксического фантома, положения шарниров рычага фиксируются стопорами, после чего он переносится на основание аппарата, укрепленное на голове пациента.

В отличие от вышеупомянутых аппаратов этой группы, в данной конструкции отсутствуют шкалы, отражающие положение направлятеля в положении СК. Это становится возможным благодаря тому, что на голове пациента используется тот же самый направлятель, что и на фантоме, и все необходимые пространственные параметры определяются положением зафиксированных шарниров. Такое упрощение конструкции, с нашей точки зрения, является прогрессивным, поскольку, не влияя на точность наведения, исключает вероятность возможной ошибки, связанной с неправильным прочтением значений координат на какой-нибудь из шкал.

Стереотаксические аппараты второй группы обладают достаточно высокой инструментальной точностью. Так, для стереотаксического аппарата

Т. Riechert и F. Mundingер заявлена средняя погрешность, не превышающая  $\pm 0,5$  мм.

Следует отметить особенность, характерную для аппаратов этой группы, заключающуюся в том, что степени свободы направителя стереотаксического инструмента используются и для наведения на целевую точку, для выбора траектории стереотаксического доступа. При этом, в отличие от аппаратов первой группы, предусмотрена возможность осуществления различных направлений подхода инструмента к целевой точке. Однако для изменения траектории к одной и той же мишени требуется перенастройка направителя на фантоме, или новое проведение стереотаксических расчетов. Причем если во фрезевом отверстии видна густая сеть кровеносных сосудов и необходимо погрузить электрод, не задев их, нередко приходится несколько раз переносить направляющее устройство аппарата с головы больного на фантом, так как при моделировании стереотаксический инструмент обычно несколько «уходит» от намеченной точки доступа (это увеличивает продолжительность операции).

Также существенное значение имеет тот факт, что рама большинства стереотаксических аппаратов этой группы перекрывает височные области на голове у пациентов, делая затруднительным или вообще невозможным осуществление боковых доступов к височной доле. Последнее не относится к аппарату, описанному К.М. Сакаре (1985 г.), основание которого может располагаться ниже практикуемых точек доступа.

### **Стереотаксические аппараты третьего типа**

Стереотаксические аппараты третьей группы (тип С, по P.L. Goldenberg) так же как и аппараты первой группы, содержат только одну систему координат. Такие устройства первоначально назывались «безрамными» стереотаксическими аппаратами, в противоположность «рамным» конструкциям аппаратов других типов. В настоящее время термин «безрамные» (frameless) относят к навигационным системам, а для стереотаксических аппаратов третьей группы, крепящихся к краям фрезевого (трефинационного) отверстия, используется термин «мини-рамные» (mini-frame).

Такие аппараты действительно имеют сравнительно небольшие размеры за счет отказа от рамы с винтовыми упорами и взаимно перпендикулярных направляющих. Они, как правило, имеют цанги для крепления к краям отверстия в черепе, и шкалы, позволяющие настроить угол и глубину погружения стереотаксической канюли в мозг пациента через центр фрезевого отверстия.

Система координат таких аппаратов является полярной, участвует в стереотаксических расчетах («привязке» к системе координат мозга во время проведения предоперационной нейровизуализации) и в то же время служит

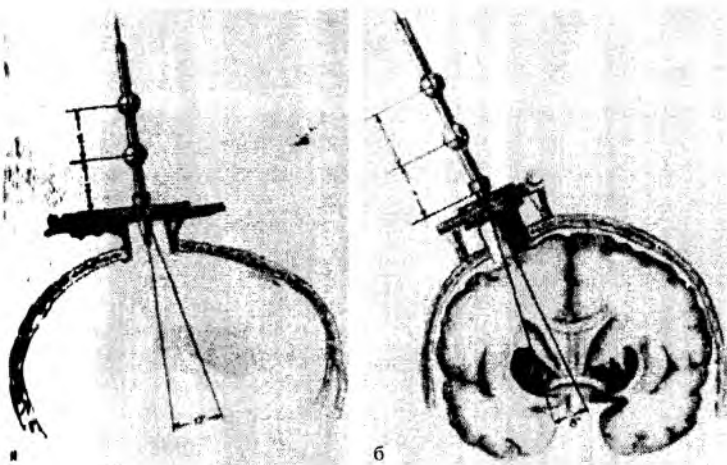


Рис. 7-4.

нии введения стереотаксической канюли в целевую точку мозга. Такое объединение функций в одной координатной системе позволило отказаться от сложной конструкции основания стереотаксического аппарата, что в свою очередь привело к упрощению конструкции основания. Кроме того, отсутствие второй системы координат стереотаксического аппарата позволяет обходиться без стереотаксического фантома, который бы связывал эти две координатные системы.

К аппаратам этой группы можно отнести аппарат D. Fairman и ряд его модификаций. Шкалы полярной системы координат аппарата, как правило, представляли собой два взаимно перпендикулярных транспорта, определяющих наклон направлятеля стереотаксической канюли (рис. 7-4).

Стереотаксический аппарат G. Guiot, также содержащий только одну — полярную систему координат направлятеля — тоже можно отнести к данному типу. В отличие от остальных аппаратов третьего типа, аппарат крепился к голове пациента при помощи рамы, выполненной в форме продольного гребня (рис. 7-5). В указанной конструкции траектории погружения канюли должны были быть параллельными срединной сагиттальной плоскости головы (мозга).

Недостаток конструкции G. Guiot с хирургической точки зрения заключался в том, что она предусматривала возможность осуществления движений только в затылочной области, причем движения канюли должны были быть обязательно параллельными срединной сагиттальной плоскости головы (мозга). Зачастую такие траектории проходят вблизи от сагиттального синуса и поэтому опасны для больного. Примером современного стереотаксического «мини-рамного» аппарата является конструкция системы «Prolux».

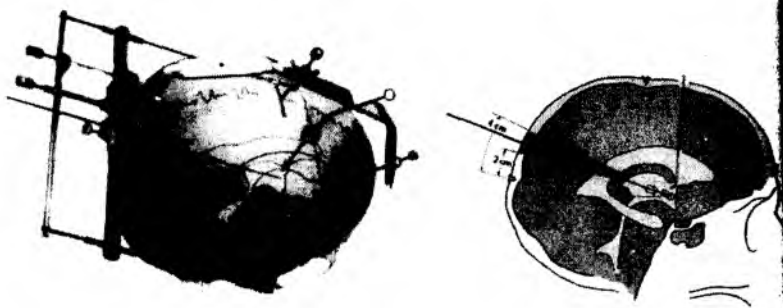


Рис. 7-5.

Преимуществами аппаратов третьего типа являются компактность и относительная простота конструкции. Однако в целом можно констатировать малоприспособность аппаратов этой группы для стереотаксических операций многоцелевого наведения. В частности, это связано с тем, что траектории погружения стереотаксической канюли в мозг проходят через одну «обязательную» точку – начало полярной системы координат (точка пересечения осей вращательных степеней свободы). Таким образом, когда аппарат зафиксирован на голове пациента, все траектории погружения ко всем возможным целевым точкам внутримозгового пространства уже предопределены его положением.

В то же время не всегда во время операции все целевые структуры могут быть достигнуты через одно и то же фрезевое отверстие. Прежде всего это касается тех случаев, когда целевые структуры лежат в разных долях или полушариях мозга. Кроме того, в случае имплантации электродов в разные мишени обычно требуется наложение нескольких фрезевых отверстий для каждой из структур. В этих случаях требуется каждый раз переустанавливать заново стереотаксический аппарат на голове пациента и повторно производить процедуру нейровизуализации. Если какая-либо траектория, нацеленная на определенную целевую точку мозга, проходит через видимый, лежащий на поверхности коры головного мозга кровеносный сосуд, нейрохирург вынужден принимать достаточно сложное и ответственное решение – или отказаться от целевой точки, или пожертвовать кровеносным сосудом.

### Стереотаксические аппараты четвертого типа

Следующая, четвертая группа стереотаксических аппаратов является наиболее многочисленной и представлена конструкциями L. Leksell, L.V. Laitinen, E. Hitchcock, A. Patil, K.I. Gouda, E.M. Todd и T.H. Wells,

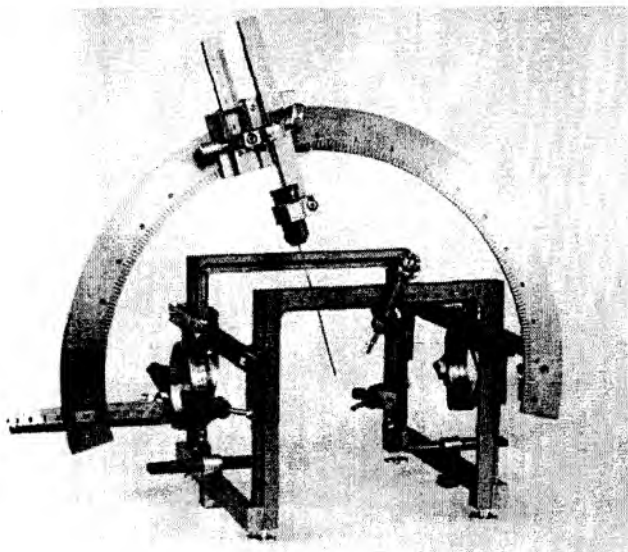


Рис. 7-6.

и Supina (II модель), L. Zamorano и M. Dujovny, а также стереотаксической системой CRW (авторы E.R. Cosman, T.S. Roberts и T.H. Wells).

В основе конструкций всех этих аппаратов лежит идея, впервые предложенная L. Leksell в 1949 г. в первой модели своего аппарата. Аппарат этого автора содержит изоцентрическую дугу, по которой может перемещаться направляющая стереотаксической канюли (рис. 7-6). При любом его положении стереотаксическая канюля направлена в фокус (изоцентр) дуги.

Стереотаксические аппараты этого типа, также как и модели второй группы, содержат две координатные системы: прямоугольную систему координат основания и полярную систему координат направляющей (начало координат которой находится в изоцентре дуги).

В «привязке» к системе координат мозга во время расчетной интраскопии также участвует система координат основания. Усовершенствование конструкции у аппаратов четвертой группы заключается в появлении трех направляющих, реализующих поступательные степени свободы прямоугольной координатной системы основания стереотаксического аппарата. Три степени свободы используются для наведения изоцентра дуги на целевую точку, тогда как вращательные степени свободы полярной системы координат дуги (вращение дуги по своей оси и перемещение направляющей по дуге) используются для осуществления траектории доступа.

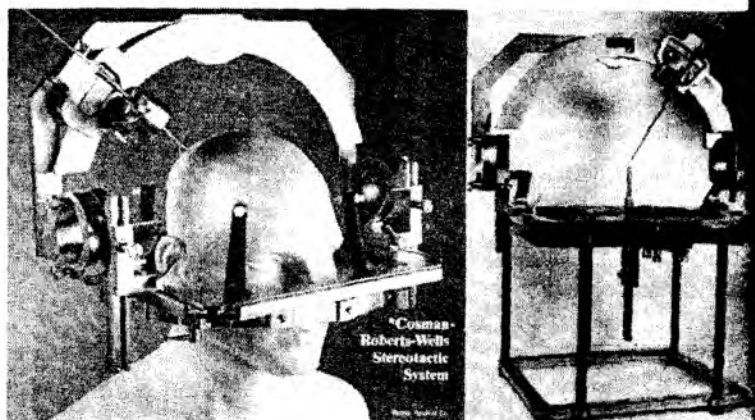


Рис. 7-7.

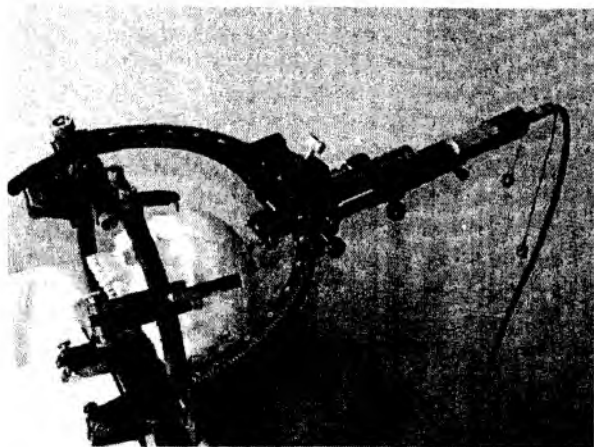


Рис. 7-8.

В результате стереотаксическая канюля с любого направления достигает целевой точки при условии ее погружения на глубину, соответствующую радиусу дуги (отмечается ограничителем на стереотаксической канюле (рис. 7-9). При необходимости возможна быстрая смена стереотаксической траектории путем изменения положения дуги и перемещения каретки стереотаксического инструмента по дуге, при этом положение конечной точки траектории (определяемой направляющими прямоугольной системы координат основания аппарата) не меняется.



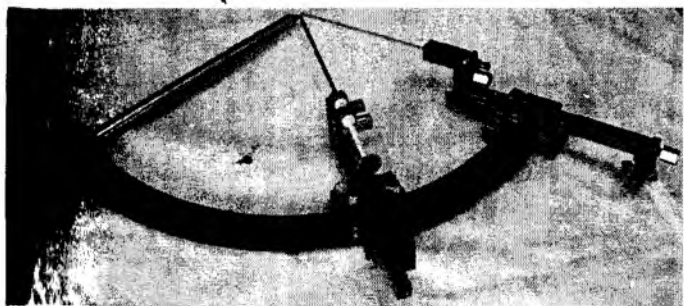


Рис. 7-9.

Такой принцип взаимодействия двух систем координат аппарата исключает необходимость их дополнительной «привязки» друг к другу, поэтому большинство аппаратов этой группы не имеют стереотаксического фантома. В то же время в комплектацию стереотаксических систем CRW (рис. 7-7) и Leksell фантом может входить, однако, с точки зрения стереотаксического назначения, его наличие, по-видимому, является избыточным. Фантом в данном случае служит для проверки инструментальной погрешности направляющих канюли, а также для визуальной оценки направления стереотаксической траектории.

Таким образом, одно из важных достоинств рамных стереотаксических аппаратов четвертой группы – возможность быстрого выбора (изменения) траектории погружения непосредственно под контролем зрения. Так, если во фрезевом отверстии, в котором намечена точка доступа, видна на поверхности коры головного мозга сеть кровеносных сосудов, и точка доступа «попала» на один из сосудов, необходимо переместить точку доступа, или отказаться от выбранной точки доступа. В аппаратах четвертой группы переместить точку доступа и расположить ее в зону, свободную от сосудов, можно без каких-либо затруднений, изменив положение изоцентрической дуги (дуги Лекселла) или положение направлятеля (дуги).

В стереотаксическом аппарате конструкции Лекселла дуга представляет собой выполненную из металла половину окружности, по которой перемещается каретка с направляющей для стереотаксического инструмента (интеррод, зонд, канюля). При этом инструмент расположен в каретке, всегда занимая положение одного из радиусов дуги, а конец инструмента (его рабочий конец), при его введении в мозг до упора ограничителя, совпадает с центром дуги. Дуга может вращаться вокруг ее диаметра благодаря специальным деталям, выполненным в виде двух колец – правого и левого полуколец. Сам диаметр может перемещаться относительно аппарата (череп и голова пациента). При этом задача хирурга состоит в том, чтобы середина

диаметра (центр дуги) совпала бы с целевой точкой внутримозгового пространства. Нетрудно увидеть, что такое положение дуги обеспечит попадание рабочего конца стереотаксического инструмента в целевую точку геометрически возможен любой из множества доступов к целевой точке. Как уже отмечалось, дуга Лекселла является моделью экваториальной (или полярной) системы координат, в которой стереотаксический инструмент является моделью радиуса дуги и всегда имеет одну и ту же длину (точнее, одну и ту же глубину погружения относительно самой дуги Лекселла). Современная конструкция аппарата Лекселла изображена на рис. 6-2, 2.

Практически аналогичные рассуждения правомочны для стереотаксического аппарата L. Laitinen (рис. 6-2, 4). Здесь также присутствует дуга Лекселла, по которой перемещается каретка с направляющей со стереотаксическим инструментом, расположенным по одному из радиусов дуги Лекселла. При этом сама дуга может вращаться вокруг диаметра дуги, а вращение конструктивно выполнено вокруг двух тубусов – правого и левого, продольные оси которых совмещены с диаметром дуги, расположены по одной прямой, перпендикулярно расположенной по одной из координатных плоскостей системы координат базы аппарата.

Таким образом, сама дуга с кареткой и тубусами (также как и в аппарате Лекселла) моделирует экваториальную систему координат и позволяет реализовать такое важное достоинство, как быстрое и удобное изменение (выбор) траектории погружения стереотаксического инструмента в мозг оперируемого пациента. Причем это изменение, производимое чрезвычайно просто, – под контролем зрения с использованием двух вращательных степеней свободы: вращения дуги вокруг ее диаметра (точнее – вращения дуги Лекселла вокруг тубусов), а также перемещения каретки по дуге. Здесь следует еще раз уточнить, что перемещение каретки по дуге – это фактически не поступательное, а именно вращательное движение. Ось, вокруг которой вращается дуга, является моделью диаметра дуги. Тубусы, формирующие эту ось в аппарате Лайтинена, имеют достаточно большой размер, всегда располагаются у боковых поверхностей головы и закрывают височные доступы к целевой точке, ограничивая движение каретки со стереотаксическим инструментом по дуге.

Стереотаксическая система Zamogano, также относящаяся к этой группе аппаратов, имеет основание в виде кольца, фиксирующегося к голове пациента четырьмя винтовыми упорами, и укрепляющегося с одной из сторон головы взаимно перпендикулярными направляющими (рис. 6-2, 3). В отличие от системы Leksell, изоцентрическая дуга, которую несут направляющие, имеет размер чуть более четверти окружности. Совершенно очевидно, что при использовании системы Zamogano для того, чтобы перейти с одного полушария на противоположное, достаточно чисто механически переставить (перенести) дугу с осью на противоположную сторону аппарата, и благодаря этому, практические возможности этого аппарата аналогичны ап

группы Leksell. Как и у других аппаратов этой группы, наведение на целевую точку производится настройкой шкал X, Y и Z, нанесенных на перпендикулярные направляющие, а выбор траектории и введение канюли в целевую точку осуществляются при помощи наклона дуги и каретки, перемещающейся по дуге.

Стереотаксическая система CRW (рис. 6-2, 1) также имеет все конструктивные черты, характерные для этой группы конструкций. Аналогично системе Leksell (и в противоположность системе Zamogano) эта система имеет крепление изоцентрической дуги не с одной, а с двух сторон головы. Соответственно с двух сторон дублируются и супатательные направляющие, моделирующие прямоугольную систему координат основания аппарата. Это существенно повышает жесткость конструкции. Если проанализировать конструкцию CRW, то станет ясно, что его возможности в плане выбора и изменений хирургических доступов, а также ограничений в выборе височных доступов почти одинаковы, по сравнению с двумя первыми рассматриваемыми стереотаксическими аппаратами.

По сравнению с ранее рассмотренными типами аппаратов, аппараты четвертого типа являются наиболее универсальными и гораздо более пригодными для операций многоцелевого стереотаксического наведения. Существенным также является то, что аппаратам этой группы присуща низкая инструментальная погрешность ( $\pm 0,25$  мм для аппарата L.V. Laitinen). В то же время конструкция большинства этих аппаратов, так же как и аппаратов третьей группы, из-за уже упомянутых ранее колец и особенностей крепления изоцентрической дуги препятствует осуществлению височных доступов.

Разновидностью рамного стереотаксиса является также спинальный робот SpineAssist компании Mazor Surgical Technologies (разработан группой инженеров университета Хайфы, Израиль). Нейрохирурги воспринимают его, как стереотаксис для позвоночника. Его основное применение ограничено пока только задачами сверхточной и малоинвазивной постановки трансдискулярных креплений на позвоночник.

## Глава 8. «Привязка» координатных систем при предоперационной нейровизуализации

### Методика предоперационной стереотаксической вентрикулографии

Поскольку при фиксации стереотаксического аппарата к голове пациента (в отличие от стереотаксических операций на животных) не происходит автоматического совмещения системы координат пространства головного мозга и координатной системы основания стереотаксического аппарата, требуется осуществить взаимную «привязку» этих двух координатных систем, что необходимо для наведения стереотаксического инструмента в целевую точку мозга. С этой целью и выполняется предоперационная стереотаксическая нейровизуализация.

Предоперационная вентрикулография являлась практически единственным методом стереотаксической нейровизуализации с момента появления клинического стереотаксиса в середине XX века и до 70-х годов, когда постепенно стала внедряться компьютерная томография головного мозга. Тем не менее в течение 70-х и 80-х годов стереотаксические операции выполнялись преимущественно на основе предоперационной вентрикулографии, и лишь к концу 90-х годов практически во всех клиниках вентрикулография, как метод стереотаксической нейровизуализации, была окончательно вытеснена компьютерной и магнитно-резонансной томографией.

В подавляющем большинстве рамных стереотаксических методик, использовавших вентрикулографию, применялась методика обязательного выполнения расчетных вентрикулограмм в боковой и передне-задней проекциях (рис. 8-1 и 8-2). Вентрикулография проводилась в день операции. Непосредственно перед выполнением вентрикулографии к голове пациента жестко фиксировали (при помощи острых черепных упоров) стереотаксический аппарат.

Если говорить математическим языком, «привязка» координатных систем мозга и стереотаксического аппарата осуществлялась при помощи ортогонального (т.е. взаимно перпендикулярного) проектирования реперных эле-



Рис. 8-1.



Рис. 8-2.

ментов этих систем на две взаимно перпендикулярные рентгеновские пленки. Реперные элементы системы координат мозга – структуры желудочковой системы – проецировались на одну пленку с реперами системы координат стереотаксического аппарата (рентгеноконтрастными индексами или решетками). Благодаря этому создавалась возможность определения их взаимного пространственного положения при помощи относительно несложных арифметических расчетов или геометрических построений непосредственно на рентгеновских пленках.

На вентрикулограммах рисовали координатные оси обеих систем координат. Положение целевой точки по отношению к системе координат мозга определяли из стереотаксического атласа, в соответствии с этим отмечали ее карандашом на вентрикулограммах. Для стереотаксических аппаратов первого, второго и четвертого типов измеряли расстояние от нее до координатных осей системы координат основания стереотаксического аппарата, получая таким образом искомые координаты  $X$ ,  $Y$  и  $Z$ , использующиеся во время операции.

Например, во время стереотаксической операции планировалось выполнить воздействие на головке хвостатого ядра левого полушария головного мозга. На одном из срезов стереотаксического атласа (например, на сагиттальном срезе мозга, отстоящем от средней линии на 13 мм) находили искомую структуру и выбирали целевую точку в ее центре. Затем на этом срезе измеряли расстояния до координатных осей  $X$  и  $Z$  (точнее, до их проекций, изображенных на сагиттальном срезе мозга в атласе). Соответственно узнавали координаты  $Z$  и  $X$  для выбранной целевой точки.

В стереотаксическом атласе G. Shaltenbrand и P. Baley (1959 г.) эти значения составляют:  $X = +25$  мм,  $Z = -3$  мм. Это значит, что целевая точка находится впереди от середины межкомиссуральной линии на 25 мм и ниже плоскости передней и задней комиссур на 3 мм. Координата  $Y$  для этой целевой точки равна  $-13$  мм, поскольку ее определили на сагиттальном срезе, расположенном на 13 мм латеральнее срединной плоскости мозга. Знак « $-$ » для координаты в данном случае  $Y$  обозначает, что целевая точка намечена в левом полушарии мозга.

На боковой вентрикулограмме с помощью линейки и карандаша строили проекцию системы координат мозга: находили переднюю и заднюю комиссуры и проводили через их центры ось  $X$ , а через середину межкомиссурального расстояния ось  $Z$  перпендикулярно оси  $X$ . Отмечали на вентрикулограмме положение проекции целевой точки  $M$ : впереди от начала координат на 25 мм и книзу от межкомиссуральной линии на 3 мм. Затем строили на основе реперов основания стереотаксического аппарата (видимых на вентрикулограмме) проекции передне-задней и вертикальной осей его координатной системы —  $X$  и  $Z'$  (рис. 8-2, слева). Измеряя расстояние от точки  $M$  до оси  $Z'$ , получали передне-заднюю координату  $X'$ , а расстояние от точки  $M$  до оси  $X'$  — вертикальную координату  $Z'$ .

На прямой вентрикулограмме строили ось  $Z'$  вертикально посередине тени третьего желудочка мозга. От нее отмеряли 13 мм влево и получали проекцию точки  $M$ . Далее на основе реперов основания аппарата строили проекцию вертикальной и боковой осей его системы координат  $Z'$  и  $Y'$  (рис. 8-3, справа). Измеряли расстояние от точки  $M$  до оси  $Z'$  и получали боковую координату  $Y'$  (в отличие от ситуации, изображенной на рис. 8-2, проекции осей  $Z$  и  $Z'$  могли не совпадать в зависимости от расположения

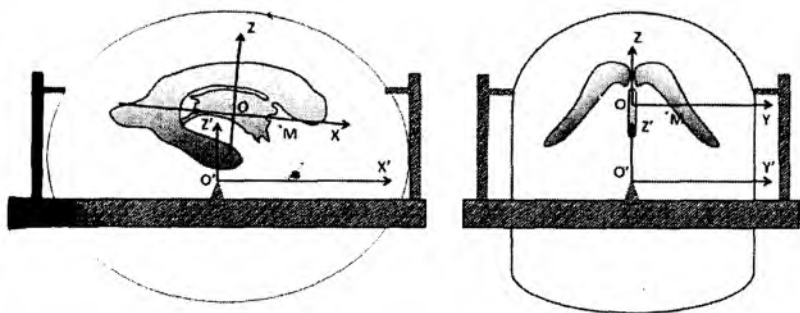


Рис. 8-3.

третьего желудочка и положения стереотаксической рамы на голове пациента).

Таким образом, «привязка» в данном случае выполнялась при помощи построений с линейкой и карандашом на вентрикулограммах. Проведенные измерения позволяли получать координаты  $X'$ ,  $Y'$  и  $Z'$  целевой точки мозга в системе координат основания стереотаксического аппарата. Однако прежде чем выставлять их значения на шкалах манипулятора, необходимо было внести поправку, разделив эти значения на коэффициент рентгеновского увеличения.

Для стереотаксических аппаратов третьего типа шкалы транспортиров ориентировали параллельно плоскостям рентгеновских пленок, на которые проводилось ортопроектирование. На ортогональных вентрикулограммах по атласу определяли положение целевых точек и измеряли в каждой из двух плоскостей углы, которые нужно было установить на транспортирах, чтобы траектория стереотаксической канюли достигла целевой точки (рис. 7-4). Глубину введения канюли в мозг также определяли по вентрикулограммам с учетом коэффициента рентгеновского увеличения.

Относительная простота «привязки» двух координатных систем достигалась ценой необходимости соблюдения жестких условий, обеспечивающих достоверность вычислений. Прежде всего было необходимо установить основание аппарата перпендикулярно срединной плоскости мозга. Учитывая, что у большинства пациентов она не совпадает со срединной линией черепа, это условие зачастую требовало проведения повторных рентгеновских снимков и коррекции положения аппарата на голове. При этом допускалось, что «нулевые» горизонтальная и фронтальная плоскости системы координат аппарата могли не совпадать с соответствующими плоскостями системы координат мозга и даже располагаться под произвольным углом по отношению к ним.

Другие необходимые условия (наряду со строго перпендикулярным взаимным положением рентгеновских пленок) включали в себя обеспечение

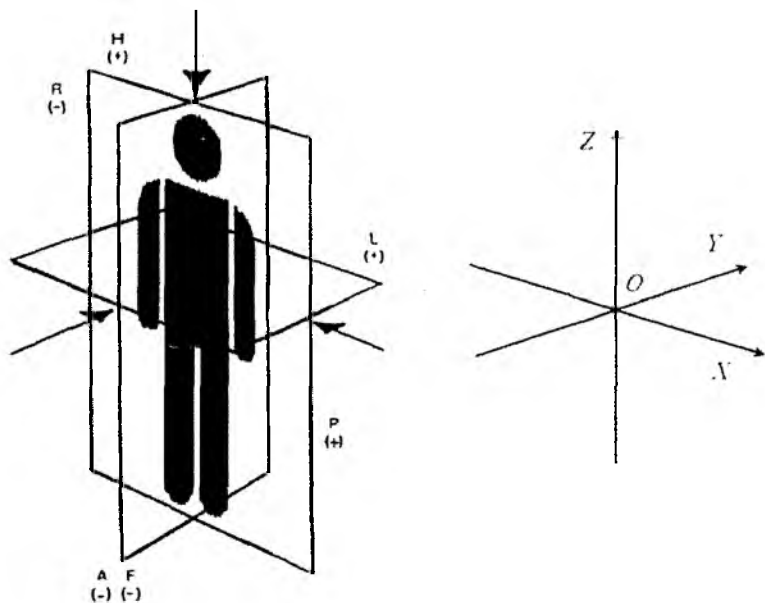


Рис. 8-4.

параллельности боковой рентгеновской пленки сагиттальным плоскостям систем координат, необходимость центрирования главного рентгеновского луча в соответствии с направлениями осей системы координат стереотаксического аппарата, а также вышеупомянутое использование в расчетах поправочного коэффициента рентгеновского увеличения. Необходимость в выполнении последнего условия отпадала в тех методиках, которые использовали телерентгенографию – рентгенографию с большими фокусными расстояниями, позволяющую получить практически неискаженное изображение (по своим метрическим свойствам почти соответствующее оригиналу).

Строгое выполнение этих требований приводит к существенному усложнению технической стороны стереотаксической процедуры (в частности, необходимости устройства рентгенооперационной) и к значительному увеличению продолжительности оперативного вмешательства (до 6–8 ч). Все это делало вышеописанную методику малоприменимой для стереотаксических операций многоцелевого стереотаксического наведения, поскольку требовало проведения отдельных расчетов для каждой из целевых точек, что еще более удлиняло операцию.

Кроме того, как отметил еще Л.В. Абраков (1975), для стереотаксических аппаратов третьей группы методика ортопроектирования не позволяет



Достичь требуемой точности стереотаксического наведения на мишень. Поскольку установленное по результатам стереотаксических расчетов направление канюли в подавляющем большинстве случаев не является параллельным рентгеновской пленке, невозможно правильно установить необходимую глубину введения стереотаксической канюли. При углах наклона канюли, близких к  $30^\circ$ , ошибка по глубине может достигать 10 мм и более. Также отмечено, что при «привязке» полярной системы координат направления к прямоугольной системе мозга даже незначительная погрешность при определении любой из двух угловых координат приводит к существенному отклонению траектории в целевой точке.

В стереотаксическом аппарате G. Guiot, также относящемся к третьей группе аппаратов, точность наведения увеличена за счет того, что движение стереотаксической канюли в нем всегда параллельно срединной сагиттальной плоскости, на которую производится ортопроектирование. Параллельность стереотаксической канюли и плоскости боковой вентрикулограммы обеспечивала достоверность расчетов в отношении глубины погружения в условиях ортогонального проектирования. Точность наведения по методу G. Guiot в среднем составляет  $\pm 1,3$  мм, что было достигнуто за счет усложнения конструкции и ужесточения условий проведения стереотаксической предоперационной вентрикулографии.

Общая теория стереотаксического наведения (А.Д. Аничков, 1987) характеризует подобную организацию стереотаксического вмешательства как жесткую, негибкую процедуру с наличием пространственных ограничений. Для того, чтобы выявить природу этих ограничений, в общей теории стереотаксического наведения вводится понятие геометрической структуры наведения. Геометрическая структура наведения – алгоритм математически корректных пространственных преобразований, обеспечивающий выполнение стереотаксического наведения. Геометрическая структура объединяет определенными пространственными отношениями геометрические элементы, входящие в процедуру наведения (системы координат, плоскости, линии, точки и т.д.).

Пространственные ограничения заключаются в требовании определенного взаимного положения объектов стереотаксической процедуры. Как показано выше, наличие пространственных ограничений связано с необходимостью обеспечения относительной простоты расчетов при взаимной «привязке» координатных систем мозга и стереотаксического аппарата друг к другу в условиях ортогонального проектирования. Следовательно, пространственные ограничения отражают такие свойства геометрической структуры наведения, как ее упрощенность, недостаточное развитие. При этом соблюдение пространственных ограничений, необходимое для достижения требуемой точности стереотаксического наведения, не только удлиняет и усложняет процедуру предоперационной нейровизуализации, но также и отрицательно сказывается на условиях осуществления самого хи-

рургического вмешательства. Одним из примеров является уже отмеченное требование для аппарата G. Guiot – осуществление только парасагиттальных доступов в затылочной области, что может быть опасным из-за близкого расположения синусов твердой мозговой оболочки.

### **Использование стереотаксической томографии**

Различные виды стереотаксической томографии (КТ, МРТ, ПЭТ) обладают следующими преимуществами по сравнению с предшествовавшей им стереотаксической вентрикулографией: 1) неинвазивность; 2) возможность прямой визуализации структур мозга для функционального стереотаксиса; 3) возможность визуализации патологических образований мозга для не функционального стереотаксиса.

Кроме того, поскольку изображения в томографии являются не проекциями внутримозгового пространства на плоскость (как при вентрикулографии), а послойными срезами, становится возможным с математической точки зрения проще и более естественным образом установить пространственные взаимоотношения для мозга пациента и стереотаксического аппарата. Расположенные последовательно друг за другом срезы мозга одной серии могут быть представлены как плоскости трехмерной прямоугольной координатной системы, две оси которой параллельны срезам, а третья перпендикулярна им.

Важным является и тот факт, что томограф при построении изображений позиционирует каждую точку внутримозгового пространства, то есть присваивает ей значения координат  $X$ ,  $Y$  и  $Z$  в трехмерной прямоугольной системе координат томографа (см. главу 3). Данная координатная система может быть включена в геометрическую структуру стереотаксического наведения. Информация о значениях координат точек мозга на томограммах может быть получена при наведении экранного курсора на интересующую точку и затем использована для стереотаксических расчетов. Удобной для осуществления взаимной «привязки» координатных систем является возможность проводить геометрические построения и измерения расстояний на томограммах прямо на экране томографа или рабочей станции, без необходимости распечатки томограмм и измерений при помощи линейки и карандаша. Таким образом, при подготовке стереотаксических операций возможно получать пространственную информацию на томограммах двумя способами: определением координат при помощи курсора и измерением линейных расстояний между объектами.

В то же время для рамных систем стереотаксическая томография, также как и вентрикулография, выполняется с рамой стереотаксического аппарата на голове пациента. При этом изображение на томограммах, в гораздо большей степени, чем на вентрикулограммах, чувствительно к возможным

артефактам и искажениям, вызванным наличием стереотаксической рамы (особенно довольно-таки массивной). Особенно это касается МРТ. Как правило, проблема решается изготовлением стереотаксической рамы из материалов, в наименьшей степени вызывающих артефакты и искажения, однако при проведении предоперационной томографии возможность их возникновения следует учитывать.

Еще одним важным отличием стереотаксической томографии от вентрикулографии является длительность процедуры. Если экспозиция при вентрикулографии составляет доли секунды, то при томографии (прежде всего это касается ПЭТ и МРТ) длительность сканирования может достигать 15-20 минут и более. Это повышает опасность произвольного смещения головы пациента, что может повлечь снижение качества визуализации целевых структур и снижение точности «привязки». Здесь решением проблемы может являться дополнительная жесткая или мягкая фиксация головы пациента к подголовнику томографа.

Стереотаксическое наведение с использованием томографических методов, аналогично вентрикулографии, также может сопровождаться определенными ограничениями, дающими возможность упростить математические расчеты для стереотаксического наведения, но в то же время требующими организацию проведения процедуры.

Наиболее простым способом взаимной «привязки» координатных систем томографа и стереотаксической рамы, исключая необходимость подсчета значений координат целевых точек, является способ их механического совмещения. При этом начала координат и направления координатных осей этих систем должны полностью совпадать. Для того, чтобы этого достигнуть, стереотаксическую раму (вместе с головой пациента) перед проведением расчетной томографии укрепляют в головном кольце КТ или головном кожухе МРТ в необходимом положении посредством специальных фиксаторов.

В качестве примера использования такого принципа «привязки» координатных систем томографа и стереотаксической рамы можно привести способ, описанный для стереотаксической системы T. Riechert и F. Mundinger (рис. 8.5). При помощи лазерных указателей томографа добиваются, чтобы горизонтальная плоскость стереотаксической рамы совпадала с «нулевой» плоскостью томографа, а центр рамы (начало координат) был совмещен с изоцентром томографа. Благодаря этому, координаты целевых точек, определенные на экране в трехмерной системе томографа, совпадают с их координатами в координатной системе основания стереотаксического аппарата, и могут быть использованы на операции без проведения дополнительных расчетов.

Другой способ взаимной «привязки» системы координат томографа и координат стереотаксической рамы также заключается в достижении их определенного пространственного взаимоотношения, однако при

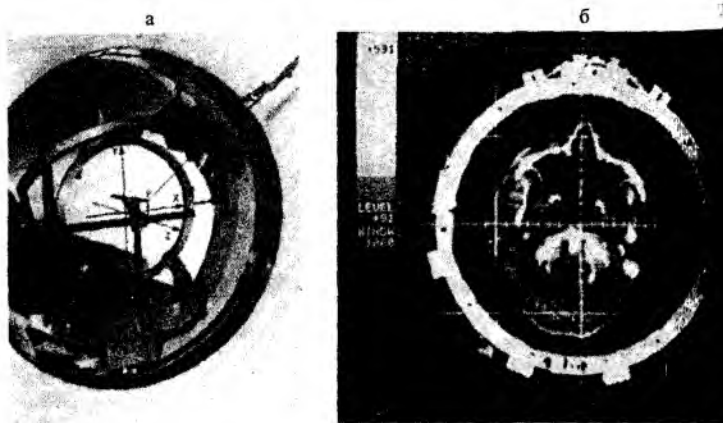


Рис. 8-5.

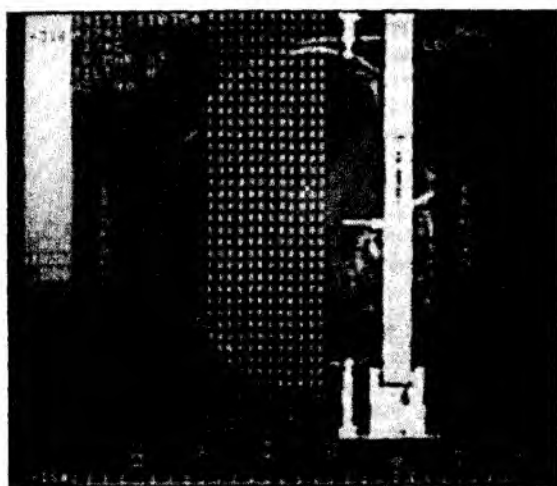


Рис. 8-6.

этом «нулевые точки» координатных систем могут не совпадать. В время сохраняется требование параллельной ориентации основных осей координатных систем при фиксации стереотаксической рамы к томографа и выполнении томографических срезов (рис. 8-6). То есть также необходимо укреплять стереотаксический аппарат и голову пациента в подголовнике томографа в строго определенном положении, хотя нужно добиваться их центровки при помощи лазерного луча.

Этот (в отличие от предыдущего) предполагает проведение измерений расчетов, поскольку положение координатных осей системы стереотаксической рамы исходно является неизвестным (хотя ее направление совпадает с осями трехмерной системы координат). В то же время эти измерения или вычисления остаются простыми.

Полный переход между двумя системами координат, координаты которых попарно параллельны друг другу, для каждой из них осуществляется путем прибавления к исходному значению координаты некоторого числа, равного смещению между началами координат по соответствующей координатной оси (с учетом знака оси). Величину этого смещения и определяют при расчетной то-

нструкция аппаратов при таком способе «привязки» должна содержать маркеры, отражающие положение координатных осей системы стереотаксической рамы, причем эти маркеры должны быть видны на экране. Примером является стереотаксический аппарат конструкции А. Ринд

При использовании этой методики находят аксиальный срез, содержащий точку. Определяют номер этого среза, начиная со среза, соответствующего «нулевой плоскости» системы координат стереотаксической рамы. Этот номер умножают на расстояние между соседними срезами в аппарате и получают значение вертикальной координаты Z целевой точки в системе координат основания аппарата. Затем на этом срезе при помощи курсора определяют координаты X и Y целевой точки, а также координаты X и Y маркера, видимого на срезе, в системе координат рамы.

Значение координата целевой точки в системе координат аппарата равно разности между измеренными значениями координат X целевой точки и маркера. Порядок-задняя координата целевой точки в системе координат аппарата равна разности между измеренными значениями координат Y целевой точки и маркера. Полученные значения координат выставляют на дисплее стереотаксического аппарата во время операции.

### **Стереотаксические локализаторы и их роль в «привязке» координатных систем**

В дальнейшем развитии методик проведения предоперационной стереотаксической томографии в конструкции стереотаксических аппаратов появился новый элемент – адаптер, или локализатор (localizer). Это съемный элемент, которое наряду с вертикальными стержнями (маркерами), устанавливаемыми направления координатных осей системы координат сте-

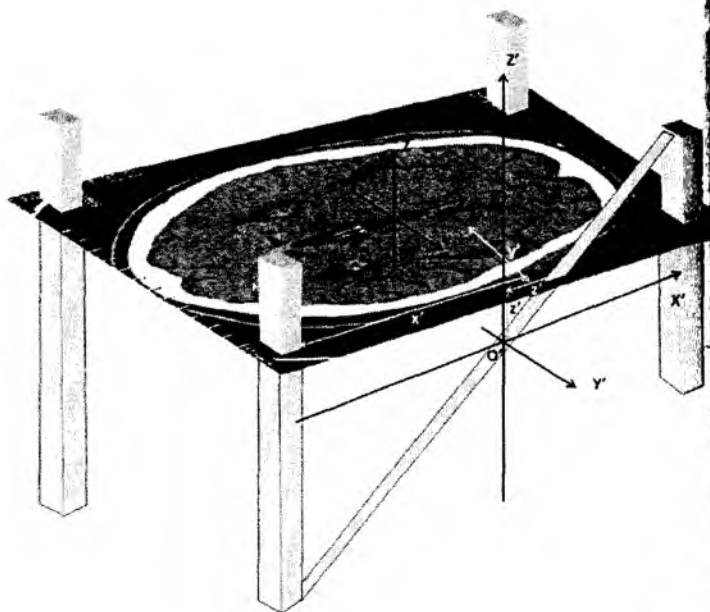


Рис. 8-7.

реотаксической рамы, содержит несколько косорасположенных стержней (диагоналей). Таким образом, локализатор содержит несколько (обычно как минимум два) N-образных элементов. Сечения диагональных и вертикальных стержней визуализируются на всех томографических срезах в области пациента, получаемых во время предоперационной нейровизуализации.

Такой локализатор впервые был использован в стереотаксической системе L. Leksell. Принцип «привязки» координатных систем томографа и реотаксического аппарата при помощи диагонального локализатора продемонстрирован на рис. 8-7.

При выполнении стереотаксической томографии стереотаксическая рама, укрепленная к голове пациента, специальными фиксаторами крепится к центру КТ или головной катушке МРТ в строго определенном положении соответствующем направлению координатных осей томографа. Изображения диагональных стержней локализатора снимают перед исследованием на томографе с рамы стереотаксического аппарата. К боковым поверхностям рамы в вертикальном положении фиксируются пластины локализатора, каждая из которых содержит по две прямых и один наклонный стержень, угол наклона которого по отношению к координатным плоскостям рамы и томографа равен  $45^\circ$  (рис. 8-8). Для работы на МРТ стержни заменяют трубочками, заполненными раствором контрастного вещества.



Рис. 8-8.

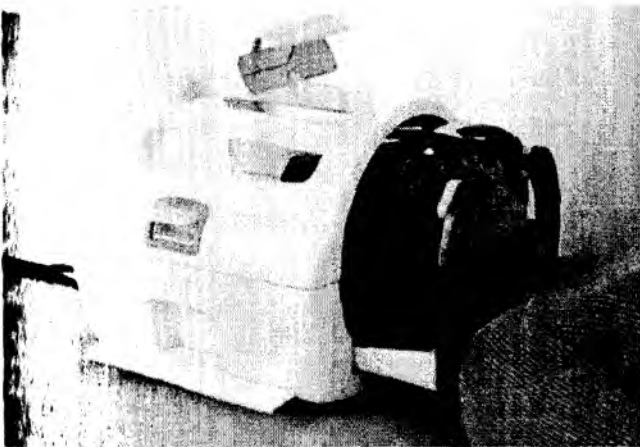


Рис. 8-9.

сферы или меди (рис. 8-9), что позволяет их визуализировать на томограммах.

Для описываемой методики важно, что во время сканирования плоскостями параллельных срезов должны быть параллельны плоскости основания

стереотаксического аппарата. В случае МРТ могут выполняться также перпендикулярные им корональные или сагиттальные срезы. Однако это используется не так часто, поскольку при необходимости возможно получение реконструированных изображений в любой плоскости на основе тонких аксиальных срезов.

На аксиальных срезах видны сечения наклонных и прямых стержней, причем расстояния между этими сечениями, измеренными на срезе, будут зависеть от высоты среза над уровнем основания стереотаксической рамы. Вследствие того, что угол наклона косого стержня составляет  $45^\circ$ , высота среза над плоскостью основания рамы (определяющая координату Z) равна расстоянию между сечениями заднего вертикального и косого стержней на этом срезе. Передне-задняя и боковая координаты целевой точки на этом срезе в системе координат основания аппарата определяются ее положением по отношению к сечениям вертикальных стержней локализатора (рис. 8-7).

В данном случае преимуществом использования диагонального локализатора, по сравнению с предыдущей методикой, является отсутствие необходимости знать номер КТ- или МРТ-среза, на котором выявляется целевая точка, и вычислять его высоту по отношению к основанию аппарата.

Начало трехмерной прямоугольной системы координат основания временной модели стереотаксической системы Leksell (рамы G) находится в верхнем заднем правом углу стереотаксической рамы. Начало координат находится в одном из углов, а не в центре рамы для того, чтобы в принципе не использовать координаты с отрицательными значениями, которые могут являться источниками ошибки (если знак «-» «потеряется»). Соответственно геометрический центр стереотаксической рамы имеет координаты  $X' = 100$ ,  $Y' = 100$ ,  $Z' = 100$ .

Процедура получения стереотаксических координат целевой точки в системе координат стереотаксической системы Leksell выглядит следующим образом (рис. 8-10). Находят срез мозга, на котором находится интересующая нейрохирурга целевая точка M. На этом срезе соединяют прямыми линиями сечения прямых стержней локализатора, находящихся в противоположных углах томограммы. Пересечение этих диагоналей образует «нулевую точку» среза.

На экране томографа (или рабочей станции) подводят курсор к «нулевой точке» и измеряют ее координаты в системе координат томографа. Затем точно так же определяют координаты X и Y целевой точки в этой же системе координат, а также координаты X и Y сечений задних прямых и косых стержней локализатора.

Значение передне-задней координаты Y' целевой точки в системе координат основания стереотаксической рамы равно разности измеренных координат Y целевой точки M и «нулевой точки», вычитенной из константы 100. Значение боковой координаты X' целевой точки в системе координат основания стереотаксической рамы равно разности измеренных координат X



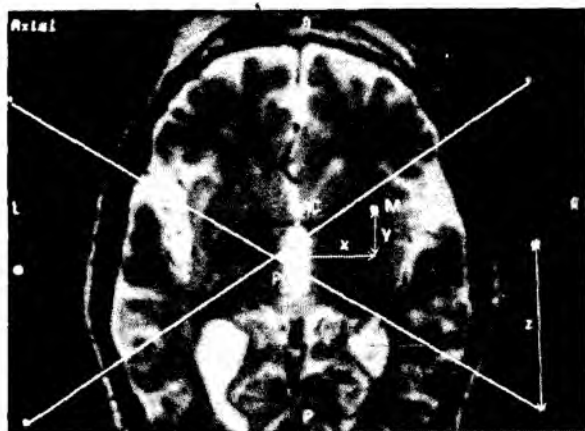


Рис. 8-10.

целивой точки М и «нулевой точки», к которой добавлена константа 100. Координату боковой координаты  $X'$  целивой точки в системе координат основанной стереотаксической рамы равно разности измеренных координат  $X$  целивой точки М и «нулевой точки», к которой добавлена константа 100. Координату вертикальной координаты  $Z'$  целивой точки в системе координат основанной стереотаксической рамы равно разности измеренных координат  $Z$  целивой точки заднего прямого и косого стержней локализатора, к которой добавлена константа 40. Все вычисления обязательно следует производить с учетом знака «+» или «-» для каждой из координат (см. главу 3).

Альтернативным вариантом определения координат целивой точки в системе координат стереотаксической рамы является измерение расстояний (в миллиметрах) на томограмме, содержащей целивую точку М (рис. 8-10). Координату  $X'$  определяют следующим образом: если точка М находится слева от «нулевой точки», то к расстоянию  $X$  прибавляется константа 100, если справа от «нулевой точки», то расстояние  $X$  вычитается из константы 100. Координату  $Y'$  определяют так: если точка М находится впереди от «нулевой точки», то к расстоянию  $Y$  прибавляется константа 100, если сзади от «нулевой точки», то расстояние  $Y$  вычитается из константы 100. Координата  $Z'$  равна расстоянию  $Z$  (между косым и задним прямым стержнем локализатора), к которому добавлена константа 40.

Для повышения точности измерения расстояний между косым и задним прямым стержнем локализатора производят одновременно с правой и левой стороны стереотаксической рамы. Если измерения, проведенные справа и слева, отличаются между собой менее чем на 2 мм, то такая погрешность считается допустимой, и для определения координаты  $Z$  следует

использовать то значение, которое производится с той стороны (справа слева), где находится внутримозговая целевая точка. Случаи, когда эти измерения отличаются более чем на 2 мм, означают, что срез не параллелен плоскости основания стереотаксической рамы. В таких случаях следовало произвести коррекцию положения рамы относительно гентри или головной катушки и выполнить повторное сканирование.

Как подчеркивает изготовитель аппарата, существенным достоинством данной конструкции является то, что реперные элементы локализатора томограмме располагаются достаточно близко к голове пациента (а не на периферии среза), вследствие чего минимизируются возможные пространственные искажения, что позволяет достичь очень высокой точности стереотаксического наведения.

Таким образом, благодаря наличию в системе локализатора, содержащего косые стержни (диагонали), томографический срез, проходящий через структуру-мишень, содержит всю информацию, необходимую для определения стереотаксических координат целевой точки. Все измерения выполняются либо на экране томографа, либо на распечатанной томограмме, при помощи транспортира. Кроме того, возможно использование для измерений специальной компьютерной программы LeksellSurgiPlan.

После исследования на томографе пациента транспортируют в операционную, где и выполняется стереотаксическое вмешательство. При этом локализатор с рамы аппарата снимают и устанавливают на нее изоцентрическую дугу с направляющими. На шкалах направляющих выставляют координаты целевой точки мозга  $X'$ ,  $Y'$  и  $Z'$ , определенные во время преоперационной томографии.

### **«Сканер-зависимые» стереотаксические системы**

Характеризуя описанные способы «привязки» координатных систем томографа и стереотаксической рамы, нельзя не отметить, что, как и в случае ортогонального проектирования при использовании вентрикулографии, основательная простота математических расчетов (не требующая применения вычислительной техники) достигается за счет жестких пространственных ограничений при проведении расчетной томографии. В данном случае пространственные ограничения заключаются в требовании ориентации стереотаксической рамы в определенном положении по отношению к головной катушке (или гентри) томографа, а также в том, что для расчетов пригодны только срезы, ориентированные строго параллельно (или перпендикулярно) плоскости стереотаксической рамы.

Стереотаксические системы, при работе с которыми необходимо соблюдать указанные условия, получили название «сканер-зависимые» («scanner

dependent») или «гентри-зависимые». К сканер-зависимым, наряду с вышеперечисленными, относится также стереотаксическая система L. Laitinen.

Очевидно, что пространственные ограничения «сканер-зависимых» стереотаксических систем усложняют и удлиняют проведение расчетной процедуры, особенно у пациентов с короткой шеей или с ограниченной подвижностью шейного отдела позвоночника (в частности, делают практически невозможным проведение расчетного исследования у больных со спастическим кривошеей). Однако наиболее значительным, на наш взгляд, недостатком таких систем является то, что они существенно сужают диапазон допустимых томографических срезов, выполняемых при расчетной томографии.

При подготовке функциональных стереотаксических вмешательств (особенно при непрямой локализации структур-мишеней, невизуализируемых на томограммах и определяемых при помощи стереотаксического атласа) зачастую требуется получать расчетные срезы, ориентированные согласно положению передней и задней комиссур мозга пациента, в соответствии с направлениями срезов в атласе. Это требование часто оказывается невыполнимым, поскольку может вступать в противоречие с требованием соблюдения параллельности плоскости среза и плоскости основания стереотаксической рамы. Впрочем, и при подготовке нефункциональных вмешательств направление среза, на котором оптимальным образом визуализируется патологическое образование (служащее стереотаксической мишенью), может не соответствовать условиям, диктуемым «сканер-зависимой» системой.

Единственным способом разрешения данного противоречия при подготовке функциональных стереотаксических вмешательств на «сканер-зависимой» системе является установка стереотаксической рамы на голове пациента перед сканированием таким образом, чтобы плоскость ее основания была параллельна плоскости передней и задней комиссур. Очевидно, что эта задача является весьма нетривиальной и приносит дополнительные сложности в проведение стереотаксической процедуры.

Большинство авторов предлагают устанавливать стереотаксическую раму параллельно орбитомеатальной линии, направление которой, по их мнению, совпадает (или близко) с направлением межкомиссуральной линии. Так, для системы Leksell предлагается располагать основание рамы параллельно линии «назион—нион» или наклоненным на  $15^\circ$  по отношению к орбитомеатальной плоскости черепа пациента. Однако это утверждение противоречит классическим работам E.A. Spiegel, H.T. Wycis и J. Talairach, доказавшим отсутствие корреляции между черепными ориентирами и интракраниальными структурами у человека.

Также предлагается в случае «неправильной» позиции стереотаксической рамы (выявляемой на полученных срезах) прямо на томографе произвести ее переустановку на голове пациента, зачастую вывинчиванием и повторным завинчиванием острых упоров в кости черепа, после чего заново

использовать то значение, которое производится с той стороны (справа или слева), где находится внутримозговая целевая точка. Случаи, когда эти измерения отличаются более чем на 2 мм, означают, что срез не параллелен плоскости основания стереотаксической рамы. В таких случаях следует произвести коррекцию положения рамы относительно гентри или головной катушки и выполнить повторное сканирование.

Как подчеркивает изготовитель аппарата, существенным достоинством данной конструкции является то, что реперные элементы локализатора томографа располагаются достаточно близко к голове пациента (а не на периферии среза), вследствие чего минимизируются возможные пространственные искажения, что позволяет достичь очень высокой точности стереотаксического наведения.

Таким образом, благодаря наличию в системе локализатора, содержащего косые стержни (диагонали), томографический срез, проходящий через структуру-мишень, содержит всю информацию, необходимую для определения стереотаксических координат целевой точки. Все измерения выполняются либо на экране томографа, либо на распечатанной томограмме, при помощи транспортира. Кроме того, возможно использование для изменений специальной компьютерной программы LeksellSurgiPlan.

После исследования на томографе пациента транспортируют в операционную, где и выполняется стереотаксическое вмешательство. При этом локализатор с рамы аппарата снимают и устанавливают на нее изоцентрическую дугу с направляющими. На шкалах направляющих выставляют координаты целевой точки мозга  $X'$ ,  $Y'$  и  $Z'$ , определенные во время преоперационной томографии.

### **«Сканер-зависимые» стереотаксические системы**

Характеризуя описанные способы «привязки» координатных систем томографа и стереотаксической рамы, нельзя не отметить, что, как и в случае ортогонального проектирования при использовании вентрикулографии, основательная простота математических расчетов (не требующая применения вычислительной техники) достигается за счет жестких пространственных ограничений при проведении расчетной томографии. В данном случае пространственные ограничения заключаются в требовании ориентации стереотаксической рамы в определенном положении по отношению к головной катушке (или гентри) томографа, а также в том, что для расчетов пригодны только срезы, ориентированные строго параллельно (или перпендикулярно) плоскости стереотаксической рамы.

Стереотаксические системы, при работе с которыми необходимо соблюдать указанные условия, получили название «сканер-зависимые» («scanner

«сканер-зависимые»). К сканер-зависимым, наряду с вышеперечисленными, относится также стереотаксическая система L. Laitinen.

Очевидно, что пространственные ограничения «сканер-зависимых» стереотаксических систем усложняют и удлинляют проведение расчетной процедуры, особенно у пациентов с короткой шеей или с ограниченной подвижностью шейного отдела позвоночника (в частности, делают практически невозможным проведение расчетного исследования у больных со спастическими кривошеями). Однако наиболее значительным, на наш взгляд, недостатком таких систем является то, что они существенно сужают диапазон допустимых томографических срезов, выполняемых при расчетной томографии.

При подготовке функциональных стереотаксических вмешательств (особенно при не прямой локализации структур-мишеней, не визуализируемых на томограммах и определяемых при помощи стереотаксического атласа) зачастую требуется получать расчетные срезы, ориентированные согласно положению передней и задней комиссур мозга пациента, в соответствии с направлениями срезов в атласе. Это требование часто оказывается невыполнимым, поскольку может вступать в противоречие с требованием соблюдения параллельности плоскости среза и плоскости основания стереотаксической рамы. Впрочем, и при подготовке нефункциональных вмешательств направление среза, на котором оптимальным образом визуализируется патологическое образование (служащее стереотаксической мишенью), может не соответствовать условиям, диктуемым «сканер-зависимой» системой.

Единственным способом разрешения данного противоречия при подготовке функциональных стереотаксических вмешательств на «сканер-зависимой» системе является установка стереотаксической рамы на голове пациента перед сканированием таким образом, чтобы плоскость ее основания была параллельна плоскости передней и задней комиссур. Очевидно, что эта задача является весьма нетривиальной и привносит дополнительные сложности в проведение стереотаксической процедуры.

Большинство авторов предлагают устанавливать стереотаксическую раму параллельно орбитомеатальной линии, направление которой, по их мнению, совпадает (или близко) с направлением межкомиссуральной линии. Так, для системы Leksell предлагается располагать основание рамы параллельно линии «назион-нион» или наклоненным на  $15^\circ$  по отношению к орбитомеатальной плоскости черепа пациента. Однако это утверждение противоречит классическим работам E.A. Spiegel, H.T. Wycis и J. Talairach, доказавшим отсутствие корреляции между черепными ориентирами и интракраниальными структурами у человека.

Также предлагается в случае «неправильной» позиции стереотаксической рамы (выявляемой на полученных срезах) прямо на томографе производить ее переустановку на голове пациента, зачастую вывинчиванием и повторным завинчиванием острых упоров в кости черепа, после чего заново

во выполнять томографические срезы. Некоторые авторы предлагают небрежью несоответствием между плоскостью полученного аксиального среза и направлением межкомиссуральной линии, что, безусловно, неблагоприятно может сказаться на точности методики.

### «Сканер-независимые» стереотаксические системы

Устранение пространственных ограничений возможно путем разрыва геометрической структуры наведения, введения в нее новых элементов. Как правило, такой путь приводит к усложнению математических расчетов, однако одновременно делает организацию стереотаксического наведения более гибкой, не снижая точности по сравнению с канонической методикой ортогонального проектирования.

Устранение пространственных ограничений при проведении стереотаксической вентрикулографии было связано с отказом от методики ортогонального проектирования и переходу к другому способу «привязки» координатных систем пространства головного мозга и стереотаксического аппарата — аналитическому преобразованию координатных систем. Пусть в пространстве имеются две произвольно расположенные прямоугольные системы координат —  $O_1X_1Y_1Z_1$  и  $O_2X_2Y_2Z_2$  (рис. 8-11). Тогда для любой точки пространства  $M$  существует постоянная математическая зависимость между координатами точки  $x_1, y_1, z_1$  и  $x_2, y_2, z_2$  в обеих системах координат, которая полностью определена взаимным расположением координатных систем. «Привязка» двух координатных систем и заключается в выявлении этой математической зависимости, которую называют взаимным преобразованием систем координат. Зная взаимное положение двух систем координат и координаты некоторой точки в одной из них, мы всегда можем найти координаты этой точки во второй координатной системе.

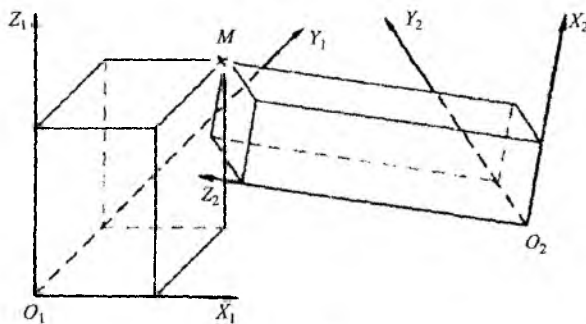


Рис. 8-11.

Эмпирические вычисления, связанные с преобразованием координатной системы, как правило, требуют применения мощных калькуляторов или персональных компьютеров, следовательно, устранение пространственных ограничений связано с компьютеризацией стереотаксической процедуры. Такие вычислительные рентгенограмметрии, разработанный Ю.З. Полонским в 1978 г., использующий аналитическое преобразование координатной системы, позволил избавиться от ортогонального проектирования при выполнении стереотаксической вентрикулографии и связанных с ним пространственных ограничений.

При проведении предоперационной стереотаксической томографии преобразование пространственных ограничений, свойственных «сканер-зависимым» стереотаксическим системам, также связано с дальнейшим усложнением геометрической структуры стереотаксического наведения. Такое отличие отмечается у «сканер-независимых» («scanner-independent») стереотаксических систем, которые допускают произвольную ориентацию стереотаксической рамы по отношению к томографу.

Для таких систем характерно, что «центр тяжести» при организации стереотаксического наведения переносится с ручных манипуляций по пространственной ориентации рамы на математический аппарат, обеспечивающий взаимную «привязку» СК. В результате расчеты, необходимые для проведения операций, как правило, требуют наличия вычислительной техники и специального программного обеспечения (в отличие от «сканер-зависимых» систем).

Возможность математической «привязки» произвольно ориентированных по отношению друг к другу координатных систем томографа и стереотаксической рамы впервые была обоснована R. Brown (1979 г.). Выяснилось, что такая «привязка» может быть осуществлена, если (как и в случае системы Leksell) во время расчетного исследования использовать стереотаксический локализатор с диагоналями («диагональный» локализатор), причем локализатор должен содержать не два, а как минимум, три косых стержня, формирующих вместе с прямыми стержнями N- или V-образные конструкции.

Если томографический срез (с произвольным наклоном по отношению к СК томографа и к стереотаксической раме) пересекает все стержни локализатора, то по положению стержней на томограмме возможно аналитически (при помощи вычислений, выполняемых специальной программой на компьютере) восстановить высоту и наклон среза относительно основания стереотаксического аппарата. В случае МРТ-наведения для того, чтобы можно было использовать корональные и сагиттальные срезы, локализатор должен содержать еще один дополнительный N-образный элемент, расположенный в горизонтальной плоскости по отношению к голове пациента (рис. 8-12).



Рис. 8-12.

Таковыми локализаторами оснащены «сканер-независимые» стереотаксические системы BRW и CRW фирмы IntegraRadionics, а также стереотаксическая система «COMPASS». В комплектацию системы CRW входят несколько локализаторов для разных видов стереотаксической томографии, каждый из которых имеет не два, а как минимум, три N-образных элемента (или диагонали). Во время работы с такими локализаторами, как правило, используется система координат томографа.

При использовании «сканер-независимой» стереотаксической системы (например, CRW) установка рамы на голову пациента не требует строго определенной ориентации по отношению к черепным ориентирам, достаточно зафиксировать раму более или менее симметрично на голове. Строго определенное положение рамы в подголовнике томографа также не является обязательным. После сканирования на томограммах мозга пациента визуализируется как минимум девять сечений элементов локализатора – трех косых и шести прямых стержней. На рис. 8-13 представлена томограмма с сечениями трех N-образных элементов – переднего и двух боковых.

Для получения информации о положении целевой точки по отношению к стереотаксической раме нейрохирург на срезе, содержащем целевую структуру, последовательно определяет координаты X, Y и Z целевой точки и всех сечений стержней локализатора в системе координат томографа. Полученные значения координат вводят в компьютерную программу стереотаксических расчетов. Выходными данными программы являются значе-





Рис. 8-13.

ния трехмерных координат  $X'$ ,  $Y'$  и  $Z'$  целевой точки в системе координат позиционирования стереотаксического аппарата. Современное программное обеспечение указанных стереотаксических систем позволяет автоматизировать этот процесс.

Таким образом, как и в случае аппарата Leksell, целевой срез содержит всю информацию, необходимую для стереотаксического наведения на целевую точку. Несмотря на это, при указанном способе использования стереотаксического локализатора съем информации возможен только с экрана (и не с распечатанных томограмм), поскольку, как уже было сказано, компьютерная программа стереотаксических расчетов для своей работы требует исходные данные в формате пространственных координат.

Таким образом, система CRW является «сканер-независимой», что делает ее более универсальной и более удобной в работе. Для стереотаксических расчетов и предоперационного планирования используются программы OptiNight StereoPlan и StereoCalc. В то же время для стереотаксической системы CRW как один из вариантов работы предусмотрен «упрощенный» режим работы с данными без использования компьютерной программы, путем линейных измерений с применением специального транспорта, что можно выполнить и по распечатанной томограмме. Характерно, что при работе в этом режиме стереотаксическую раму необходимо ориентировать в соответствии с системой координат томографа, а срезы выполнять строго параллельно ее основанию, т.е. в этом частном случае стереотаксическая система используется как «сканер-зависимая».

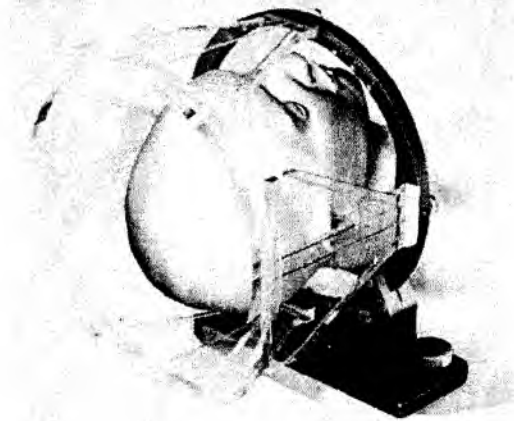


Рис. 8-14.

Это обстоятельство указывает на то, что термин «сканер-зависимые» и «сканер-независимые» правильнее относить не к стереотаксическим системам, а к способам их адаптации к томографам. Еще одним примером, иллюстрирующим этот вывод, является стереотаксическая система Zamogano, локализатор которой состоит из четырех V-образных элементов (рис. 8-14). Следовательно, конструкция системы позволяет использовать ее как «сканер-независимую», однако порядок работы с ней предусмотрен только в «сканер-зависимом» режиме. По-видимому, это объясняется тем, что данная система изначально разрабатывалась для нефункционального стереотаксиса, где преимущества «сканер-независимых систем» не всегда являются столь очевидными.

Одним из недостатков диагональных локализаторов, используемых «сканер-независимыми» системами, является громоздкость их конструкции. В качестве другого недостатка (особенно существенного при проведении стереотаксической МРТ) называют то, что сечения стержней локализатора на томографических срезах располагаются на периферии изображения, где могут быть достаточно сильно выражены пространственные искажения, что приводит к снижению точности наведения.

Отметим также, что способ регистрации информации, использующий диагональные локализаторы, не является оптимальным при многоцелевом стереотаксическом наведении, если целевые точки находятся на разных срезах, поскольку для каждого среза необходимо заново определять положение реперов-сечений локализатора и вводить эти данные в программу стереотаксических расчетов.

## «Привязка» координатных систем томографа и стереотаксического аппарата без использования локализатора

Интересно отметить, что математические вычисления не являются единственным возможным способом взаимной «привязки» произвольно расположенных координатных систем. Еще Л.В. Абраковым (1979) при обзоре различных конструкций стереотаксических аппаратов был указан другой способ – механической «привязки» при помощи специальных устройств, моделирующих координатные системы – стереотаксических фантомов. Как уже упоминалось в главе 7, фантомы большинства стереотаксических аппаратов, комплектуемых этим устройством, служат для взаимной «привязки» системы координат основания аппарата (стереотаксической рамы) и системы координат направителя стереотаксического инструмента.

Однако при помощи фантомов можно осуществлять переходы и между другими системами координат, включенными в геометрическую структуру стереотаксического наведения. Например, фантом стереотаксических манипуляторов класса «Ореол» (см. главу 10) может выполнять «привязку» системы координат мозга пациента и системы координат стереотаксического направителя.

Логично предположить, что переход между координатными системами томографа и стереотаксического аппарата также может быть произведен при помощи фантомного моделирования, что и было осуществлено в стереотаксической системе «Pelorus» (рис. 8-15). Данная конструкция относится к четвертому типу стереотаксических аппаратов (несмотря на то что крепится к краям трепанационного отверстия, как аппараты третьего типа), поскольку имеет две системы координат – прямоугольную систему координат основания и полярную систему координат направителя стереотаксического инструмента, снабженного изоцентрической дугой.

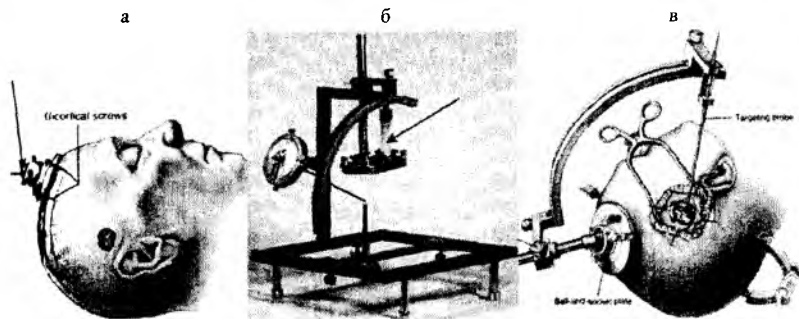


Рис. 8-15.

Основание стереотаксического манипулятора «Pelorus», представляющее собой металлическую пластину небольшого размера, перед проведением расчетной томографии в произвольном положении острым способом крепится к кости черепа. Основание содержит шарнир, в центральной части которого имеется реперная метка, видимая на КТ- или МРТ-изображении. После укладки пациента шарнир фиксируют в положении, «запоминающем» пространственную позицию основания по отношению к томографу.

Во время томографии определяют трехмерные координаты целевых точек и реперной метки, благодаря чему становится возможным воспроизвести их взаимное пространственное положение на фантоме. Перед проведением фантомного моделирования при помощи арифметических вычислений вычисляют значения координат  $\Delta X$ ,  $\Delta Y$  и  $\Delta Z$  (разницу между соответствующими координатами целевой точки и реперной метки в системе координат томографа), и эти значения выставляют на шкалах фантома.

«Привязка» системы координат основания аппарата к системе координат фантома производится благодаря сохранившейся позиции шарнира. Затем производится механическая «привязка» системы координат фантома и полярной координатной системы стереотаксического направителя путем нацеливания имитатора стереотаксического инструмента на имитатор целевой точки. Достигнутую «привязку» фиксируют подвижным шарниром, соединяющим стереотаксическую дугу направителя с основанием стереотаксического аппарата на фантоме, после чего все готово для введения инструмента в целевую точку.

Таким образом, механическая «привязка» координатных систем на стереотаксическом фантоме «сканер-независимой» стереотаксической системы также позволяет обойтись без сложных расчетов, требующих компьютерной техники.

## Глава 9. Гибкая организация стереотаксического наведения и способы маркировки головы пациента

### Временные ограничения и возможность их устранения

Наряду с пространственными ограничениями стереотаксической процедуры, о которых говорилось в предыдущих главах, общая теория стереотаксического наведения выделяет еще один вид ограничений – временные. Под временными ограничениями понимается требование взаимодействия объектов, участвующих в стереотаксическом наведении, в определенный момент реализации процедуры (А.Д. Аничков и соавт., 1984, 2006). Чем больше объектов должны взаимодействовать в некоторый момент времени, тем жестче ограничение. Классические методики стереотаксического наведения требуют присутствия практически всех объектов процедуры наведения (две рентгеновские трубки и две пленки при использовании вентрикулографии, томограф и рама стереотаксического аппарата при наведении с помощью томографии головного мозга) в момент проведения расчетной предоперационной нейровизуализации.

Условие обязательного наличия стереотаксической рамы на голове пациента во время проведения нейровизуализации, как правило, существенно усложняет процедуру по сравнению с рутинным диагностическим исследованием. При этом после проведения стереотаксической вентрикулографии или томографии и до момента операции стереотаксическая рама должна оставаться на голове в неизменном положении, чтобы сохранить достигнувшую «привязку» к СК мозга, в противном случае произведенные стереотаксические расчеты становятся недействительными. Таким образом, для классических стереотаксических систем «рамного типа» методика использования которых построена на соблюдении временных ограничений, характеризуется жесткой («rigid») организацией стереотаксического наведения.

Жесткость организации стереотаксического наведения означает, что вся процедура является неразрывной по времени, и отдельные ее этапы не могут быть перенесены на другой день. Стереотаксическая нейровизуализа-

ция (проводимая с фиксированной рамой на голове) является, по сути, этапом операции. При этом фиксация рамы на голове пациента происходит в операционной или в перевязочной, после чего больного транспортируют в рентгеновский кабинет или на томограф, где проводится расчетное исследование. Затем больного перемещают обратно в операционную, где и происходит хирургический этап стереотаксического вмешательства. Организация процедуры требует строжайшего соблюдения асептики при перемещениях пациента и работе на томографе, а также наличия томографа в непосредственной близости от операционной.

Неразрывность по времени стереотаксической процедуры при ее жесткой организации неизбежно приводит к удлинению всей процедуры до 6–8 ч и даже более, что делает ее крайне утомительной как для пациента, так и для хирургической бригады. С другой стороны, это создает определенный дефицит времени при планировании операции, которое обычно осуществляется между проведением стереотаксической томографии и непосредственно оперативным вмешательством.

Устранение пространственных и временных ограничений способствует повышению гибкости стереотаксической процедуры. Это позволяет разделить процедуру на части произвольными по длительности временными интервалами и все подготовительные этапы (маркировка головы пациента, нейровизуализация, обработка изображений, стереотаксическое планирование, вычисления, подготовка стереотаксической аппаратуры) вынести за рамки нейрохирургического вмешательства и осуществлять по отдельности, в условиях, оптимальных для каждого этапа.

В частности, становится возможным провести предоперационную нейровизуализацию не обязательно в день исследования, а заблаговременно, накануне или за несколько дней до стереотаксического вмешательства. Благодаря этому сокращается продолжительность операции, снижаются ее трудоемкость и травматичность. *Гибкая* («flexible») организация стереотаксического наведения характерна для безрамных стереотаксических систем, а также для некоторых систем, конструкция которых занимает промежуточное положение между рамными и безрамными системами.

## Вспомогательные системы координат и их роль

При гибкой организации стереотаксического наведения «связующим элементом» между этапами предоперационной нейровизуализации и стереотаксической операции являются вспомогательные системы координат (ВСК). Во время нейровизуализации производят взаимную пространственную «привязку» системы координат мозга и ВСК, а во время операции осуществляют «привязку» ВСК и координатной системы стереотаксического манипулятора, осуществляющего введение стереотаксического инструмен-

та в целевые точки головного мозга пациента. При этом реперы ВСК должны обязательно находиться на голове пациента и во время стереотаксической томографии, и во время операции.

Прототипом систем, использующих гибкую организацию стереотаксической процедуры, можно считать V модель стереотаксического аппарата Е.А. Spiegel и Н.Т. Wycis, в которой рама основания крепилась к черепу пациента с помощью опорных винтов. При этом после проведения вентрикулографии рама аппарата могла быть снята с головы пациента, тогда как винты оставались в костях черепа. Это позволяло разделить во времени проведение вентрикулографии, выполнение стереотаксических расчетов и непосредственно оперативное вмешательство.

Во время операции рама аппарата вновь устанавливалась на опорных винтах. Воспроизведение того же положения, что и при вентрикулографии, обеспечивалось показаниями шкал телескопических стоек, посредством которых рама фиксировалась к опорным винтам. Таким образом, в данной конструкции, наряду с системой координат основания стереотаксического аппарата, присутствует вспомогательная система координат, обеспечивающая связь между координатными системами мозга пациента и основания аппарата во время стереотаксической операции.

Другим примером устранения ограничений стереотаксической процедуры является метод «компьютерного» стереотаксиса, разработанный В.В. Беляевым, Ю.Г. Иванниковым и В.В. Усовым (1969), которые первыми в стереотаксисе применили математический аппарат преобразований в произвольной системе координат. Развитие геометрической структуры наведения в этой методике заключалось в построении ВСК, моделируемой металлическими метками, зафиксированными в костях черепа пациента.

При этом до операции по данным вентрикулографии вычислялись пространственные соотношения между системой координат мозга и ВСК. На операции по обычным краниограммам вычислялись соотношения между системой координат стереотаксического аппарата и ВСК, после чего, используя предоперационные вычисления, находилось соотношение системы координат мозга — системы координат стереотаксического аппарата.

*Таким образом, для разделения во времени предоперационной нейро-визуализации и стереотаксической операции при гибкой организации стереотаксического наведения требуется провести маркировку головы пациента, на основе которой стало бы возможным построение вспомогательной системы координат.*

При дальнейшем совершенствовании стереотаксических методик (А.Д. Аничков, 1976) в качестве маркеров использовались небольшие (примерно  $3 \times 3$  мм) фигурные металлические пластинки, которые с помощью лейкопластыря приклеивались к коже головы пациента. Но затем было выяснено, что повторное восстановление первоначального положения на голове таких меток затруднено, несмотря даже на применение татуировки кожи в

тех участках, на которых находились метки. Кроме того, вследствие большой подвижности кожных покровов головы не исключена возможность неидентичного положения меток (маркеров) ВСК относительно черепа больного при различных укладках во время стереотаксической рентгенографии.

Далее было решено использовать в качестве маркеров миниатюрные шпильки («гвоздики») из нержавеющей стали, которые вводились под кожу головы в кости черепа. Такой подход («кровавый, хирургический») гарантированно обеспечивал неподвижность меток относительно черепа пациента, что было принципиально важно для обеспечения правильности безошибочности стереотаксических расчетов. Поскольку маркеры, зашитые под кожу, были недоступны для манипуляций, «механизм» включения таких маркеров в пространственные взаимоотношения стереотаксической методики предусматривал интраоперационное применение рентгенографии.

Другой тип маркеров, использовавшийся в методике А.Д. Аничкова — три стальных винта, ввинчивавшиеся в кости черепа, выступающие над кожей головы и расположенные взаимно ортогонально. Такие маркеры реализовывали две функции: реперных точек для построения прямоугольной системы координат головы пациента и стальных опор для фиксации на голове пациента основания стереотаксического аппарата.

Еще один, более совершенный и менее травматичный вид маркеров, использованный в стереотаксической системе «Рожки» (А.Д. Аничков, 1977) — два стальных винта, закрепленные с помощью медицинской быстротвердеющей пластмассы (протакрил, норакрил) в костях черепа в теменных буграх (похожие на рожки). Концы маркеров выступали над поверхностью кожи и располагались в пространстве произвольно. Такие маркеры также выполняли две функции — фиксацию основания аппарата на голове пациента и построение системы координат стереотаксического аппарата. В перечисленных конструкциях реализована механическая «привязка» системы координат основания аппарата и ВСК, что исключало необходимость проведения рентгенографии и аналитических вычислений во время операции.

### **Вспомогательные системы координат безрамных стереотаксических систем**

В безрамных (навигационных) стереотаксических системах в качестве реперов для построения вспомогательных систем координат первоначально использовались известные анатомические поверхностные ориентиры — козелок, назион, наружные углы глаз и др. (Е. Watanabe, 1987). В то же время при этом возникали затруднения, связанные с недостаточно дискретной природой этих точек (иначе говоря, при их регистрации на томограммах и





Рис. 9-1.

во время операции могли возникать некоторые расхождения), что приводило к падению точности.

Другим вариантом формирования ВСК, достаточно часто использовавшимся в работе безрамных систем, является ее построение на основе наклеиваемых меток (рис. 9-1), приклеивавшихся к поверхности головы пациента перед проведением предоперационной томографии. Наконец, в последние годы вместо меток при построении вспомогательной системы координат в работе навигационных систем стала использоваться регистрация кривизны поверхности скальпа и лица пациента.

Математический принцип «привязки» целевых точек мозга к ВСК во время предоперационной нейровизуализации, применяемый в навигационных системах, отличается от способа, предложенного R. Brown (описанного в предыдущей главе и использующего для этого диагональные локализаторы). В случае безрамных систем «привязка» основана на так называемом методе «преобразования твердого тела» («*rigidbodytransformation*»), который предполагает, что форма и размеры объекта, определенные по результатам измерений в одной системе координат, остаются теми же самыми для измерений в другой системе координат, независимо от их пространственных взаимоотношений. Это позволяет математически обосновать переход от значений координат  $X$ ,  $Y$  и  $Z$  любой точки объекта в одной координатной системе к значениям координат  $X'$ ,  $Y'$  и  $Z'$  той же точки в другой системе координат. «Преобразование твердого тела» выполняется при помощи вычислений на компьютере.

Пусть имеются две прямоугольные трехмерные системы координат, произвольно ориентированные по отношению друг к другу. Тогда переход между этими координатными системами может быть реализован путем трех поворотов (посредством которых координатные оси систем стали бы параллельными друг другу) и трех параллельных переносов (вдоль каждой из осей), вследствие чего произошло бы совмещение «нулевых точек» обеих координатных систем (рис. 9-2). Таким образом и осуществляется взаимная «привязка» системы координат томографа и ВСК-меток, укреплен-

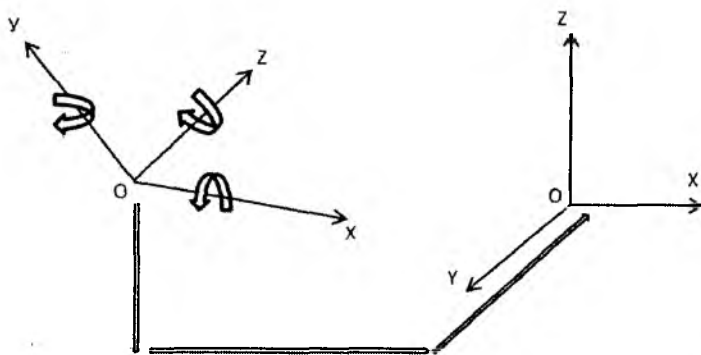


Рис. 9-2.

ных на голове (или реперных точек поверхности головы). Выполнив эти преобразования, компьютерная программа способна пересчитать значения координат целевой точки мозга  $X$ ,  $Y$  и  $Z$  (в системе координат томографа) в координаты  $X'$ ,  $Y'$  и  $Z'$  (во вспомогательной системе координат).

Преимуществом этого метода (по сравнению с применением диагональных локализаторов) является то, что единожды рассчитанный алгоритм преобразований постоянен для всех целевых точек мозга, участвующих в данном стереотаксическом расчетном исследовании (независимо от того, на одном или разных срезах мозга они расположены). Это делает указанный метод особенно удобным для многоцелевого стереотаксического наведения. Кроме того, для применения алгоритма совершенно несущественны такие параметры, как положение головы пациента по отношению к томографу, расположение меток на голове и направление сечения получаемых срезов, т.е. такой метод «привязки» является абсолютно «сканер-независимым».

Для того чтобы математическая компьютерная программа могла осуществить «преобразование твердого тела», она должна получить исходные данные, несущие информацию о положении ВСК по отношению к системе координат томографа. Известно, что трехмерная система координат может быть построена на основе трех точек пространства, не лежащих на одной прямой. Следовательно, для осуществления возможности такой «привязки» в программе требуются координаты как минимум трех реперных точек поверхности головы пациента в системе координат томографа. Практически, при маркировке головы во время предоперационной стереотаксической томографии головного мозга используется большее количество меток.

Это связано с тем, что положение точек в системе томографа может быть определено лишь с некоторой погрешностью, связанной с разрешающей способностью томографа, причем основную долю неопределенности

вносит толщина используемого среза (см. главу 11). Такая погрешность вызывает появление «случайного шума», препятствующего точной «привязке» координатных систем по трем реперным точкам. Эта проблема может быть разрешена путем увеличения числа реперных точек, что позволяет повысить практически достигаемую точность «привязки» (средняя погрешность наведения на целевую точку обратно пропорциональна квадратному корню из количества реперных точек), хотя после пятой реперной точки дальнейший прирост точности становится не таким значительным.

Достоинством вспомогательных систем координат, связанных с кожными покровами, является атравматичность их использования. В то же время такой вариант фиксации маркеров приводит к значительному снижению точности стереотаксического наведения на целевые точки мозга, что связано с подвижностью кожных покровов (а вместе с ней и реперов ВСК) по отношению к черепу, и соответственно к внутримозговым структурам. Погрешность еще более возрастает вследствие натяжения и смещения кожи при проведении местной инфильтрационной анестезии и фиксации головы при помощи скобы Maufild во время операции.

В результате средняя погрешность для систем с накожными метками составляет, по разным источникам, 1,5–2,3 мм, а для систем, использующих регистрацию формы поверхности кожи пациента, погрешность может достигать 2,4–4,4 мм, что явно недопустимо для проведения функциональных вмешательств и операций на глубинно расположенных небольших новообразованиях мозга.

Попыткой повысить точность наведения для безрамных систем является методика, предусматривающая использование маркеров, основание которых ввинчивается в кости черепа (R.J. Maciunas, 1993). Это привело к снижению средней результирующей погрешности до  $0,74 \pm 0,44$  мм при использовании КТ и  $1,25 \pm 0,47$  мм при использовании МРТ. В то же время такое существенное увеличение точности стереотаксического наведения было достигнуто ценой отказа от одного из основных преимуществ «безрамного» стереотаксиса – атравматичных и неинвазивных условий проведения расчетной процедуры.

### **Безрамная стереотаксическая нейровизуализация для рамных стереотаксических систем**

Альтернативой ВСК, реперы которой связаны с кожей головы, являются ВСК, основанные на съемных реперах, воспроизводимо крепящихся к голове пациента. Такие ВСК могут применяться при работе со стереотаксическими системами, занимающими промежуточное положение между рамными и безрамными. Системы, о которых идет речь, при проведении стереотаксической нейровизуализации используются как безрамные, так

как на голове пациента нет стереотаксической рамы, но есть реперные элементы вспомогательной системы координат (так называемая условно-безрамная стереотаксическая томография). А во время операции рама устанавливается на голову, при этом необходимо осуществить пространственную «привязку» между системой координат рамы и вспомогательной системой координат.

Примерами таких систем являются стереотаксическая система L. Laitinen, система «Низан» конструкции В.Б. Низковолоса и А.Д. Аничкова, а также стереотаксические системы МСН («множественное стереотаксическое наведение») и ПОАНИК. Преимуществом систем такого рода является то, что они потенциально обладают возможностью совмещать гибкую организацию стереотаксической процедуры (характерную для безрамных систем) с высокой точностью наведения на внутримозговые мишени (свойственной классическим рамным системам).

Часть авторов (А. Waltregny, 1994; В.Б. Низковолос, 2006) для атравматичной маркировки головы пациента пошли по пути изготовления индивидуальных дуальных масок из термопластичного полимерного материала. Однако такие маски полностью отвечали только требованию атравматичности, тогда как воспроизводимость положения маски на голове пациента была скорее неудовлетворительной вследствие подвижности кожных покровов: смещение маски могло достигать 3 мм. Кроме того, маска требует затрат времени и расходных материалов на ее изготовление, а также вызывает необходимость прорезывания в ней дополнительного отверстия во время операции для осуществления стереотаксического доступа. Тем не менее подобные маски нашли в настоящее время достаточно широкое применение в нефункциональной фракционной стереотаксической радиохирургии.

Из других неинвазивных способов маркировки головы пациента во время предоперационной стереотаксической нейровизуализации следует отметить использование стереоадаптера L.V. Laitinen, являющегося основой вспомогательной системы координат для гибко организованной процедуры стереотаксического наведения с использованием вентрикулографии, КТ или МРТ. Стереоадаптер является съемным диагональным локализатором с возможностью воспроизводимой установки на голову пациента и крепится при помощи одного носового (для переносицы) и двух ушных упоров (вставляющихся в наружные слуховые проходы).

«Привязка» внутримозгового пространства пациента к системе координат стереоадаптера производится по упрощенной методике, сходной с принципом использования диагональных локализаторов, описанным в предыдущей главе. Методика предусматривает пространственные ограничения: фиксация стереоадаптера к подголовнику томографа проводится в строго определенном положении (верхняя плоскость адаптера должна быть параллельна плоскости гентри, боковые пластины адаптера – перпендикулярны ей), а плоскости получаемых срезов должны быть параллельны

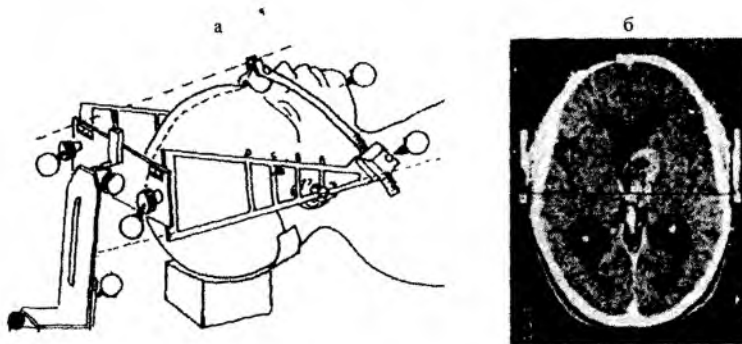


Рис. 9-3.

верхней горизонтальной пластине и поперечным перекладинам боковых пластин адаптера (рис. 9-3, слева).

На аксиальном срезе, содержащем целевую точку, находят сечения задних (вертикальных) стержней адаптера, и между их передними краями проводят горизонтальную линию. Затем находят сечение срединного («носового») стержня и от него проводят перпендикуляр к горизонтальной линии. Боковая координата  $X$  равна расстоянию (в миллиметрах) между целевой точкой и перпендикуляром. Передне-задняя координата  $Y$  равна расстоянию между целевой точкой и горизонтальной линией (рис. 9-3, справа). Вертикальная координата  $Z$  равна высоте среза над ближайшей поперечной перекладиной боковой пластины (вычисляется путем умножения толщины среза в миллиметрах на число срезов между перекладиной и срезом, содержащим целевую точку).

После выполнения предоперационной интраскопии адаптер снимается с головы пациента и вновь монтируется на голове во время операции. Такой способ обеспечивает высокую степень воспроизводимости положения (в пределах 0,2–0,5 мм), что, по-видимому, может объясняться достаточно тонкой кожей в местах установки и плотным упором креплений к костным образованиям. Фиксация адаптера к голове легко переносится пациентами.

В то же время стереоадаптер достаточно сложно устроен: для того, чтобы обеспечить возможность его «подгонки» к форме и размерам головы индивидуального пациента, в его конструкции имеется несколько фиксаторов и шкал. Их значения для каждого пациента необходимо записывать на отдельном бланке (чтобы в последующем воспроизвести их во время операции), что привносит в процесс вероятность появления ошибки. При этом процесс монтажа адаптера на голове пациента может занимать до десяти и даже более минут.

## Использование вспомогательных систем координат, связанных с зубными оттисками

Наиболее совершенный способ маркировки головы оперируемых пациентов тесно связан с изготовлением индивидуального оттиска зубов верхней (иногда и нижней) челюсти. Оттиски изготавливаются из разных видов медицинской пластмассы (стенс, акродент, поливик и т.д.), которая нагревается до размягчения и после этого помещается в специальный лоток (металлический или пластмассовый). Затем больной прикусывает – с усилием погружает зубы верхней челюсти (а при необходимости и зубы нижней челюсти), и в таком положении удерживает в прикушенном состоянии до затвердевания пластмассы. Далее пациент может сам (или с участием кого-то из персонала) снять оттиск с зубов, а затем при необходимости еще раз (неоднократно) надеть оттиск на зубы, затем снять и еще раз надеть многократно (рис. 9-4).

При этом, поскольку опорные реперные поверхности образованы твердой костной тканью зубов, а сами зубы верхней челюсти неподвижно сочленены с верхней челюстью черепа (сочленение типа «вколоченное сочленение» – «синостозис»), и поэтому оттиск зубов верхней челюсти занимает свое строго определенное место в пространстве относительно черепа и мозга. Тогда как подавляющее большинство попыток закрепить любые конструкции на мягких тканях головы не позволяют, по сути, избежать подвижности относительно каких-либо перемещений.



Рис. 9-4.

Сам оттиск и лоток, а также связанные с ними устройства (конструкции) также занимают в пространстве относительно головы (черепа, головного мозга) при каждом прикусывании зубного оттиска одно и то же воспроизводимое пространственное положение. Воспроизводимость пространственного положения конструкций, укрепляющихся к зубному оттиску, не уступает воспроизводимости стереоадаптера, тогда как фиксация их к голове пациента в нужном положении занимает всего несколько секунд.

Атравматичная маркировка головы с применением вспомогательной системы координат, реперные элементы которой фиксировались к зубному оттиску, впервые была использована А.Д. Аничковым при работе с разработанным им стереотаксическим аппаратом «Малютка» (1978 г.). В дальнейшем аналогичные устройства с зубной фиксацией использовались в конструкциях отечественных стереотаксических аппаратов «МСН», «Ореол», а также в ряде зарубежных стереотаксических систем (к примеру, локализатор GTC в стереотаксической системе CRW фирмы Radionics). Атравматическую маркировку головы с использованием зубного оттиска удобно применять для систем, занимающих промежуточное положение между рамными и безрамными, однако она может быть использована и для безрамных навигационных систем (см. главу 6).

Что же за конструкции можно установить на оттиске и лотке? Наиболее разумно установить на оттиске маркеры, точнее – систему маркеров, которая моделирует прямоугольную систему координат. При этом наиболее желательно, чтобы на маркеры не было каких-либо силовых физических воздействий. Только при этом можно обеспечить необходимую воспроизводимость и полностью исключить какие-либо нежелательные неучитываемые пространственные перемещения.

Оттиск с лотком и маркерами может использоваться у одного и того же пациента несколько раз – при рентгенографии, томографии – МРТ, КТ, ПЭТ, и при этом следует отметить, что такой способ маркировки атравматичен и, кроме того, позволяет использовать данные, полученные с помощью разных методов интраскопии (томографии). При этом все полученные данные могут быть обобщены, приведены в одну систему координат – т.е. координатную систему маркеров (рис. 9-5).

Благодаря такому подходу, можно получать расширенные, более полные сведения о внутримозговом пространстве конкретного пациента. Возможность такого разностороннего исследования складывается из-за того, что на лоток с оттиском могут быть поочередно установлены маркеры, предназначенные для различных видов интраскопии – рентгенографии, КТ, МРТ, ПЭТ (рис. 9-6).

При этом устройство, которое содержит в себе возможность установки, фиксации как лотка с оттиском зубов верхней челюсти, так и устройства с набором, комплексом маркеров, предназначенных как для рентгенографии, так и для различных видов томографии, а также проведения стереотаксиче-

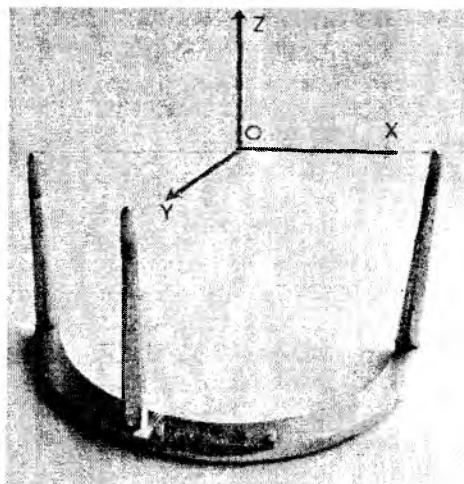


Рис. 9-5.

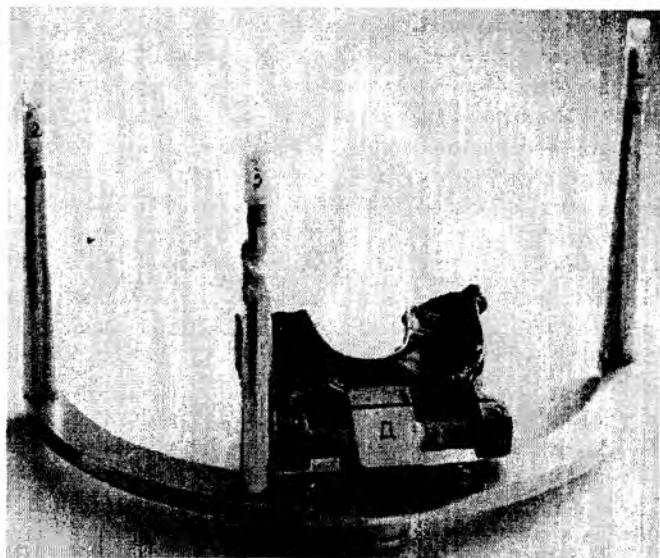


Рис. 9-6.

ских расчетов, получили название *универсальный стереотаксический локализатор*. Такой локализатор позволил ставить и решать принципиально новые (по сравнению с известными стереотаксическими методиками) зада-





Рис. 9-7.

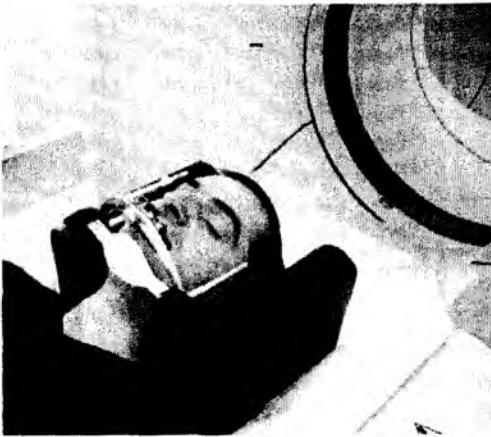


Рис. 9-8.

чи, которые ранее считались неразрешимыми. Так, с помощью универсального стереотаксического локализатора, с помощью *атравматичной воспроизводимой фиксации* можно осуществлять стереотаксическую расчетную томографию (*нейровизуализацию*):

- до стереотаксического вмешательства;
- атравматично;
- без фиксации стереотаксического манипулятора (стереотаксического аппарата) на голове пациента (условно – безрамная стереотаксическая томография) (рис. 9-8);

– с использованием различных средств нейровизуализации для получения более полных сведений об индивидуальном строении внутримозгового пространства больного;

– верификацию точности стереотаксического попадания в выбранные внутримозговые мишени после проведенной стереотаксической операции.

С математической точки зрения, методика стереотаксического наведения с использованием универсального стереотаксического локализатора близка к методике работы «безрамных» навигационных систем, которые используют для построения ВСК накожные или костно-фиксирующиеся маркеры. В частности, здесь также использованы маркеры, визуализируемые на томограммах. Кроме того, в основе работы использованной компьютерной программы стереотаксических расчетов лежит метод «преобразования твердого тела», применяемый в «безрамных» стереотаксических системах. Это, в частности, позволяет проводить предоперационную стереотаксическую томографию в «сканер-независимом» режиме, т.е. при произвольном положении головы пациента и с любыми требующимися углами наклона получаемых срезов мозга.

Для работы с универсальным стереотаксическим локализатором сохраняется принципиальное преимущество «безрамных» систем по отношению к классическим «рамным» конструкциям, а именно возможность проведения расчетной предоперационной подготовки пациента на томографе независимо от оперативного вмешательства. Такая подготовка может быть выполнена за несколько дней до операции и, возможно, в другом медицинском учреждении. Таким образом, рассматриваемая методика обеспечивает гибкую организацию стереотаксического наведения, в противовес жесткой стереотаксической процедуре, характерной для рамного стереотаксиса.

В то же время имеется ряд принципиальных отличий, сделавших использование съемного локализатора в виде единой конструкции – носителя ВСК более удобным по сравнению с отдельными маркерами «безрамных» систем. Во-первых, взаимное расположение меток универсального стереотаксического локализатора неизменно и заранее известно, что может служить в качестве одного из контрольных показателей точности стереотаксических расчетов. Во-вторых, фиксация реперов ВСК к зубам пациента обеспечивает высокую степень постоянства и воспроизводимости ее положения по отношению к мозгу пациента, чего нельзя сказать о накожной фиксации меток «безрамных» систем, подверженной непредсказуемым смещениям реперных элементов с неизбежным снижением точности наведения. В-третьих, крепление съемного локализатора к голове пациента при помощи оттиска зубов перед проведением томографии занимает считанные секунды, тогда как приклеивание меток к коже или (тем более) их имплантация к костям черепа требует определенных временных затрат. В-четвертых, по сравнению с костно-имплантируемыми маркерами «безрамных»

систем, съемная фиксация к зубам пациента атравматична и неинвазивна, не сопровождается болезненными ощущениями у пациента, не грозит опасностью воспалительных осложнений и дает возможность на больший срок разносить во времени проведение стереотаксической томографии и выполнение операции. В-пятых, для съемного локализатора отсутствует проблема обеспечения сохранности меток ВСК на теле пациента в промежутки времени между томографией и оперативным вмешательством, что также позволяет сделать этот промежуток (в случае необходимости) достаточно длительным.

Таким образом, использование универсального стереотаксического локализатора позволяет сделать организацию процедуры стереотаксического наведения на целевые точки мозга пациента еще более гибкой, по сравнению с «безрамными» системами. В то же время, как показали экспериментальные фантомные измерения, применение универсального локализатора позволяет увеличить, по сравнению с «безрамными» системами, точность стереотаксического наведения, достигнув минимальных значений погрешностей, характерных для классических «рамных» систем.

### **«Привязка» к вспомогательным системам координат во время стереотаксической операции**

По нашему мнению, очень интересно рассмотреть, как, с использованием каких механизмов «перейти» от маркеров, точнее от данных – координат стереотаксических мишеней в системе координат маркеров в данные, позволяющие использовать стереотаксический аппарат для реального «попадания» в выбранную внутримозговую мишень (внутримозговые мишени). При гибкой организации стереотаксического наведения, как уже говорилось, во время предоперационной нейровизуализации производится пространственная «привязка» вспомогательной системы координат к внутримозговому пространству пациента. Во время второго этапа стереотаксической процедуры – собственно стереотаксического вмешательства – должна выполняться «привязка» направлятеля стереотаксического инструмента к вспомогательной системе координат.

Для безрамных систем эта «привязка» осуществляется при помощи диджитайзеров, установленных в операционной и регистрирующих положение меток, установленных на голове пациента, или форму поверхности головы. Далее, через ряд промежуточных этапов, навигационная станция осуществляет «привязку» стереотаксического инструмента (также снабженного метками, реализующими свою систему координат) к пространству мозга пациента, что и позволяет отображать интраоперационное положение инструмента на дисплее.

Для стереотаксических систем, занимающих промежуточное положение между безрамными и классическими рамными системами и позволяющих реализовывать гибкую организацию стереотаксического наведения, в начале операции производится «привязка» вспомогательной системы координат к координатной системе стереотаксической рамы, устанавливаемой на голову пациента. Как правило, такая привязка осуществляется при помощи механических устройств.

При использовании стереотаксической системы Laitinen способ «привязки» представляет собой пример методики, свободной от временных ограничений, но в то же время связанной пространственными ограничениями. При этом требуется, чтобы стереотаксическая рама на голове пациента устанавливалась в плоскости, параллельной основной горизонтальной плоскости системы координат стереоадаптера. При этом направления осей координатных систем адаптера и стереотаксической рамы также должны совпадать (рис. 9-7). Этот этап должен выполняться с особой тщательностью и также занимает довольно много времени, поскольку от того, насколько правильно он будет выполнен, зависит достоверность расчетов, выполняемых при привязке систем координат.

Указанная ориентация координатных систем позволяет выполнять их взаимную «привязку» при помощи простых арифметических расчетов по принципу параллельного переноса. Для этого константы, которые нужно прибавить к значениям координат X, Y и Z каждой из целевой точек, определяют путем измерения расстояний между соответствующими координатными плоскостями двух координатных систем. После выполнения «привязки» стереоадаптер с головы пациента снимают и приступают к выполнению оперативного вмешательства.

Для системы L. Laitinen предусматривается «упрощенный» вариант использования, когда во время операции рама на голову не устанавливается, а направитель стереотаксического инструмента крепится прямо к стереоадаптеру. В этом случае «привязки» систем координат стереоадаптера рамы не требуется, однако такой порядок использования стереотаксической системы предполагает несколько более высокую погрешность наведения, и применяется лишь при стереотаксической биопсии. При этом варианте «привязка» координатных систем стереоадаптера и направителя осуществляется механическим способом при помощи специального фантома.

Гибкая организация стереотаксической процедуры с аппаратом системы CRW осуществляется при помощи локализатора GTC. Указанная конструкция использует для этой цели индивидуальный оттиск зубов пациента, изготовленный из твердеющего стоматологического материала. Данный локализатор по своей конструкции скорее является атравматично фиксируемой стереотаксической рамой, поскольку представляет собой копию основного кольца стереотаксической системы CRW, на которую во время стереотаксической томографии дополнительно устпшиливают обычный КТ- или МРТ-

локализатор, а при стереотаксической операции – изоцентрическую дугу стереотаксического направителя. Благодаря этому отпадает задача взаимной «привязки» СК локализатора и СК стереотаксической рамы, поскольку они представляют собой одно и то же координатное пространство.

Локализатор GTC устанавливается на голове достаточно быстро (при прикусывании пациентом зубного оттиска). Как и остальные локализаторы стереотаксической системы CRW, он предусматривает работу на томографе в «сканер-независимом» режиме. Фирма-производитель системы CRW рекомендует использовать этот локализатор лишь для нефункциональных стереотаксических вмешательств и для стереотаксической радиотерапии. Это связано с тем, что конструкция (особенно вместе с укрепленной на ней изоцентрической дугой направителя) является слишком громоздкой для того, чтобы пациент легко ее удерживал зубами (даже несмотря на наличие дополнительных поддерживающих лент и затылочного упора) в течение длительного времени. Кроме того, из-за наличия оттиска зубов во рту у пациента в течение всей операции речевой контакт с пациентом (необходимый во время функционального вмешательства) при этом невозможен.

Для стереотаксических систем МСН и ПОАНИК со стереотаксическим манипулятором «Ореол» (разработка ИМЧ РАН, производство ГНЦ ЦНИИ «Электроприбор», Санкт-Петербург) переход от маркеров к стереотаксическому манипулятору происходит с использованием достаточно простых механических, металлических деталей с возможностью постоянного визуального контроля точности, безошибочности стереотаксических пространственных преобразований. Например, для системы МСН это выглядит как совмещение в пространстве двух подвижных металлических острий (острых концов стержней) с последующей фиксацией найденного положения стержней (используются три пары стержней). Другой возможный вариант – погружение, установка сферического конца в коническое или призматическое углубление (используется в системе ПОАНИК). При этом искомое «сочленение, сопряжение» достигается практически автоматически. Благодаря высокой жесткости металлических деталей, при такой методике «привязки» ВСК и системы координат стереотаксического манипулятора может быть достигнута существенно малая погрешность. Способ такого перехода (т.е. пространственной «привязки»), реализуемый в стереотаксической системе ПОАНИК, полностью свободен от пространственных ограничений. Порядок и принципы работы со стереотаксической системой подробно описываются в следующей главе.

## Глава 10. Стереотаксическая система ПОАНИК

Стереотаксическая система ПОАНИК (аббревиатура образована от фамилий авторов – Ю.З. Полонского, А.Б. Попова, А.Д. Аничкова, М.А. Никитина) включает в себя нейрохирургический манипулятор «Ореол», универсальный стереотаксический локализатор, компьютерные программы для стереотаксических расчетов и набор стереотаксических инструментов для воздействий в целевых точках мозга. Стереотаксический манипулятор «Ореол», аналогично его предшественнику – аппарату МСН (Множественное Стереотаксическое Наведение) – позволяет реализовать не только лобные, затылочные, теменные, но также и височные доступы к целевым точкам мозга без ограничений. Эта конструктивная особенность появилась в манипуляторе благодаря тому, что он изначально был разработан специально для стереотаксической диагностики и лечения височных форм эпилепсии.

«Ореол» состоит из нескольких узлов. Главная деталь основания, «фундамента», «рамы» этого стереотаксического аппарата – продольный брус («корона»), который располагается (при зафиксированном положении аппарата на голове пациента) над проекцией срединной сагиттальной плоскости головы. Продольный брус перекрывает зону, где хирургические доступы обычно не практикуются из-за их опасности. Такая конструкция основания аппарата, по сути, предотвращает возможные ошибочные действия неопытных нейрохирургов в том случае, если они позволят себе наложить фрезевое отверстие вблизи проекции срединной сагиттальной плоскости мозга, что не только опасно из-за возможности травмирования сагиттального синуса, но и впадающих в него коротких якорных вен мозга. В этом плане даже точка Кохера является недостаточно удаленной от срединной сагиттальной плоскости мозга.

При этом важно подчеркнуть, что упомянутые стереотаксические аппараты имеют жесткую, недеформируемую конструкцию, что обеспечивает высокую точность попадания в стереотаксические мишени. В конструкцию этих аппаратов, также как у описываемых в главе 6 стереотаксических ап-

пиратов четвертой группы, включена часть металлической дуги с перемещающейся кареткой и стереотаксическим инструментом. Тем не менее конструктивно дуга расположена принципиально по-иному и так, чтобы не «мешать» хирургу выбирать и изменять хирургические доступы через практически любые зоны поверхности головы (конечно же, помимо тех зон, доступы через которые опасны или неудобны). Кроме того, одной из важнейших особенностей стереотаксического манипулятора «Ореол», наряду с жесткой конструкцией дуги и каретки, является микроподача (микроминт), позволяющая погружать стереотаксический инструмент, интрацеребральный электрод, микроэлектрод контролируемыми, очень небольшими микрошагами с параллельным электрофизиологическим контролем.

«Корона» фиксируется на голове оперируемого пациента с помощью четырех острых металлических упоров в кости черепа. Основание выполняет чисто механические функции, не имеет каких-либо шкал, деталей, моделирующих прямоугольную систему координат и т.д. При этом основание на голове больного может быть установлено в достаточно произвольном положении, которое не требует строгого соответствия с системой координат головного мозга пациента (рис. 10-1).

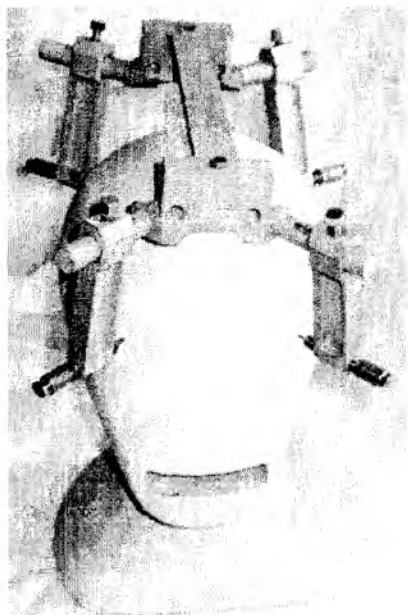


Рис. 10-1.

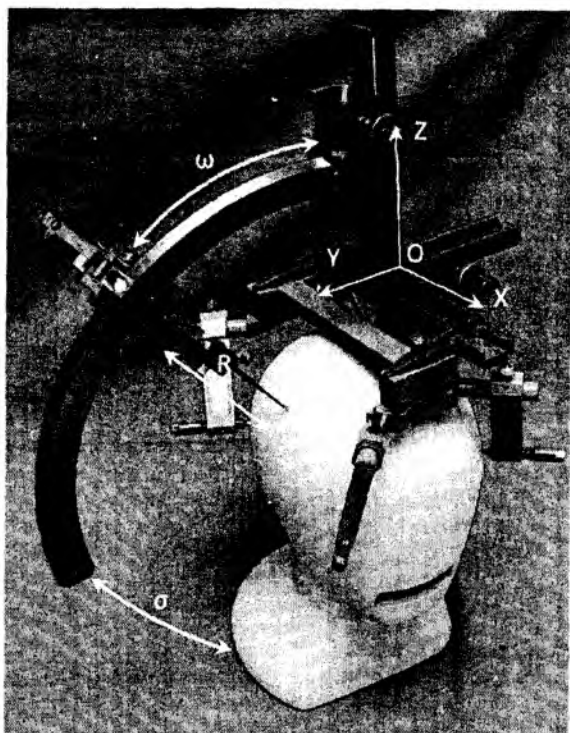


Рис. 10-2.

На брус имеются плоскость для установки направляющего устройства и резьбовые отверстия для его крепления. Основание снабжено четырьмя упорами для острой фиксации к голове пациента. Задним концом основание аппарата привинчивают к специальному подголовнику.

Направляющее устройство (рис. 10-2) предназначено для наведения стереотаксического инструмента на целевую точку. Оно позволяет реализовать шесть степеней свободы перемещения стереотаксической канюли, из которых три поступательных моделируют прямоугольную систему координат основания стереотаксического аппарата, а два вращательных и одно поступательное моделируют экваториальную систему координат стереотаксического направляющего. Последняя реализована в виде изоцентрической дуги, по которой перемещается каретка направляющего стереотаксической канюли.

Благодаря поступательным степеням свободы направляющих системы координат основания происходит наведение изоцентра дуги и соответственно рабочего конца стереотаксического инструмента на целевую точку.



Три оставшиеся степени свободы осуществляются перемещением каретки со стереотаксическим инструментом по дуге, вращением дуги вокруг оси в месте ее крепления к направляющим и перемещением стереотаксического инструмента по каретке до изоцентра дуги. Последние три степени свободы используются для выбора траектории и операционного доступа, а также для введения инструмента в структуру-мишень.

В комплектацию стереотаксической системы входит также устройство «зубная пластина» («рентгеновский локализатор»), являющаяся носителем вспомогательной системы координат, к которой, благодаря информации, полученной при помощи предоперационной нейровизуализации, осуществляется «привязка» целевых точек мозга пациента. Она представляет собой плоскую стальную дугу, с закрепленными перпендикулярно плоскости дуги тремя стержнями, на концах которых зафиксированы миниатюрные стальные шарики (рис. 10-3). Центры металлических шариков являются реперными точками вспомогательной системы координат (координатной системы рентгеновского локализатора).

Локализатор фиксируют на зубах пациента при помощи индивидуально изготовливаемого (на основе металлического лотка, заполненного стоматологической массой «СТЕНС», или заготовки из термопластичного медицинского материала «Поливик») съемного оттиска зубов. Пациент, прикусывая лоток, вводит каждый зуб в соответствующее углубление на оттиске; при этом всякий раз метки занимают относительно черепа и мозга одно и то же пространственное положение. Расположение меток на зубной пластине таково, что во время фиксации оттиска к зубам пациента две из них находятся впереди от ушных раковин пациента слева и справа (метки № 1 и № 2 соответственно), а третья (метка № 3) расположена впереди от его правой брови.

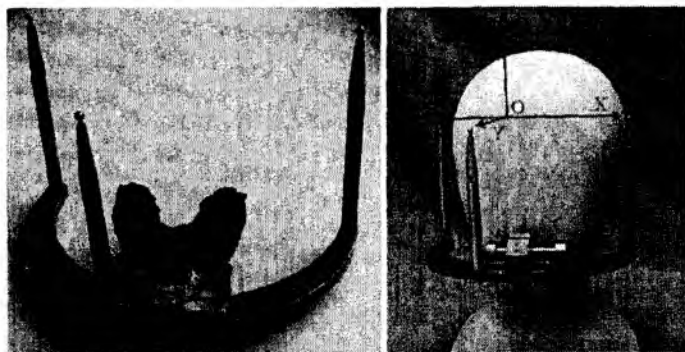


Рис. 10-3.

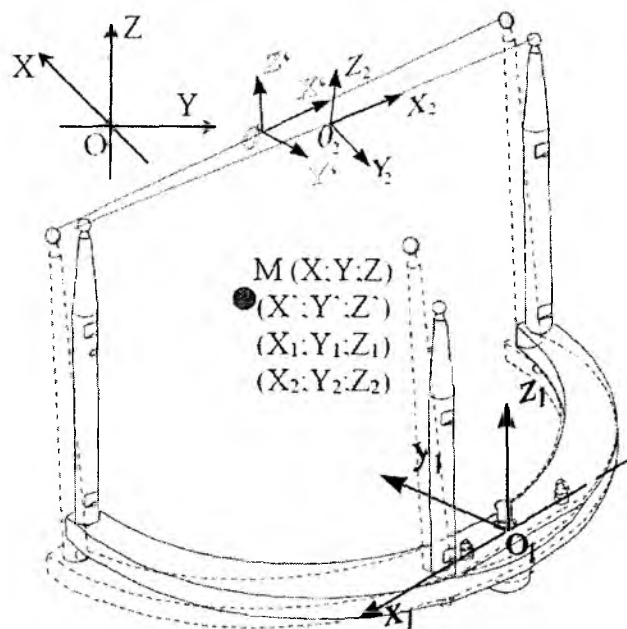


Рис. 10-4.

Оттиск зубов крепится к специальной установочной площадке «зубной пластины» при помощи винта строго определенным образом, вследствие наличия двух штифтов на установочной площадке и соответствующих им углублений на оттиске. Благодаря этому, «зубная пластина» является частью «универсального локализатора», поскольку на оттиск зубов могут быть установлены не только «рентгеновский локализатор», но и конструкции, изготовленные из других материалов (пригодные, например, для проведения КТ, МРТ или ПЭТ). Эти конструкции могут иметь иную пространственную конфигурацию, однако положение их меток по отношению к основанию должно быть известно и математически измерено.

Фактически это означает, что устройство «зубная пластина» обладает не одной, а двумя вспомогательными системами координат: системой координат меток и системой координат основания, взаимное пространственное положение которых определено (отдельно для каждого локализатора) (рис. 10-4). Таким образом, для любой точки пространства может быть осуществлен аналитический переход между системой координат меток и системой координат основания, а также между системами координат меток разных локализаторов (через промежуточную систему координат основания «зубной пластины», единую для всех локализаторов).

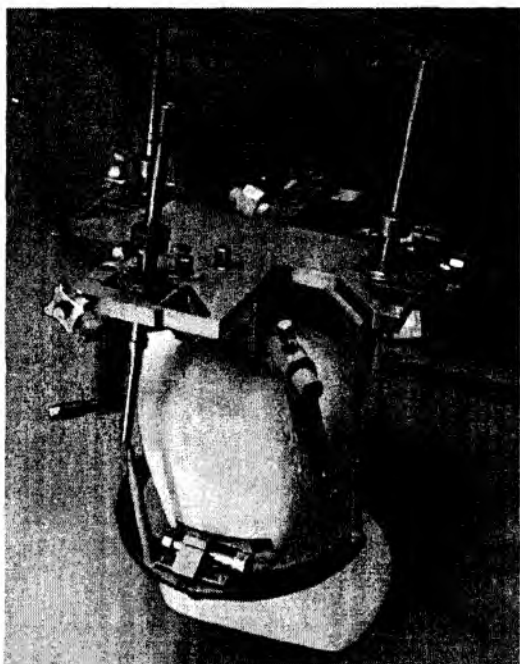


Рис. 10-5.

Ориентирующее устройство («паук») (рис. 10-5) предназначено для механического моделирования пространственной связи «зубной пластины» и «короны» (иначе говоря, для механической «привязки» системы координат меток зубной пластины и координатной системы основания аппарата в начале операции). Оно представляет собой пластину, имеющую три шарнирных узла, в которых укрепляются металлические стержни. Степени свободы шарниров позволяют стержням занимать любое требуемое положение и фиксироваться в этом положении благодаря винтам. Концы двух стержней имеют соответственно призматическое и коническое углубления, по размеру соответствующие шарикам – меткам зубной пластины. Конец третьего стержня – плоский. Кроме того, плоскость ориентирующего устройства имеет гнезда для крепления к «короне».

В начале операции, после установки «короны» на голову больного, пациент прикусывает зубной оттиск с локализатором. На «корону» устанавливается «паук». Меняя положение трех металлических стержней в шарнирных узлах ориентирующего устройства, добиваются прикосновения их концов к трем меткам зубной пластины, причем метки должны входить в

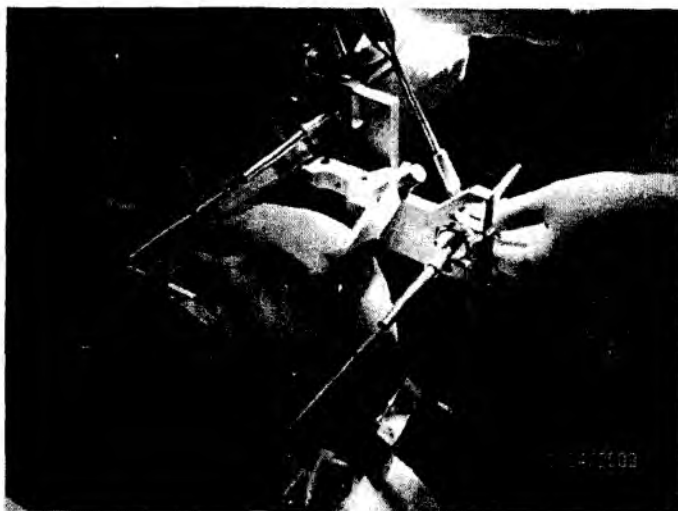


Рис. 10-6.

соответствующие им углубления на концах стержней (рис. 10-6). При помощи винтов шарнирных узлов производят фиксацию стержней в достигнутом положении. Таким образом, взаимное пространственное расположение основания аппарата и меток зубной пластины предопределяет положение стержней ориентирующего устройства.

Стереотаксический фантом, моделирующий внутримозговое пространство пациента, представляет собой горизонтальную плиту, на рабочей плоскости которой установлены две взаимно перпендикулярные линейки с координатными шкалами и нониусами (соответствующие осям X и Y) с возможностью взаимного перемещения. Это позволяет устанавливать в определенном положении имитаторы точек мозга пациента и меток «зубной пластины», которые представляют собой стержни, крепящиеся на подставках. Высоту стержней возможно регулировать по шкалам, нанесенным на подставки (в соответствии с осью Z).

Таким образом, шкалы фантома могут реализовывать прямоугольную систему координат. Конец стержня выполняется в виде шарика (имитируют метки «зубной пластины») или в виде полированной поверхности с перекрестием в центре. Подставки вместе с укрепленными на них стержнями фиксируются к плите фантома специальными зажимами. Три стойки со стержнями, заканчивающимися шариками, могут имитировать пространственное положение меток «зубной пластины». Имитаторы меток «зубной пластины» и целевых точек (а при необходимости планирования стереотаксических траекторий – имитатор точки наложения фрезевого отверстия)

устанавливают посредством координатных шкал в соответствии с проведенными заранее стереотаксическими расчетами.

С помощью телескопической штанги с шаровыми креплениями к плите фантома укрепляется имитатор основания аппарата, причем положение имитатора основания по отношению к плите определяется механической «привязкой» системы координат меток «зубной пластины» и системы координат основания стереотаксического аппарата, достигнутой в начале операции. Для этого ориентирующее устройство с зафиксированными стержнями снимается с основания аппарата (на голове пациента) и крепится на имитаторе основания аппарата (на фантоме), после чего концы стержней устанавливаются в упор на шариках имитаторов меток «зубной пластины», установленных на плите фантома.

При этом имитатор рамы стереотаксического аппарата принимает положение по отношению к имитаторам меток, идентичное положению основания аппарата, фиксированного к черепу, относительно меток зубной пластины и внутримозговому пространству пациента. Достигнутое положение имитатора основания фиксируют телескопической штангой фантома (рис. 10-7), после чего ориентирующее устройство снимают с имитатора основания, и на его место укрепляют направляющее устройство (рис. 10-8).

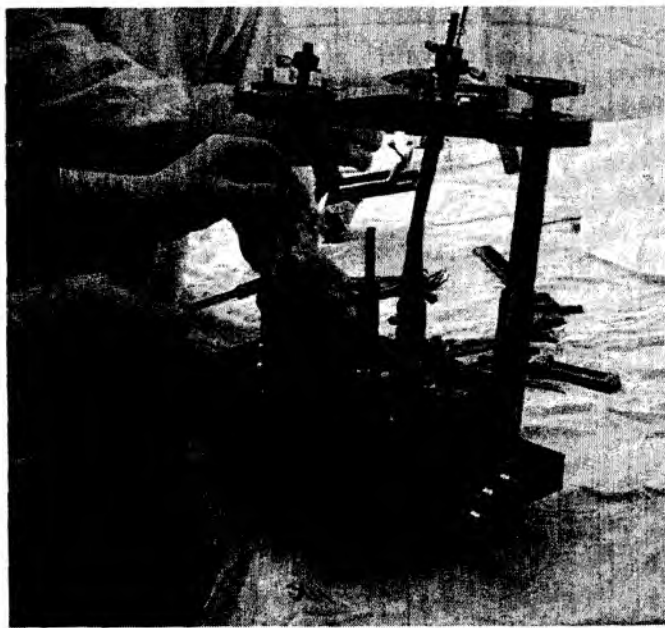


Рис. 10-7.

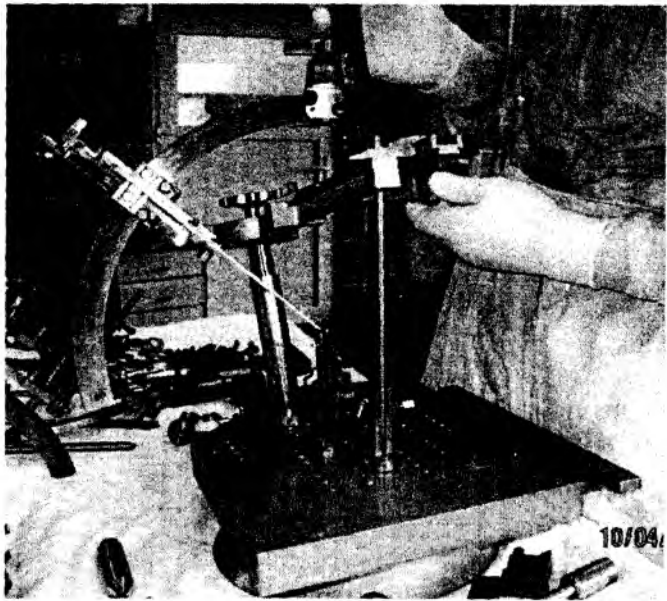


Рис. 10-8.

В каретку дуги направляющего устройства устанавливают имитатор стереотаксического инструмента, представляющий собой металлический стержень того же диаметра, что и рабочая стереотаксическая канюля. На стержне, как и на рабочем инструменте, установлен ограничитель глубины введения, рассчитанный таким образом, чтобы при упоре ограничителя во втулку каретки рабочий конец находился в изоцентре дуги направляющего устройства.

В положении имитатора стереотаксического инструмента, введенного по каретке до упора, его рабочий конец наводят на перекрестие имитатора целевой точки, установленного на фантоме (рис. 10-9). Это наведение осуществляется при помощи трех взаимно перпендикулярных степеней свободы направляющего устройства, реализующих прямоугольную систему координат основания аппарата (рис. 10-10). Полученное положение направляющего устройства фиксируют стопорными винтами. Таким образом, осуществляют переход («привязку») между системой координат, смоделированной на фантоме, и системой координат основания аппарата.

Параллельно процессу наведения на стереотаксическом фантоме в выбранной зоне свода черепа пациента осуществляют выполнение операционного доступа. Нацеленное на фантоме направляющее устройство переносят на основание аппарата, укрепленное на голове пациента (рис. 10-11). В



Рис. 10-9.



Рис. 10-10.

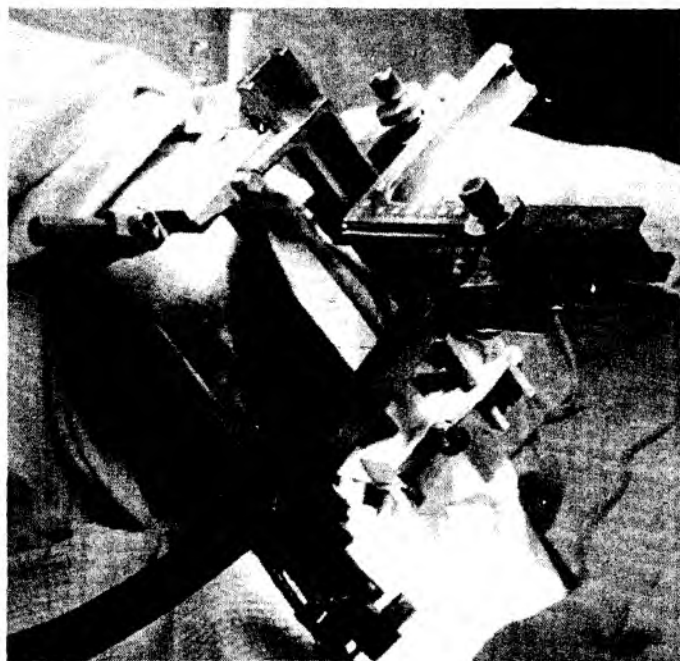


Рис. 10-11.

каретку направляющего устройства устанавливают стереотаксический инструмент. Далее с помощью степеней свободы полярной системы координат направляющего устройства (вращением изоцентрической дуги по своей оси и перемещением каретки по дуге) активный конец инструмента подводят к наложенному фрезевому отверстию. Таким образом, производится выбор одной из возможных стереотаксических траекторий.

Моделирование на фантоме позволяет реализовать стереотаксические траектории введения канюли в мозг, запланированные во время предоперационной нейровизуализации. Для этого на фантоме, в соответствии со стереотаксическими расчетами, кроме имитатора целевой точки устанавливаются еще и имитатор положения фрезевого отверстия. Во время наведения на фантоме вначале при помощи трех взаимно перпендикулярных степеней свободы направляющего устройства нацеливают имитатор канюли на перекрестие имитатора целевой точки. Полученное положение направляющих фиксируют стопорными винтами. Далее имитатор канюли при помощи степеней свободы, моделирующих полярную систему координат (вращение дуги, перемещение каретки по дуге и перемещение имитатора канюли в каретке), совмещают с перекрестием имитатора фрезевого отверстия, после чего достигнутое положение закрепляется стопорами.



В случае необходимости траекторию введения инструмента можно быстро изменить, перемещая каретку по дуге или изменяя наклон дуги без необходимости повторного наведения на фантоме, поскольку положение изоцентра дуги по отношению к основанию аппарата остается постоянным. Выбранное положение дуги и каретки фиксируют стопорными винтами, и стереотаксический инструмент через наложенное фрезевое отверстие погружают в вещество мозга до упора ограничителя во втулку, при этом положение рабочего конца инструмента соответствует изоцентру дуги и, следовательно, намеченной целевой точке. Поскольку в комплект входят два идентичных направляющих устройства, во время выполнения стереотаксического воздействия на целевую точку мозга имеется возможность нацеливания на фантоме на следующую целевую точку, что позволяет сократить общее время операции при многоцелевом стереотаксическом наведении.

Анализируя геометрическую структуру наведения стереотаксической системы ПОАНИК, нетрудно заметить, что стереотаксическому фантому здесь отводится совсем другая роль, нежели у фантомов стереотаксических аппаратов второй группы. Последние осуществляли механическую «привязку» координатных систем основания аппарата и направлятеля стереотаксического инструмента, тогда как «привязка» системы координат мозга и системы координат основания аппарата осуществлялась математическим путем, используя информацию, полученную путем предоперационной нейровизуализации.

В то же время в стереотаксической системе ПОАНИК фантом реализует «привязку» между системой координат основания стереотаксического аппарата и вспомогательной системой координат меток «зубной пластины», достигнутую при помощи ориентирующего устройства. «Привязка» же между системой координат мозга пациента и системой координат меток «зубной пластины» производится путем расчетов по данным предоперационной интраскопии, как правило, при помощи компьютерной программы.

При этом следует отметить, что возможность механической «привязки» между координатными системами основания стереотаксического аппарата и меток «зубной пластины» позволяет устанавливать основание аппарата на голове пациента в достаточно произвольном положении. Иными словами, это дает возможность, наряду с временными, преодолеть еще и пространственные ограничения во время операции.

Взаимная привязка системы координат мозга пациента и системы координат меток «зубной пластины» производится путем расчетного исследования на томографе за один или несколько дней до операции. Во время исследования пациент прикусывает оттиск зубов с укрепленной на нем «зубной пластиной», при этом стереотаксическая нейровизуализация позволяет зафиксировать взаимное пространственное положение систем координат мозга и меток «зубной пластины».

При использовании в качестве метода предоперационной визуализации стереотаксической КТ, МРТ или ПЭТ/КТ, оттиск зубов фиксируется не к зубной пластине, а к специальным локализаторам, изготовленным из легких немагнитных металлических сплавов, что дает возможность проводить исследование на томографе. Метки таких локализаторов имеют вид шариков диаметром 4 мм и изготовлены из материалов, позволяющих их визуализировать в виде точечных объектов на томограммах мозга пациента. Во время расчетной томографии последовательно определяют пространственные координаты меток и целевых точек мозга, что позволяет компьютерной программе (рис. 10-12) определить их взаимное пространственное положение и таким образом произвести «привязку» целевых точек к вспомогательной системе координат универсального стереотаксического локализатора (рис. 10-13).

Модель внутримозгового пространства пациента на стереотаксическом фантоме воспроизводит взаимное пространственное положение меток «зубной пластины» и целевых точек мозга. Отметим, что при этом построения на фантоме могут выполняться в любой произвольной прямоугольной координатной системе, важно лишь, чтобы и координаты меток, и координаты целевых точек в этой системе были известны. Тогда их взаимное пространственное положение остается неизменным для данного пациента вне зависимости от используемой координатной системы.

Программа стереотаксических расчетов стереотаксической системы ПОАНИК (автор – Ю.З. Полонский), выполняя «привязку» между систе-

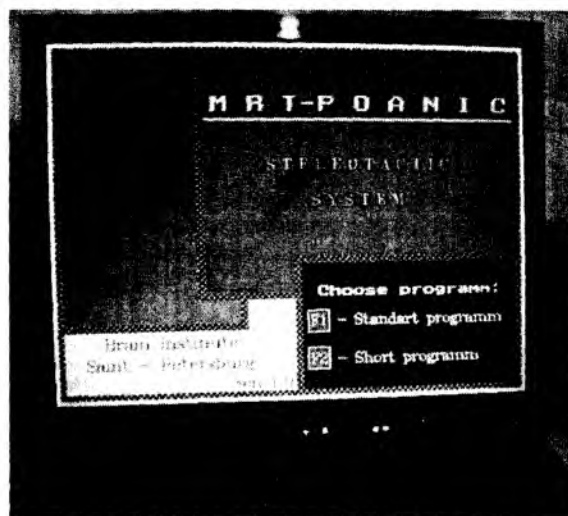


Рис. 10-12.

Стереотаксические расчеты				
Б-й Kuznetsov glyoma и/б №		Дата МРТ	Дата расчетов Nov 02 1999	Дата операции
Метки зубной пластины				
Метка	Координаты			Фантом
Номер метки Порядок установки	<b>X</b>	<b>Y</b>	<b>Z</b>	Подставка Стержень
1 метка Выставить второй	<b>142.4</b>	<b>20.2</b>	<b>89.2</b>	Подставка средняя Стержень средний
2 метка Выставить третьей	<b>115.0</b>	<b>183.6</b>	<b>140.8</b>	Подставка большая Стержень большой
3 метка Выставить первой	<b>210.6</b>	<b>133.4</b>	<b>90.6</b>	Подставка средняя Стержень средний
<b>Координаты целевых точек</b>				
Обозначение точки	<b>X</b>	<b>Y</b>	<b>Z</b>	Подставка Стержень
<b>Справа</b>				
<b>Tr</b>	10.62 <b>110.6</b>	20.96 <b>121.0</b>	-20.74 <b>79.2</b>	Подставка средняя Стержень средний
<b>PE</b>	16.57 <b>116.6</b>	81.16 <b>181.2</b>	-7.18 <b>92.8</b>	Подставка средняя Стержень средний
<b>M</b>	109.63 <b>209.6</b>	36.19 <b>136.2</b>	-48.57 <b>51.4</b>	Подставка малая Стержень малый

Рис. 10-13.

мой координат мозга пациента и координатной системой меток «зубной пластины», позволяет осуществить два варианта моделирования внутри-мозгового пространства на стереотаксическом фантоме. В первом варианте построения на фантоме (при помощи шкал и стоек) осуществляются в системе координат меток «зубной пластины». При таком варианте положение имитаторов меток «зубной пластины» является постоянным для всех пациентов, тогда как положение целевых точек на фантоме (их координаты X, Y и Z) устанавливается в зависимости от результатов расчетной интраскопии.

Второй вариант использования программы является более наглядным (особенно для функционального стереотаксиса) и позволяет производить построения в системе координат мозга пациента (системе координат передней и задней комиссур), используя те же шкалы фантомной плиты и стойки имитаторов, что и при первом варианте. При этом по результатам предоперационной интраскопии в программу вводятся значения не только координат целевых точек и меток локализатора, но и координаты передней и задней комиссуры мозга, а также точки-маркера положения срединной сагиттальной щели мозга.

По результатам своей работы программа вычисляет координаты и имитаторов меток, и имитаторов точек мозга, которые нужно установить на шкалах фантома. В случае непрямого стереотаксического наведения коор-

динаты целевых точек могут быть взяты из стереотаксического атласа и выставлены на фантоме. Интересно, что в таком варианте расчетов стереотаксический фантом содержит не две, а три модели координатных систем: систему координат мозга пациента (моделируется шкалами фантома), систему координат меток «зубной пластины» (определяется положением имитаторов меток на фантоме) и систему координат основания стереотаксического аппарата (соответствует положению имитатора основания, зафиксированного телескопической штангой). Отметим также, что еще одна вспомогательная система координат – координатная система основания «зубной пластины» – на стереотаксическом фантоме не представлена и используется лишь в качестве промежуточной системы координат при проведении вычислений компьютерной программой.

Таким образом, можно считать, что стереотаксическая система ПОАНИК занимает промежуточное положение между классическими рамными и безрамными стереотаксическими системами. Аналогично рамным системам, ПОАНИК имеет основание, позволяющее во время операции жестко фиксировать стереотаксический инструмент и осуществлять его плавное поступательное движение к целевой точке мозга при помощи направляющих и микровинта. Кроме того, степени свободы экваториальной системы координат, реализуемой изоцентрической дугой, позволяют в случае необходимости быстро менять направление стереотаксического доступа, при этом положение целевой точки остается неизменным.

В то же время, аналогично безрамным системам, ПОАНИК позволяет реализовать гибкую организацию стереотаксического наведения, делая предоперационную нейровизуализацию и стереотаксическую операцию независимыми друг от друга процедурами, благодаря использованию вспомогательной системы координат меток стереотаксического локализатора. При этом обеспечивается точность стереотаксического наведения, не уступающая рамным системам и значительно превосходящая в этом отношении безрамные системы, поскольку вспомогательная система координат связана не с кожными покровами, а основана на метках локализатора, неподвижно фиксируемого к черепу при помощи зубного оттиска.

Сравнивая ПОАНИК с распространенными рамными стереотаксическими системами, можно отметить следующее. Как было указано в предыдущих главах, стереотаксическая система Leksell в своей работе связана как пространственными, так и временными ограничениями. Система Laitinen позволяет преодолеть временные ограничения, но при ее применении приходится соблюдать жесткие пространственные ограничения. Система CRW не связана пространственными ограничениями, но временные ограничения в ней практически не преодолены. И лишь систему ПОАНИК можно с полным обоснованием считать свободной и от временных, и от пространственных ограничений стереотаксической процедуры, что делает ее наиболее универсальной и удобной в нейрохирургической практике.

## **Глава 11. Локализация целевых точек при стереотаксической томографии головного мозга**

### **Прямое и не прямое наведение при стереотаксической томографии**

**К**ак уже обсуждалось в предыдущих главах, задачами стереотаксической томографии являются обнаружение целевых точек мозга пациента и получение информации для нацеливания на них стереотаксической канюли во время операции, т.е. для стереотаксического наведения. Геометрическая структура стереотаксического наведения с использованием томографических методик может выглядеть по-разному, в зависимости от используемой стереотаксической системы, конструкции томографа, применяемого программного обеспечения, а также от цели оперативного вмешательства. Как и в случае использования вентрикулографии, геометрическая структура стереотаксического наведения включает в себя несколько систем координат и способы их взаимной «привязки».

Поскольку во время расчетного исследования мишени головного мозга пациента находятся в пространстве томографа, то в процессе стереотаксического наведения должен осуществляться переход от системы координат томографа к системе координат направителя стереотаксического инструмента. Однако это справедливо лишь для «прямого» стереотаксического наведения (прямой локализации целевых точек), когда внутримозговая мишень непосредственно визуализируется на томограммах.

«Прямое» стереотаксическое наведение может быть реализовано при нефункциональных стереотаксических операциях, когда объектом вмешательства являются морфологически измененные зоны (и эти изменения отражены на томограммах). Кроме того, «прямое» стереотаксическое наведение возможно (и является предпочтительным) в функциональном стереотаксисе, если метод томографии, используемый для наведения, позволяет четко отграничить целевую структуру от соседних участков мозга. В

тех же случаях, когда структура-мишень не может быть визуализирована в стереотаксической томограмме, приходится, как и при вентрикулографии, прибегать к непрямому наведению с использованием стереотаксических атласов.

При этом в геометрическую структуру стереотаксического наведения (аналогично наведению по вентрикулографии) должна быть включена еще одна система координат – координатная система мозга пациента. Процесс непрямого стереотаксического наведения является более сложным по сравнению с прямой локализацией мишеней, поскольку вначале должна осуществиться взаимная «привязка» систем координат мозга и томографа, а уже затем производят «привязку» системы координат томографа и координатной системы стереотаксической рамы.

Система координат мозга при проведении стереотаксической томографии, так же как и при стереотаксическом наведении по данным вентрикулографии, строится на основании передней и задней комиссур, и при работе с ней могут быть использованы известные стереотаксические атласы, построенные на основе этих ориентиров. Использование системы координат передней и задней комиссур мозга при проведении стереотаксической томографии удобно, поскольку эти реперные элементы хорошо различимы как на КТ, так и на МРТ-изображениях.

Включение системы координат передней и задней комиссур в геометрическую структуру стереотаксического наведения обычно производится путем получения томографических срезов, углы наклона которых соответствуют основным плоскостям этой координатной системы (аксиальные срезы проводятся параллельно межкомиссуральной линии, корональные – перпендикулярно ей, сагитальные – параллельно межполушарной щели) (рис. 11-1 и 11-2). «Привязка» между системой координат мозга и координатной системой стереотаксической рамы.



Рис. 11-1.



Рис. 11-2.

натной системой томографа может выполняться путем определения положения целевой структуры по отношению к комиссурам при помощи стереотаксического атласа и переноса этих данных на томографический срез (аналогичный срезу из атласа, содержащему целевую структуру) (рис. 11-3).

В качестве примера можно привести методику не прямой локализации центрально-промежуточного ядра таламуса (*V. im*), являющегося стереотаксической мишенью при хирургическом лечении тремора и гиперкинезов. Использование КТ и МРТ при стереотаксическом наведении позволяет визуализировать границы таламуса, однако отдельные ядра внутри таламуса, в том числе *V. im*, при КТ и обычно используемых программах МРТ, как правило, неразличимы. Согласно данной методике, локализация мишени производится на аксиальном срезе, проведенном через межкомиссуральную линию.

Целевая точка локализуется на 15–16 мм латеральнее средней линии и на 5 мм кпереди от задней комиссуры (Ohye С., 2009). Другие авторы локализуют целевую точку на том же срезе на 11,5 мм латеральнее стенки третьего желудочка и на одну четверть межкомиссурального расстояния кпереди от задней комиссуры. (J.M. Nazzaro, 2009). Еще одна группа авторов (R.E. Wharen, 2009) рекомендуют проводить локализацию *V. im* на аксиальном срезе, проведенном параллельно и на 4 мм выше межкомиссуральной линии, при этом положение целевой точки определяют на 7 мм кпереди от задней комиссуры и на 11,5 мм латеральнее стенки III желудочка.





Локализацию производят на аксиальных срезах толщиной 2 мм, расположенных параллельно и на 4 мм выше межкомиссуральной линии. МРТ-срезы выполняют в режиме протонной плотности. Положение целевой точки определяют на уровне 45–50% по продольной оси таламуса, отсчитывая от его переднего полюса; целевая точка должна находиться на 2–3 мм медиальнее границы таламуса и внутренней капсулы.

По-видимому, с дальнейшим развитием методов интраскопии (в частности высокопольной МРТ и МР-трактографии) станет возможным выполнять прямую локализацию тех структур, которые в настоящее время являются объектами для непрямого стереотаксического наведения (как это уже произошло с наведением на такую структуру, как субталамическое ядро).

### **Использование системы координат томографа**

Как уже обсуждалось в главе 8, в некоторых методиках проведения стереотаксической томографии для получения информации о пространственном положении целевых точек на срезах мозга пациента может использоваться измерение расстояний между целевыми и реперными точками. Такие методики предполагают использование диагональных локализаторов и обязательно сопровождаются пространственными ограничениями. Более универсальным способом получения информации является использование координатной системы томографа.

Эта система удобна тем, что является единой для всех срезов мозга всех серий, полученных при томографии данного конкретного пациента. Это существенно уменьшает число необходимых измерений и, в случае необходимости, позволяет проводить измерения координат целевых точек на одной серии срезов, а измерения координат реперных объектов (сечений диагональных локализаторов или меток вспомогательной системы координат) — на другой серии.

Данные о пространственном положении любой точки на томограмме могут быть получены на экране при наведении на нее курсора (рис. 11-4). Полученные цифры могут быть использованы для простых арифметических расчетов (примеры которых приведены в главе 8) в случае соблюдения пространственных ограничений, либо введены в программу стереотаксических расчетов. Более удобным способом является использование компьютерных программ стереотаксического планирования, входящих в комплектацию современных стереотаксических систем. Такие программы, главным образом, предполагают работу не на экране томографов, а на персональных компьютерах (планирующих рабочих станциях), в которые должны быть загружены предоперационные томограммы пациента в электронном формате DICOM. Координаты реперных объектов при этом могут регистрироваться автоматически с последующей математической

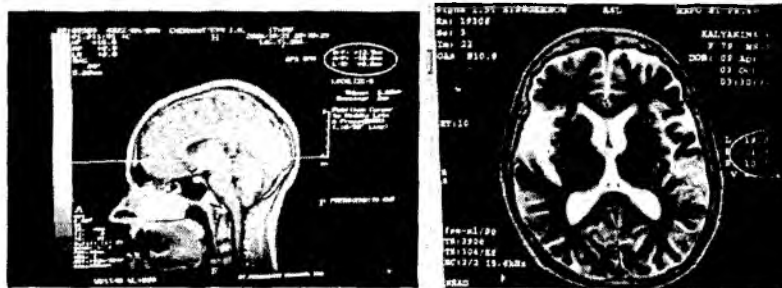


Рис. 11-4.



Рис. 11-5.

«привязкой» к системам координат стереотаксических аппаратов. При работе с безрамными навигационными системами координаты реперных элементов вспомогательной системы координат также регистрируются автоматически и в дальнейшем используются для визуальной «привязки» интраоперационного положения инструментов к дооперационным томограммам на мониторе.

Положение и направление координатных осей системы координат томографа по отношению к срезам основных направлений сечения мозга проиллюстрированы на рис. 11-6. Следует помнить, что получаемые при томографии срезы мозга могут не соответствовать плоскостям координатной системы томографа. Это объясняется тем, что координатные оси и плоскости системы томографа жестко привязаны к элементам самого томографа (см. главу 3), а положение и углы наклона срезов, получаемых во время предоперационного исследования, могут настраиваться индивидуально, в

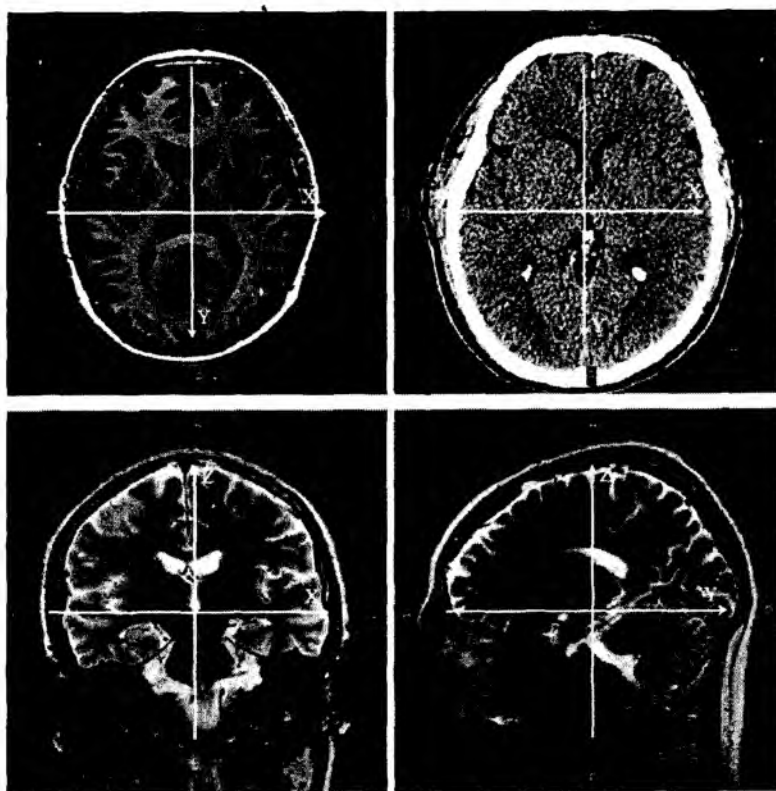


Рис. 11-6.

зависимости от положения головы пациента, расположения его желудочковой системы и т.д. Впрочем, для методик, не связанных пространственными ограничениями, это обстоятельство не имеет значения, поскольку координаты точек на срезе определяются независимо от положения самого среза, тогда как при использовании методик, соблюдающих пространственные ограничения, как уже обсуждалось, чаще всего необходимо получать срезы, соответствующие системе координат томографа.

### **Источники возможной погрешности стереотаксического наведения при использовании томографии головного мозга**

Если оставить за скобками влияние индивидуальной вариабельности, которое обсуждалось в главе 5, то результирующая погрешность попадания в целевую точку при использовании томографии будет зависеть от ряда

технических факторов, сопровождающих процессы «привязки» координатных систем, от системы координат томографа до системы координат направляющего стереотаксического инструмента. С практической точки зрения, величину суммарной погрешности для каждого из способов наведения возможно определить только путем экспериментальных исследований. В то же время с целью увеличения точности наведения при организации стереотаксического наведения следует выявлять и, по возможности, устранять источники таких погрешностей.

**а. Влияние искажений.** Одним из них является уровень геометрических искажений на предоперационных томограммах. Считается, что изображения, полученные с помощью компьютерной томографии, обладают высокой степенью геометрической точности. Напротив, для МРТ показана возможность появления пространственных искажений, которые могут снизить точность стереотаксического наведения.

Учитывая это обстоятельство, некоторые авторы первоначально высказывали критическое отношение к возможности использования МРТ в стереотаксисе. Тем не менее М. Schulder и соавт. (2009 г.) продемонстрировали результаты, согласно которым точность наведения на целевую точку мозга при помощи T1-взвешенных МРТ-изображений всего на 23%, а при помощи T2-взвешенных изображений – на 37% ниже, чем при использовании КТ-наведения. Авторы сделали вывод о том, что стереотаксическая МРТ вполне пригодна для наведения на глубокие структуры мозга.

Ряд других исследований (М. Zonenshajn et al., 2000; Y. Mori et al., 2006) также подтвердили возможность достижения высокой точности наведения при помощи МРТ. В настоящее время в подавляющем большинстве нейрохирургических центров стереотаксическое МРТ-наведение широко используется, в том числе в функциональном стереотаксисе (как правило, требующем большей точности наведения по сравнению с нефункциональным). Более того, использование стереотаксической МРТ даже считается предпочтительным. Многие авторы подчеркивают такие преимущества МРТ, как отсутствие лучевой нагрузки на пациента, высокая разрешающая способность, возможность формирования послойных срезов мозга в разных направлениях сечения, а также большое количество возможных режимов получения изображений, позволяющих оптимальным образом визуализировать целевую зону мозга пациента.

Тем не менее при проведении предоперационной стереотаксической МРТ следует применять определенные меры по предотвращению искажений, прежде всего добиваться однородности магнитного поля внутри головной катушки. В некоторых нейрохирургических центрах используют специальную компьютерную программу для «совмещения» («fusion») КТ и МРТ-изображений, что позволяет совместить точность КТ и информативность МРТ. Однако в большинстве случаев МРТ сама по себе обеспечивает точность, достаточную для осуществления стереотаксического наведения.

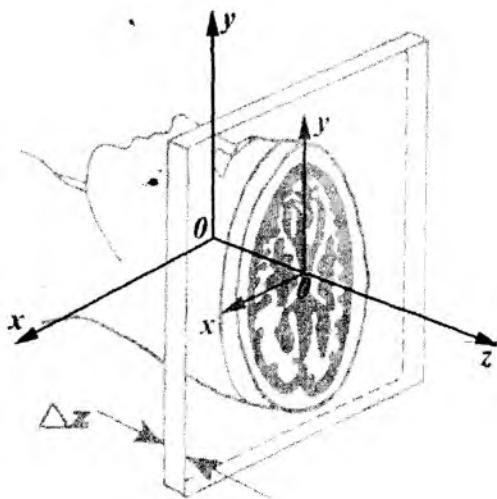


Рис. 11-7.

К тому же, по некоторым данным, в процессе совмещения КТ и МРТ может возникать дополнительная погрешность величиной в среднем до 1,3 мм.

**б. Погрешность позиционирования целевых точек.** Точность стереотаксического наведения зависит от разрешающей способности позиционирования точек мозга томографом. Погрешность позиционирования возникает на этапе определения положения (локализации) целевых точек и реперных элементов в системе координат томографа. При этом итоговая погрешность локализации является результатом суммирования погрешности локализации целевых точек и погрешности позиционирования реперных элементов.

Известно, что любой срез мозга, получаемый на томографе, не является срезом в полном понимании этого слова, а имеет некоторую толщину. В результате все внутримозговые объекты, находящиеся в толще среза, как бы проецируются на одну плоскость, в виде которой и изображается срез мозга на экране томографа или на пленке. Следовательно, реальное положение объекта в толще среза можно определить лишь с некоторой погрешностью ( $\Delta Z$ ), зависящей от толщины среза – чем больше толщина среза, тем больше погрешность (рис. 11-7).

Однако для точности имеет значение не только толщина среза. Изображение на экране томографа (или рабочей станции) является дискретным и состоит из отдельных субъединиц – пикселов (от начальных букв английского словосочетания pictureelement). На плоскости томограммы невозмож-

но различить две отдельные внутримозговые точки, если они отображаются в одном и том же пикселе. Поскольку точность позиционирования на плоских изображениях ограничивается размерами пиксела, то чем больше разрешение изображения (матрица изображения), тем меньше размер пиксела, и тем более точно можно локализовать объект на томограмме. Максимальная погрешность позиционирования точки по горизонтали и по вертикали матрицы изображения равняется одной второй размера пиксела, что суммарно дает максимальную погрешность, равную  $1/\sqrt{2}$  размера пиксела.

В большинстве случаев при исследовании головного мозга на МРТ или КТ матрица томографического изображения не превышает  $512 \times 512$  пикселов, что при поле зрения (FieldofView, сокращенно FOV) томограммы, равном  $25 \times 25$  см, примерно соответствует размеру пиксела, составляющему  $0,5 \times 0,5$  мм (В.А. Календер, 2006).

При этом максимальная погрешность позиционирования точки в плоскости среза с данными параметрами равна  $\sqrt{0,25 + 0,25}$ , что составляет примерно 0,4 мм. При уменьшении размера матрицы соответственно увеличивается максимальная погрешность позиционирования. Для стереотаксической ПЭТ разрешающая способность ниже и составляет 2–4 мм. Указанная величина не отражает погрешность локализации целевой точки в целом, поскольку не учитывает влияния толщины среза, а лишь говорит о вкладе величины матрицы изображения на суммарную погрешность.

С учетом толщины среза любой объект, видимый на изображении мозга, находится внутри элементарного объема пространства – воксела (от начальных букв словосочетания volume element). Таким образом, правильнее говорить о позиционировании томографом не точек, а малых областей (вокселов) объема внутримозгового пространства пациента (рис. 11-8).

Иными словами, трехмерные координаты  $x$ ,  $y$ ,  $z$ , определенные на экране сканера в СК томографа для целевой точки мозга, на самом деле соот-

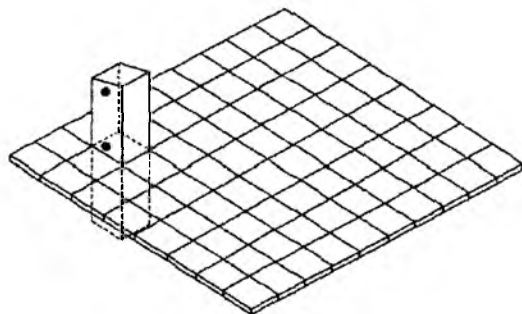


Рис. 11-8.

отсутствуют не этой точке, а вокселу, который, кроме искомой точки, содержит также точки соседней с ней области пространства мозга. При этом чем выше разрешающая способность томографа, тем меньше минимальный объем пространства, который он способен позиционировать, и тем самым выше может быть точность стереотаксического наведения, осуществляемого с его помощью.

В большинстве случаев основной вклад в размер воксела вносит толщина среза. Следовательно, толщина среза наиболее существенно влияет на точность локализации целевой точки на срезе. Считается, что средняя величина погрешности, определяемой этим параметром, составляет около половины толщины среза, тогда как максимальная погрешность примерно соответствует его толщине. Например, для среза, толщина которого равна 4 мм, погрешность локализации целевой точки составляет  $2,6 \pm 1,3$  мм.

С целью уменьшения данной погрешности можно уменьшать толщину получаемого среза, однако при этом следует помнить, что одновременно уменьшается соотношение «сигнал/шум», и целевые структуры мозга на томограммах становятся малоразличимыми. Улучшить изображение на тонких срезах возможно, увеличив лучевую нагрузку на пациента при использовании КТ или увеличив время сканирования на МРТ. Однако это нежелательно, поскольку удвоение соотношения «сигнал/шум» требует увеличения лучевой нагрузки (или времени сканирования) в 4 раза. В качестве разумного компромисса для локализации целевых точек чаще всего используют срезы мозга толщиной около 2 мм.

Впрочем, некоторые структуры-мишени мозга (такие как головка хвостатого ядра, переднее бедро внутренней капсулы и некоторые другие) достаточно четко могут визуализироваться на МРТ-срезах толщиной 1 мм, поэтому для увеличения точности локализации мишеней в таких случаях рекомендуется получать более тонкие срезы. Напротив, миллиметровые КТ-срезы в большинстве случаев практически непригодны для визуализации мишеней из-за высокого уровня шума. Однако при проведении мультиспиральной компьютерной томографии имеется возможность получения взаимно перекрывающихся соседних срезов мозга (например, можно получать срезы толщиной 2 мм с инкрементом, т.е. шагом среза 1 или 0,75 мм), что увеличивает точность стереотаксической локализации для относительно «толстых» срезов.

**в. Погрешность позиционирования комиссур мозга.** Данная погрешность имеет значение при непрямой локализации стереотаксических мишеней и возникает дополнительно к погрешности, вызванной индивидуальной вариабельностью строения головного мозга. Источником этого вида погрешности является тот факт, что локализация комиссур производится на аксиальных срезах толщиной 1,5–2 мм, и истинное положение центра комиссуры (являющегося репером для построения системы координат мозга) в толще среза является неопределенным. Таким образом, построенная на

основании неверно определенных реперов система координат может не соответствовать «истинной» системе координат передней и задней комиссур мозга, на основании которой построен атлас. Это может привести к возникновению погрешности при определении положения целевой структуры на данном стереотаксическом атласе, особенно в дорсовентральном направлении.

**г. Погрешность позиционирования реперных элементов внешних систем координат.** Погрешность локализации реперных элементов зависит от используемого метода «привязки» координатных систем во время стереотаксической томографии. Исследования показали, что для метода наведения с использованием диагональных локализаторов эта погрешность не зависит от толщины среза. Тем не менее установлено, что погрешность в пределах 1 пиксела при определении координат центров сечений реперных диагоналей на срезах может привести к результирующей погрешности стереотаксического наведения до 1,7 мм для координат X и Y и до 3,3 мм для координаты Z.

Для метода «преобразований твердого тела», используемого при безрамной стереотаксической томографии, точность локализации точечных реперных элементов соответствует точности локализации целевых точек (т.е. зависит от размера пиксела на томограмме и от толщины среза). Влияние размера пиксела проявляется в том, что две метки, «сдвинутые» по отношению друг к другу на величину до 1/2 пиксела, могут отображаться на томограмме в одной и той же позиции, тогда как в реальности эти метки расположены по-разному (рис. 11-9).

При этом возможно уменьшение погрешности, связанной с толщиной среза посредством увеличения количества реперных меток (см. главу 9). Другой способ снижения погрешности – прицельное проведение срезов, на которых измеряются координаты, через метку по топограмме (рис. 11-10) или по предшествующей серии, полученной в другом направлении сечения

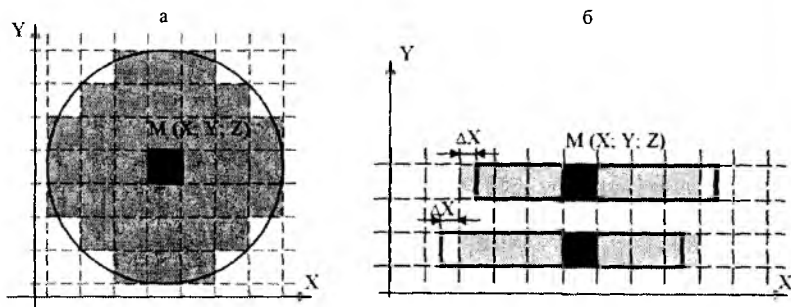


Рис. 11-9.



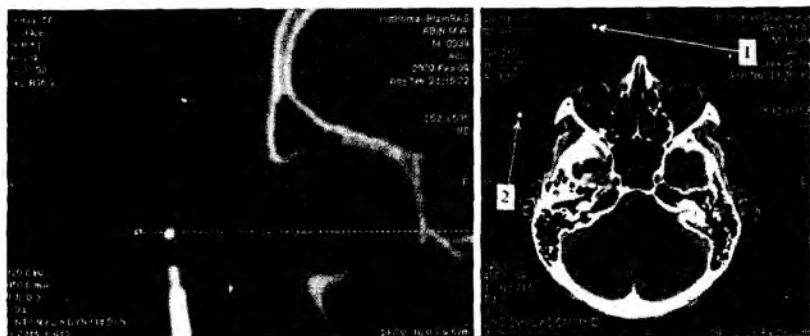


Рис. 11-10.

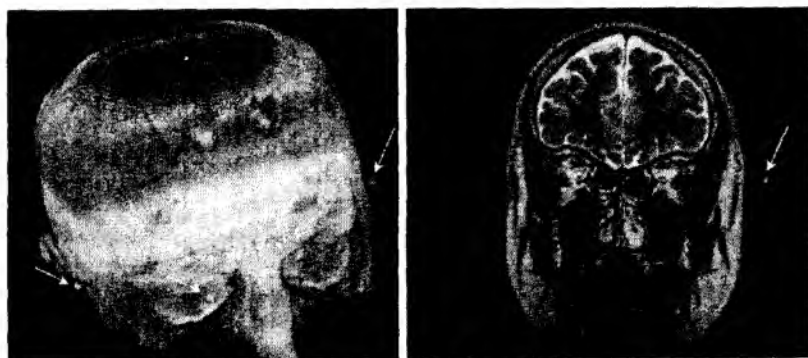


Рис. 11-11.

мозга. Положение настраиваемого среза можно определить при помощи референтной линии.

Очевидно, что уменьшение толщины срезов существенно увеличивает точность позиционирования реперных меток. При МРТ- или КТ-сканировании головы пациента в режиме «3D» толщина срезов составляет 1 мм. Это позволяет использовать для наведения всего три реперные метки, а также дает возможность создавать трехмерные и многоплоскостные реконструкции (MPR) головы пациента (рис. 11-11, слева, и 11-12), что может быть удобным для стереотаксического планирования.

При использовании режима «3D» толщина срезов, как правило, гораздо меньше размера метки, следовательно, каждая метка визуализируется на нескольких соседних срезах. Для увеличения точности координаты метки следует определять на том из срезов, который проходит ближе всего к цен-



Рис. 11-12.

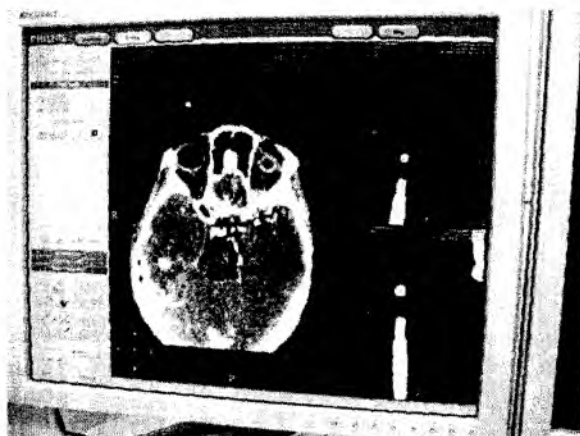


Рис. 11-13.

тру метки. Такой срез определяется при помощи референтных линий на реконструированных изображениях (рис. 11-13). При таком способе регистрации меток максимальная погрешность, связанная с толщиной среза, составляет  $1/2$  величины толщины среза (рис. 11-14). Как показали экспериментальные исследования, при использовании трех меток, фиксирую-

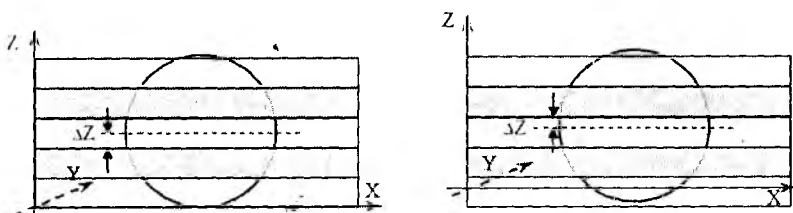


Рис. 11-14.

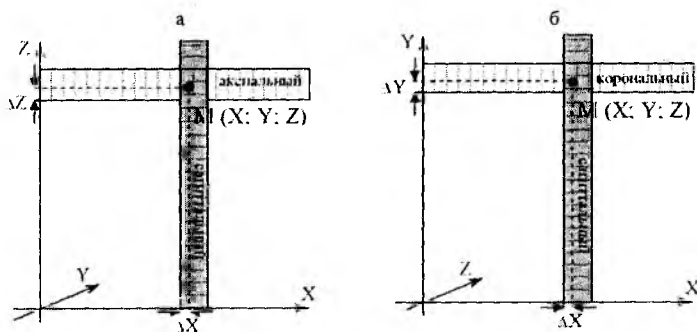


Рис. 11-15.

щихся к зубному отisku пациента, и кубическом вокселе, равным 1 мм (толщина среза 1 мм, размер пиксела 1 × 1 мм), погрешность стереотаксического наведения на целевую точку составляет  $1,0 \pm 0,4$  мм для МРТ и  $1,0 \pm 0,3$  для КТ.

Недостатком использования режима «3D», как уже говорилось выше, является сравнительно низкий уровень соотношения «сигнал/шум», затрудняющий визуализацию целевых точек на томограммах. Альтернативой регистрации положения реперных меток на тонких «3D»-срезах для стереотаксической МРТ является использование «толстых» срезов толщиной 4–6 мм. Такие срезы позволяют гораздо более четко визуализировать целевые структуры мозга пациента.

Неопределенность положения метки в толще среза при такой методике может быть скомпенсирована тем, что положение метки может быть зарегистрировано не на одном, а на двух или трех срезах мозга разных серий, проведенных в разных направлениях (рис. 11-15). При этом большая погрешность по одной из координат, зависящая от толщины среза, компенсируется тем, что на другом срезе (имеющем другое направление) эта координата измеряется с большей точностью, зависящей только от размера пиксела. Такая методика регистрации меток (на нескольких «толстых» сре-

зах разных направлений) дает даже большую, по сравнению с «3D»-режимом, точность стереотаксического наведения: суммарная измеренная погрешность локализации целевых точек на МРТ, по результатам измерений, составляет  $0,8 \pm 0,2$  мм.

**д. Другие источники погрешностей.** Еще один возможный источник погрешностей – неточная калибровка продольных движений стола томографом при компьютерной томографии. По некоторым данным, это может давать погрешность в 1–4 мм для координаты Z. Эта погрешность имеет значение для стереотаксических систем, использующих регистрацию трехмерных координат в системе координат компьютерного томографа, в том числе систем безрамного стереотаксиса. При этом новые модели томографов обеспечивают гораздо более точное позиционирование, по сравнению с ранее использовавшимися аппаратами.

Следует еще обратить внимание на тот факт, что процесс стереотаксической томографии имеет определенную длительность по времени (от нескольких минут до получаса, в зависимости от типа томографа и количества используемых серий срезов). За это время возможно смещение головы пациента вследствие произвольных движений, что также может вносить ошибку в процесс «привязки» координатных систем.

Это не касается систем, предусматривающих жесткое крепление стереотаксической рамы (и вместе с тем головы пациента) к подголовнику томографа. Кроме того, этот фактор является несущественным для систем, использующих диагональные локализаторы (даже для «сканер-независимых» систем, обходящихся без крепления стереотаксической рамы), поскольку для них целевой срез содержит всю информацию, необходимую для наведения на целевую точку, независимо от смещений головы пациента до или после получения среза.

Однако для методик, использующих для привязки координатных систем «преобразования твердого тела» (это касается, в том числе, всех безрамных систем), данный фактор может иметь критическое значение, поскольку информацию, необходимую для расчетов, получают на разных срезах, в промежутке времени между выполнением которых голова пациента может сместиться (в результате чего данные с разных срезов перестают соответствовать друг другу). Средняя величина погрешности, возникающая при этом, может достигать от 1 до 4 мм. Вместе с тем большинство авторов считают, что влияние этого фактора можно свести к минимуму, объяснив пациенту, насколько важно для успеха операции сохранять неподвижность. При необходимости возможно дополнительно фиксировать голову пациента к подголовнику томографа мягкой или жесткой маской.

Для систем с гибкой организацией стереотаксического наведения, использующих вспомогательную систему координат, существует проблема возможного смещения ее реперных точек по отношению к целевым точкам головного мозга после выполнения «привязки», причем величина и направ-

ление этого смещения, как правило, непредсказуемы. Как уже указывалось, это смещение минимально (в пределах 0,5 мм) для систем, использующих фиксацию съемного локализатора на ушных и носовых упорах, а также на глубном оттиске (и практически отсутствует при фиксации маркеров к костям черепа).

В то же время этот фактор необходимо учитывать при использовании съемных масок и при использовании вспомогательных систем координат, связанных с поверхностью кожи (для безрамного стереотаксиса). В последнем случае смещение кожных покровов приводит к средней погрешности, составляющей около 1,5–2,3 мм для систем с накожными метками, и 2,4–4,4 мм для систем, использующих регистрацию формы поверхности кожи пациента.

При «привязке» координатных систем в операционной для безрамного стереотаксиса появляется дополнительная погрешность величиной 0,8–4,2 мм, связанная со случайными флуктуациями при регистрации реперных меток диджитайзером. Правда, эта цифра постоянно снижается вследствие совершенствования конструкции навигационных систем.

Погрешность величиной до 2,8 мм может возникать в результате деформации стереотаксической рамы или диагонального локализатора под действием веса головы пациента. Подобный эффект отсутствует для безрамных систем, использующих метки, имплантируемые в кости черепа.

Наконец, при работе стереотаксических манипуляторов возникает инструментальная погрешность, вызванная различными механическими факторами (особенностями конструкции, износом дегаей и т.д.). Аналогично определенная инструментальная погрешность характерна для механической «привязки» координатных систем при работе на фантоме. В то же время для всех современных серийно выпускаемых стереотаксических систем характерна крайне низкая инструментальная погрешность (порядка 0,2–0,5 мм).

В заключение следует упомянуть о таком источнике погрешности, как явление «brain shift», т.е. смещении мозга по отношению к черепной коробке до операции и, особенно, во время выполнения стереотаксического доступа. Для того чтобы свести это явление при стереотаксической операции к минимуму, одни авторы рекомендуют проводить оперативное вмешательство в той же позиции, что и расчетную интраскопию (т.е. лежа на спине), другие, напротив, предпочитают проводить операцию в положении сидя, так как, по их мнению, это препятствует существенному истечению спинномозговой жидкости через фрезевое отверстие и способствует сохранению «ликворной подушки» для мозга, сохраняющей положение мозга относительно неизменным.

Данные о величине погрешности, вызванной влиянием эффекта «brain shift» в стереотаксисе, являются противоречивыми, однако очевидно, что в случае выполнения стереотаксического доступа через фрезевое отверстие,

смещение мозга никогда не достигает таких значений, как при большой трепанации черепа, особенно при расположении мишени в глубине мозга.

Таким образом, имеющиеся данные, с одной стороны, говорят о принципиальной возможности добиться требуемой точности наведения при стереотаксической томографии головного мозга. С другой стороны, существует достаточно большое количество факторов, потенциально способных значительно снизить точность (особенно если имеют место сразу несколько из них), которые следует максимально учитывать при выполнении предоперационного планирования стереотаксических вмешательств.

### Процедура проведения стереотаксической томографии

Перед проведением расчетной предоперационной нейровизуализации прежде всего следует определиться, какой вид томографии целесообразно использовать при подготовке данной конкретной стереотаксической операции. Для подготовки стереотаксических операций в функциональной нейрохирургии, как правило, предпочтительнее использовать МРТ, которая дает более четкую визуализацию целевых структур.

Стереотаксическая КТ может использоваться в тех случаях, когда пациенту противопоказано проведение МРТ (например, при наличии в организме пациента имплантатов или вживленных электростимуляторов, несовместимых с магнитным полем томографа). КТ (благодаря гораздо менее продолжительному времени сканирования) целесообразно также использовать в тех случаях, когда пациенту тяжело или невозможно сохранять неподвижность в течение длительного времени – например, при наличии выраженных гиперкинезов.

В нефункциональном стереотаксисе вид используемой томографии определяется соображениями оптимальной визуализации патологического образования, являющегося объектом вмешательства. Для наведения на целевые точки опухоли, накапливающей контрастное вещество, проводится МРТ или КТ с внутривенным контрастированием. При локализации мишени вблизи функционально значимых зон мозга или проводящих путей (например, пирамидного тракта) для предотвращения осложнений рекомендуется использовать МРТ, желательно с программой трактографии или функциональной МРТ. При операциях по поводу внутримозговых новообразований (биопсии, локальные стереотаксические деструкции) с хорошим результатом для стереотаксического наведения может быть использована ПЭТ/КТ с туморотропным радиофармпрепаратом.

При стереотаксических методиках, использующих гибкую организацию наведения, стереотаксическая томография проводится накануне или за несколько дней до операции. При жесткой организации стереотаксического

наведения томография выполняется в день операции, после установки рамы на голову пациента. Поскольку стереотаксическая томография головного мозга проводится не с диагностической целью, а в качестве метода расчетной предоперационной подготовки, процедура ее проведения, как правило, отличается от стандартного диагностического исследования головного мозга.

Перед началом сканирования выбирают параметры срезов, которые необходимо получить при сканировании головы пациента. К таким параметрам относятся: размер матрицы изображения, величина FOV (поля зрения томографического изображения), толщина срезов, углы наклона плоскостей срезов, количество серий срезов и число срезов в серии.

Размер матрицы изображения рекомендуется выбирать не менее чем  $256 \times 256$  пикселей (в случае квадратной матрицы) или не менее 256 пикселей по длинной стороне изображения (в случае матрицы, отличающейся по форме от квадратной), желательно —  $512 \times 512$  пикселей, в противном случае возникает слишком большая погрешность локализации точек на срезе.

Размер FOV при фиксированном размере матрицы влияет на величину пиксела: чем меньше FOV, тем меньше размер пиксела, следовательно, тем больше точность позиционирования точек. Однако при слишком маленькой величине FOV в поле зрения могут не попасть реперные элементы стереотаксических систем, расположенные вне головы. Как правило, оптимальной является величина FOV, равная 25–28 см, однако, если элементы стереотаксического локализатора выходят за эти пределы, размер FOV должен быть соответственно увеличен.

Толщина срезов должна быть, с одной стороны, минимальной для увеличения точности локализации, с другой стороны, достаточной для четкой визуализации структур. Здесь возможны два варианта методики стереотаксической томографии. Первый вариант подходит для типичных безрамных систем, также довольно часто он используется при работе с рамными системами и диагональными локализаторами. Этот способ предполагает получение «тонких» срезов в «3D»-режиме, с толщиной среза 1 или 2 мм, без межсрезового промежутка для МРТ или с перекрытием соседних срезов, с шагом (инкрементом) 0,75–1 мм для КТ. Для стереотаксического наведения достаточно одной такой серии срезов (аксиальной, коронарной либо сагиттальной), поскольку в случае необходимости возможно получение многоплоскостных реконструкций в других направлениях сечения мозга пациента.

При второй методике получают срезы толщиной 4–6 мм. Этот способ, например, используется при стереотаксической МРТ с точечными метками, связанными с оттиском зубов (точечным МРТ-локализатором) во время работы со стереотаксической системой ПОАНИК. Также он может использоваться при работе с диагональными локализаторами. Для того чтобы добиться требуемой точности стереотаксического наведения, необходимо

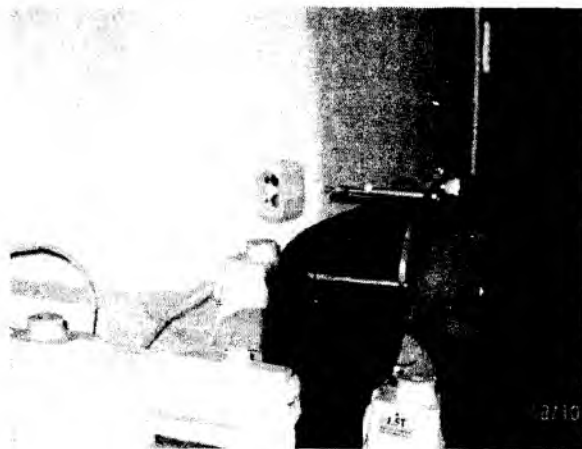


Рис. 11-16.

получить как минимум две такие серии срезов в разных направлениях (например в сагиттальной и коронарной плоскостях, или в аксиальной и коронарной, или три серии срезов во всех трех направлениях). Как отмечалось в предшествующих разделах, такая методика обеспечивает более четкую визуализацию целевых структур на срезах мозга и в то же время обеспечивает более точное стереотаксическое наведение. Однако она весьма чувствительна к возможным смещениям головы пациента в процессе сканирования, вследствие чего рекомендуется фиксация головы пациента к подголовнику томографа мягкой маской (рис. 11-16).

Число необходимых срезов мозга в серии зависит от используемого способа «привязки» координатных систем. Например, при безрамной стереотаксической томографии с использованием меток (накожных, имплантируемых в кости черепа или фиксированных к зубному оттиску) количество срезов должно быть таким, чтобы все используемые метки были включены в зону сканирования. При работе с безрамными системами, предполагающими регистрацию формы поверхности головы пациента, срезы должны «охватывать» весь объем головы. При использовании диагональных локализаторов для наведения на целевые точки в принципе достаточно только срезов, содержащих структуры-мишени, однако для адекватного планирования стереотаксического вмешательства зону сканирования также целесообразно расширить до всего объема головы пациента.

При работе со стереотаксическими системами, связанными пространственными ограничениями, плоскости срезов головного мозга пациента, получаемые во время стереотаксической томографии, должны строго соответствовать основным плоскостям системы координат томографа (см.



главу 3). Для систем, преодолевших эти ограничения (см. главы 8 и 10), возможна работа со срезами, полученными в любых направлениях сечения мозга.

При использовании методики непрямого наведения и работе с атласами срезы должны быть ориентированы в соответствии с основными плоскостями системы координат передней и задней комиссур мозга больного. В результате получаются аксиальные, корональные и сагиттальные томограммы должны соответствовать срезам мозга из стереотаксических атласов.

При прямой визуализации целевых структур направления срезов могут быть другими, однако и в этом случае полезно получать срезы, соответствующие системе координат мозга пациента. Это позволяет получать более наглядное представление о пространственных соотношениях между новообразованием и структурами мозга, особенно в случаях затруднений при распознавании той или иной структуры на томограмме. Кроме того, единый принцип ориентации срезов дает возможность проводить сравнение томограмм одного и того же пациента, выполненных в разное время (например до и после оперативного вмешательства).

После окончания процесса сканирования производят стереотаксическое предоперационное планирование. Оно включает: выбор положения целевой точки в пределах внутримозговой мишени и определение ее координат, а также планирование траектории стереотаксического доступа. Планирование может осуществляться на экране томографа или проводиться с использованием рабочих станций и специальных программ, входящих в комплектацию стереотаксических систем. Результатом планирования и стереотаксических расчетов для рамных систем являются значения координат целевых точек и (в случае необходимости) точек стереотаксического доступа, выраженные в координатных системах стереотаксической рамы. Для безрамных систем положение целевых точек и точек доступа может быть запомнено и в дальнейшем воспроизведено во время хирургического вмешательства на операционном мониторе.

Для получения пространственного представления о трехмерной структуре-мишени по ее двумерным срезам во время планирования целесообразно визуализировать целевую структуру на двух взаимно перпендикулярных срезах или MPR-реконструкциях (например, аксиальной и корональной). Это позволяет оптимально расположить целевую точку в пределах структуры-мишени, учитывая геометрические параметры предполагаемого стереотаксического воздействия (например, деструкции или стимуляции), чтобы оно максимально охватывало целевую мишень и не затрагивало соседние структуры мозга. MPR-реконструкции следует формировать с толщиной среза, составляющей 3–4 мм, что дает возможность получить более четкое изображение внутримозговых структур-мишеней.

Важное значение имеет предоперационное планирование стереотаксических траекторий доступа к целевым точкам. Такие траектории должны по

возможности избегать прохождения через функционально значимые зоны мозга, складки мягкой мозговой оболочки и желудочковую систему, а также ни в коем случае не пересекать паренхиматозные внутримозговые сосуды, видимые на томограммах. Безопасное планирование траекторий возможно, когда весь путь прохождения стереотаксической канюли через мозг (от точки погружения в вещество мозга до целевой точки) визуализируется на одном и том же срезе или MPR-реконструкции. Для того чтобы программа стереотаксических расчетов смогла зафиксировать положение стереотаксической траектории, в нее нужно внести, кроме координат целевой точки, еще и координаты любой точки по ходу траектории (например, точки наложения фрезевого отверстия или точки погружения стереотаксической канюли в мозг).

## **Глава 12. Техника стереотаксического доступа и методы воздействий в целевых точках**

### **Операционный стереотаксический доступ**

Стереотаксическая операция фактически начинается с момента фиксации стереотаксической рамы к голове пациента острыми винтовыми упорами. При жесткой организации стереотаксического наведения пациента после этого транспортируют в отделение лучевой диагностики для проведения стереотаксической томографии головного мозга. При гибкой организации стереотаксического наведения (в том числе с использованием безрамных систем) стереотаксическая томография, к моменту фиксации головы, уже выполнена. При работе с безрамными системами голова пациента в начале операции закрепляется в скобе Мэйфилда.

Стереотаксическая операция, как правило, выполняется под местной анестезией. Это определяется необходимостью поддержания речевого контакта с пациентом при воздействиях на глубинных структурах мозга. Тем не менее присутствие анестезиолога во время операции является обязательным. Операции с безрамными системами чаще выполняются под общим наркозом. При необходимости конструкции практически всех современных стереотаксических рам позволяют выполнять эндотрахеальную интубацию и общий наркоз.

Анестезию мягких тканей головы пациента в точках фиксации винтовых упоров проводят 0,5–1% раствором новокаина, иногда к нему добавляют лидокаин (10 мл 2% раствора лидокаина на 100 мл 0,5% раствора новокаина). Возможна также анестезия 0,75% раствором ропивакаина или смесью 1% раствора лидокаина и 0,5% раствора бупивакаина в соотношении 1 : 1. На каждый винтовой упор расходуется 5–7 мл местного анестетика.

По поводу необходимости удаления волос с головы единого мнения не существует. В большинстве стационаров перед стереотаксической операцией полностью сбривают волосы, в некоторых клиниках освобождают от волос только зону осуществления стереотаксического доступа и места крепления винтовых упоров стереотаксической рамы.

При использовании классических рамных систем после возвращения пациента из отделения лучевой диагностики проводится обработка антисептиками операционного поля. На стереотаксическую раму (с которой предварительно снят локализатор) устанавливают стерильную изоцентрическую дугу с направляющими прямоугольной системы координат. При использовании систем, основанных на гибкой организации стереотаксического наведения (когда пациента после установки рамы на голову не требуется транспортировать в отделение лучевой диагностики) обработку операционного поля (как правило, всей поверхности свода черепа пациента) проводят до фиксации стереотаксической рамы на голову. В этом случае стерилизации подлежат все элементы стереотаксического манипулятора.

Далее, при использовании классических рамных систем, выставляют значения координат целевой точки (полученные в результате стереотаксических расчетов) на шкалах направляющих стереотаксической рамы. При гибкой организации стереотаксического наведения осуществляют пространственную «привязку» положения стереотаксической рамы к вспомогательной системе координат и настраивают положение направляющих стереотаксической рамы при помощи операционного фантома (см. главу 10). В выбранной зоне свода черепа пациента выполняют местную инфильтрационную анестезию (рис. 12-1).

В тех случаях, когда запланирована строго определенная траектория введения стереотаксической канюли к внутримозговой целевой точке, место расположения стереотаксического доступа на голове определяется запланированной траекторией. Траектория может настраиваться на фантоме, при этом дугу вместе с направляющими снимают со стереотаксической рамы и укрепляют на фантоме, а после настройки траектории обратно уста-

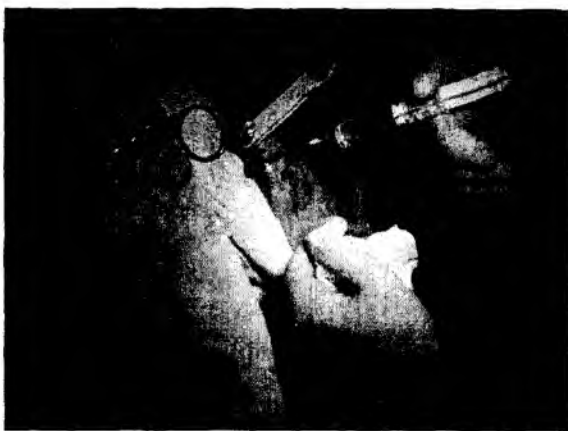


Рис. 12-1.

навливают на раму, фиксированную на голове. Другой вариант установки траектории – при помощи шкал полярной системы координат (настраиваются угол наклона изоцентрической дуги и положение направителя стереотаксической канюли на дуге), в этом случае значения координат на шкалах берутся из выходных данных программы стереотаксических расчетов. Местоположение стереотаксического доступа отмечается на коже при помощи имитатора стереотаксической канюли, вставленного в каретку направителя на изоцентрической дуге, положение которой определяет траекторию введения инструмента (рис. 10-11).

Достаточно безопасно осуществлять наложение стереотаксического доступа в области средней лобной извилины, верхней или нижней теменной доли, нижней и средней височной извилин недоминантного полушария головного мозга. При необходимости возможно осуществлять доступы и в других участках поверхности головного мозга, в этих случаях рекомендуется проводить тщательное предоперационное планирование траекторий во избежание повреждения функционально значимых зон.

Существуют несколько вариантов формирования стереотаксического доступа на голове пациента. В тех случаях, когда операция ограничивается одной-единственной стереотаксической траекторией, возможно выполнение так называемого «направленного сверления» кости черепа сверлом диаметром 2–4 мм. При этом длина разреза кожи и мягких тканей составляет 0,5–1 см, края кожи разводят специальным трубчатым расширителем, а в каретку на изоцентрической дуге стереотаксического аппарата вставляют сверло высокоскоростной дрели, после чего производят сверление кости в направлении целевой точки мозга.

Более предпочтительным вариантом является наложение в точке стереотаксического доступа фрезевого отверстия диаметром около 1 см. Во-первых, через такой доступ при многоцелевых стереотаксических операциях возможно выполнить не одну, а несколько стереотаксических траекторий, к разным целевым точкам мозга. Во-вторых, при случайном отклонении сверла от заданной траектории стереотаксическая канюля в узком костном канале также неизбежно уйдет в сторону и в результате не попадет в запланированную целевую точку. Эта проблема отсутствует при осуществлении стереотаксического доступа через фрезевое отверстие. В-третьих, наложение фрезевого отверстия и вскрытие твердой мозговой оболочки под контролем зрения позволяют избежать повреждения корковых и оболочечных сосудов. Некоторые авторы для осуществления стереотаксического доступа рекомендуют использовать корончатую фрезу.

Для наложения фрезевого отверстия размер кожного разреза составляет 3–5 см. Возможны как поперечные, так и продольные, и даже дугообразные разрезы (например, когда при многоцелевом наведении планируется наложить рядом несколько фрезевых отверстий). Края кожи разводят ранорасширителем Янсена (рис. 12-2), височную мышцу (если отверстие располо-



Рис. 12-2.

жено в височной области) необходимо развести по ходу волокон. Надкостницу рассекают и отводят распатором. Наложение фрезевого отверстия осуществляют по общепринятой методике. Твердую мозговую оболочку вскрывают крестообразным разрезом после проведения диатермокоагуляции по линии разреза.

После вскрытия твердой мозговой оболочки участок мозговой коры, через который планируется введение стереотаксической канюли, подвергают диатермокоагуляции. В случае предлежания коркового сосуда фрезевое отверстие расширяют кусачками. Перед введением канюли в мозг убеждаются, что она свободно проходит через мягкую мозговую оболочку и не отодвигает поверхность коры в глубь черепа при своем прохождении к целевой точке. При многоцелевом стереотаксическом наведении канюлю, после осуществления воздействия в целевой точке, извлекают, перенастраивают шкалы направляющих стереотаксического аппарата и вновь вводят канюлю в мозг (рис. 12-3).

После окончания воздействий в целевых точках стереотаксическую раму удаляют с головы больного. Рассеченную твердую мозговую оболочку не ушивают, отверстие в ней закрывают кусочком гемостатической губки, пластины «Тахокомб» или «Surgicell». Костное отверстие можно заполнить костной стружкой. Операция завершается ушиванием мягких тканей.

### **Виды стереотаксических воздействий**

Различают диагностические и лечебные стереотаксические воздействия. Среди диагностических выделяют: биопсию ткани мозга; запись электри-

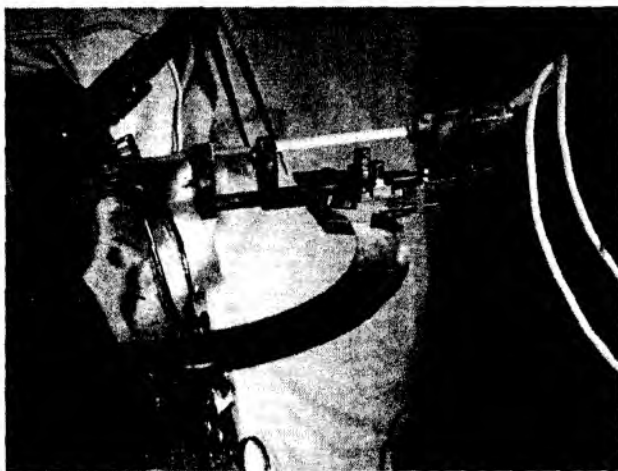


Рис. 12-3.

ческих потенциалов глубоких структур мозга – электросубкортикографию; измерение электрического сопротивления ткани мозга – импедансометрию; диагностические электрофизиологические воздействия на глубокие структуры – электрополяризацию и электростимуляцию.

Среди лечебных стереотаксических воздействий на мозг различают деструктивные и недеструктивные. Деструктивные воздействия вызывают локальные разрушения ткани запрограммированного объема и используются как при лечении новообразований мозга, так и в функциональной нейрохирургии. В последнем случае точечная деструкция проводящего пути мозга или подкорковой структуры, участвующих в формировании устойчивого патологического состояния, позволяет разрушить патологическую функциональную систему, что приводит к уменьшению или исчезновению симптомов заболевания. Во избежание интраоперационных осложнений, перед выполнением стереотаксических деструкций, в целевой точке проводят диагностическое воздействие (электростимуляции, запись электрических потенциалов) или пробное (обратимое) выключение ткани мозга.

В настоящее время используют такие методы деструкции, как термодеструкция переменным током высокой частоты (диатермокоагуляция), электролизис постоянным током, криодеструкция, лазерная термодеструкция, имплантация радиоактивных изотопов или одномоментная деструкция источником рентгеновского излучения, введенным в мозг. Кроме того, существует методика дистанционного стереотаксического радиационного воздействия, не требующего разреза ткани и осуществления хирургического

доступа, с использованием аппаратов «Гамма-нож» и «Кибер-нож», а также метод деструкции подкорковых структур сфокусированным ультразвуком.

Недеструктивные лечебные воздействия не связаны с разрушением ткани мозга. К таким воздействиям относят электростимуляции подкорковых структур временно или постоянно имплантированными электродами, имплантации стволовых клеток, локальную противоопухолевую химиотерапию, эвакуацию содержимого внутримозговых абсцессов и гематом, стереотаксическую имплантацию вентрикулоперитонеальных шунтов.

### **Стереотаксическая биопсия**

Известно несколько вариантов конструкции стереотаксических канюль для взятия биопсийного материала. Наиболее подходящей для биопсии внутримозговых опухолей является канюля Sedan-Nashold, состоящая из двух трубок, концентрически вставляющихся одна в другую. Каждая из этих трубок имеет запаянный конец и небольшое отверстие в боковой поверхности вблизи кончика. Наружный диаметр канюли составляет 1,5–2,5 мм.

При введении канюли в мозг ее ограничитель настраивается таким образом, чтобы отверстие на ее активном конце соответствовало положению целевой точки. При достижении целевой точки, вращением внутренней трубки по отношению к внешней, добиваются совмещения отверстий в обеих трубках, тем самым открывая «окошко» для взятия биопсии. Затем к проксимальному концу внутренней трубки присоединяют шприц, с помощью которого, оттягивая поршень, создают в ней разрежение, благодаря чему участок мозговой ткани в области целевой точки засасывается внутрь трубки.

Одновременно производят вращение внутренней трубки по своей оси, тем самым отсекая краем «окошка» втянувшийся участок ткани. После этого внутреннюю трубку извлекают вместе с взятым материалом для исследования. Материал перемещают в пробирку, после чего внутреннюю трубку вставляют обратно внутрь внешней. Как правило, берется несколько образцов материала в целевой точке и в точках, расположенных по обратному ходу стереотаксической канюли. Объем полученного образца ткани составляет несколько кубических миллиметров, в зависимости от внутреннего диаметра канюли и размера окошка на ее конце.

### **Воздействия при помощи интрацеребральных электродов**

Существует несколько вариантов конструкции электродов, позволяющих осуществлять диагностические и лечебные воздействия на ткань мозга. Для долговременной имплантации (на срок от нескольких недель до нескольких месяцев) пригодны ленточные пучки из склеенных между собой



шести проволочных электродов из нихромовой или золотой проволоки диаметром 0,1 мм, покрытых фторопластовой изоляцией. Площадь контактной поверхности каждого электрода составляет 0,1–0,2 мм<sup>2</sup>, контактные поверхности соседних электродов в пучке сдвинуты между собой с шагом, составляющим около 2 мм. Такие электроды могут использоваться для записи электросубкортикограмм, электролизисов ткани мозга постоянным током, диагностических электростимуляций и электрополяризаций.

Запись электросубкортикограмм используется, как правило, в качестве инвазивной диагностики у пациентов с эпилепсией. Благодаря возможности имплантации на длительный срок, записи производятся неоднократно и в разное время суток, что позволяет более объективно осуществить регистрацию эпилептических очагов.

Для локального разрушения постоянным током (анодного электролизиса) используется стабилизированный источник постоянного тока. Деструкция производится биполярно, т.е. через две соседние контактные поверхности электродного пучка: на одну из поверхностей подается положительный электрический потенциал, на другую – отрицательный. При силе тока 5 мА и экспозиции 300 с зона деструкции представляет собой ограниченный объем диаметром 4–5 мм (рис. 12-6). Метод используется для локальной деструкции зон мозга как самостоятельно, так и в сочетании с другими методами локального стереотаксического воздействия при лечении больных паркинсонизмом, эпилепсией, психическими расстройствами и т.д. Для электролизиса пригодны только электродные пучки, выполненные из золотой проволоки.

Электрополяризация – это обратимое выключение ткани мозга, выполняющееся перед проведением анодного электролизиса посредством долговременных электродных пучков. Эти воздействия производят с диагностической целью, их проведение позволяет избежать осложнений после выполнения электролизисов. Электрополяризации проводят плавно нарастающим постоянным током от 0 до 1 мА в течение 10 с, и затем через 10 с ток постепенно снижают до нуля.

Диагностические электростимуляции через имплантированные долговременные электродные пучки выполняются биполярно, прямоугольными импульсами тока длительностью 1 мсек, сериями от 4 до 50 импульсов в секунду, силой тока от 0,1 до 2 мА в зависимости от порога возбудимости исследуемых структур мозга. Электростимуляции глубинных внутримозговых мишеней могут выполняться как для физиологической идентификации структур, в которые имплантированы пучки, так и с лечебной целью при эпилепсии, паркинсонизме и других двигательных нарушениях. Курсы лечебных электростимуляций через долговременные электродные пучки проводят сериями импульсов длительностью 5–10 с с интервалом в 1 мин, от 10 до 30 посылок.

Электроды цилиндрической формы диаметром 0,8–1,2 мм с 4–6 кольцевидно окаймляющими электрод контактными поверхностями, расположенными вблизи активного конца, могут использоваться как для кратковременной, так и для пожизненной имплантации в головной мозг пациента. Материалом для контактных поверхностей служат нержавеющая сталь либо платиново-иридиевый сплав. Такие электроды изготавливают в условиях промышленного производства (фирмы DIXI, Medtronic и т.д.).

С помощью электродов такого типа осуществляют хроническую лечебную электростимуляцию (DBS-deepbrainstimulation) глубоких подкорковых структур у пациентов с двигательными нарушениями, психическими расстройствами, болевыми синдромами, эпилепсией и болезнью Альцгеймера. В отличие от курсов лечебной стимуляции, выполняемых при помощи проволочных долговременных электродных пучков, в данном случае имплантация электродов и электростимуляция структур мозга пациента (нейромодуляция) производятся пожизненно.

Периферические концы вживленных электродов выводятся через фрезевые отверстия под кожу и соединяются с генератором импульсов, имплантированным в подключичной области. Электростимуляция производится переменным током частотой 80–185 Гц. Клинический эффект электростимуляции аналогичен эффекту деструкций в соответствующих внутримозговых структурах, однако, в отличие от деструкций, эффект электростимуляций обратим и не вызывает повреждения мозговой ткани. Прекращение стимуляции вновь вызывает появление симптоматики заболевания у пациента. Оптимальные для подавления патологической симптоматики амплитуда и частота тока подбираются индивидуально в послеоперационном периоде.

Электроды этого типа также пригодны для интраоперационной записи электросубкортикограмм (диагностика эпилептической активности в глубинных структурах мозга). Описана также возможность выполнения с их помощью диатермокоагуляции глубинных структур мозга при паркинсонизме (M.Y. Oh et al., 2001). Коагуляцию осуществляют биполярным пропусканием тока 38 мА частотой 250 кГц в течение 60 с через соседние контактные поверхности, с предварительной моно- и биполярной диагностической электростимуляцией с частотой тока 150 Гц и напряжением от 0 до 10 В.

### **Стереотаксическая термодеструкция**

Наиболее часто выполняемым стереотаксическим деструктивным воздействием на глубокие структуры мозга в функциональной нейрохирургии является диатермокоагуляция переменным током высокой частоты (радиочастотная термодеструкция). Очаг деструкции ткани мозга, полученный та-

ким способом, четко ограничен от окружающей ткани. Кроме того, размер деструкции можно регулировать, меняя температуру и длительность воздействия, при этом отмечается хорошая повторяемость размеров и формы очага при стандартных параметрах деструкции.

Аппарат для стереотаксической термодеструкции переменным током состоит из многополюсного электрода диаметром 1,1–1,6 мм для стереотаксического введения в целевые точки мозга и генератора переменного тока. Монополярный электрод изолирован на всем протяжении, кроме активного конца, свободного от изоляции на протяжении 3–10 мм. В качестве источников переменного тока наибольшее распространение получили радиочастотные генераторы COSMAN RFG-1A и COSMAN G4. Приборы позволяют регулировать частоту и амплитуду тока, температуру активного конца электрода и время экспозиции при высокой температуре, что влияет на конечный размер получаемого очага деструкции ткани мозга. С помощью указанных приборов также возможно проводить диагностические воздействия через используемый электрод – импедансометрию, пробные электростимуляции и регистрацию электрических потенциалов мозга.

Деструкции проводят монополярным переменным током частотой 500 кГц при температуре 60–85° и экспозиции 60–120 с. Диагностические воздействия перед проведением деструкции включают: импедансометрию (позволяющую различить серое, белое вещество и ликвор), пробные электростимуляции (током до 10 мА частотой 6 Гц и до 5 мА частотой 120 Гц) и кратковременное обратимое выключение ткани мозга путем ее нагревания до температуры 42–44°С. В некоторых клиниках дополнительно проводят микроэлектродную регистрацию в целевых точках для более точной идентификации подкорковых ядер. При отсутствии негативных эффектов проводят окончательную экспозицию в целевых точках. Диаметр очага деструкции в структурах мозга, в зависимости от размера электрода и параметров воздействия, может составлять от 3–4 до 12 мм.

Другим достаточно редким способом стереотаксической термодеструкции является воздействие высокоэнергетического лазерного излучения. Этот способ деструкции может использоваться для стереотаксического разрушения внутримозговых опухолей. В качестве источника излучения обычно используют углекислотные (CO<sub>2</sub>) и неодим-иттрий-алюминий-гранатовые (Nd:YAG) лазеры с длинами волн 10,6, 1,064 и 1,318 мкм.

Энергия лазерного излучения подается в опухолевую ткань по стереотаксически введенным в целевую точку световодам. В ряде случаев проводится предварительное системное введение фотосенсибилизаторов для увеличения энергопоглощения тканью опухоли (стереотаксическая фотодинамическая терапия). Недостатком лазерного стереотаксического воздействия является непредсказуемость объема и формы получаемой деструкции вследствие неомогенной оптической плотности ткани, что делает невозможным точное планирование положения очагов деструкции. Другим суще-

ственным недостатком лазерной термодеструкции, ограничивающим ее применение, является невозможность пробных воздействий в целевых точках.

## Стереотаксическая криодеструкция

Деструктивное воздействие низких температур на ткань мозга объясняется следующими факторами:

- 1) образованием льда, повреждающего клеточные мембраны, в клеточной и межклеточной жидкости;
- 2) дегидратацией клеток (осмотический шок) в процессе образования льда и повышения осмотического давления в межклеточном пространстве;
- 3) ишемией замороженной части ткани за счет стаза и тромбообразования в мелких кровеносных сосудах;
- 4) прекращением подвижности цитоплазмы (термальный шок);
- 5) разрушением молекул липопротеинов и фосфолипидов в клеточных мембранах;
- 6) перемещением микрокристаллов льда в ткани во время оттаивания замороженного участка.

Участок криодеструкции, аналогично диатермокоагуляции, всегда четко ограничен от окружающей неповрежденной части мозга. Размеры очага криодеструкции характеризуются предсказуемостью и строгой повторяемостью при постоянстве параметров криовоздействия на мозг. Преимуществом криометода является то, что он, в отличие от диатермокоагуляции, не вызывает повреждения стенок крупных внутримозговых сосудов, благодаря отогревающему действию кровотока в них. Кроме того, положительное значение имеют отсутствие общих и минимальная выраженность местных тканевых реакций на очаг крионекроза и возможность обратимых воздействий в тканях при охлаждении активного конца криоинструмента в пределах температур до  $-20^{\circ}\text{C}$ .

Криохирургический стереотаксический инструмент представляет собой термоизолированную канюлю, предназначенную для введения в ткань мозга, на активном конце которой находится холодовая камера, лишенная термоизоляции. Среди существующих криохирургических аппаратов можно выделить два основных типа. Первый тип аппаратов (I.S. Соорег, 1962; Э.И. Кандель, 1981) использует в качестве источника холода жидкий азот и обеспечивает охлаждение в зоне воздействия до температуры  $-120 \dots -130^{\circ}\text{C}$ .

Другой вариант криохирургического устройства использует в качестве источника холода (хладагента) сухой лед. В качестве хладоносителя, циркулирующего внутри криоканюли и обеспечивающего охлаждение мозговой ткани, в этом криоприборе используется ацетон (В.Б. Низковолос, А.Д. Аничков, 2006). Такой аппарат охлаждает ткань в целевой точке мозга до температуры  $-70^{\circ}\text{C}$ , также предусмотрен режим «диагностического» об-

ратимого холодового воздействия при охлаждении до  $-20^{\circ}\text{C}$ . В активный конец канюли встроены датчик температуры. В наборе криохирургического аппарата имеются стереотаксические криоканюли, позволяющие получать очаги деструкции в зоне криовоздействия объемом соответственно 0,2, 1, 3, 5 и  $7\text{ см}^3$ . Время криоэкспозиции в целевых точках составляет 4 мин.

Последняя конструкция более пригодна для стереотаксической деструкции ткани мозга, поскольку характеризуется лучшей управляемостью (возможностью быстро прекратить охлаждение при появлении неблагоприятных клинических эффектов), проще и безопаснее в работе по сравнению с приборами, работающими с жидким азотом. Кроме того, температура сухого льда имеет преимущество по сравнению с температурой жидкого азота в отношении эффективности и безопасности воздействия на мозг, поскольку охлаждение до температуры ниже  $-100^{\circ}\text{C}$  ухудшает адгезию мозговой ткани к активному концу криозонда, что уменьшает температурный контакт с тканью и снижает скорость замораживания (В.Б. Низковолос, 2006). Еще одним недостатком замораживания до сверхнизких температур является то, что оно может вызвать формирование «ледяных переломов» замороженной ткани с повреждением крупных сосудов и возникновением кровотечения после оттаивания, тогда как при температурах выше  $-100^{\circ}\text{C}$  этот эффект не наблюдается (Г.Г. Прохоров, 2004).

Криодеструкция может применяться в виде метода лечебного воздействия как в функциональном, так и в нефункциональном стереотаксисе. В целевых точках отмечено постепенное формирование ликворных кист диаметром 0,5–2,8 см, в зависимости от размеров используемой криоканюли (рис. 12-4 и 12-5). При лечебном стереотаксическом воздействии на ткань опухоли отмечается усиление иммунной реакции организма против выживших или рецидивных злокачественных клеток (Т. Fukagai et al., 1990; L.P. Kindzel'ski et al., 1991). Иммуностимулирующий эффект криодеструкции объясняется отсутствием денатурации антигенов ткани опухоли при ее холодовом разрушении (в отличие от других методов деструкции) и возможностью стимуляции ими противоопухолевого клеточного иммунного ответа.

### **Стереотаксические воздействия, вызываемые источниками ионизирующей радиации**

Методика стереотаксической деструкции подкорковых структур при помощи имплантации капсул с радиоактивными изотопами в прошлые годы была довольно распространена в функциональной нейрохирургии. В качестве примера можно привести предложенную G. Knight в 1965 г. операцию субкаудатной тректотомии, применявшуюся у пациентов с депрессивными расстройствами и синдромом навязчивых состояний.

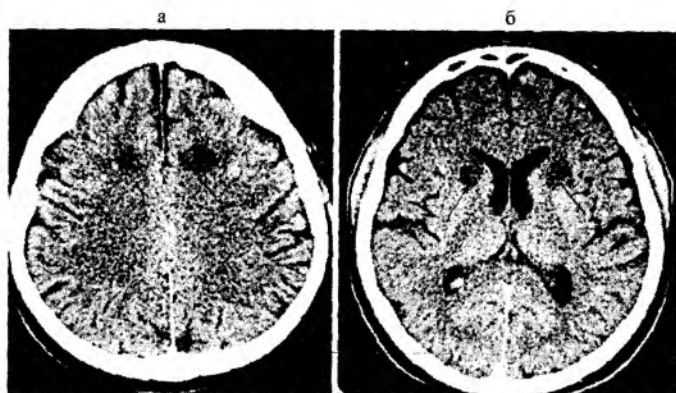


Рис. 12-4.

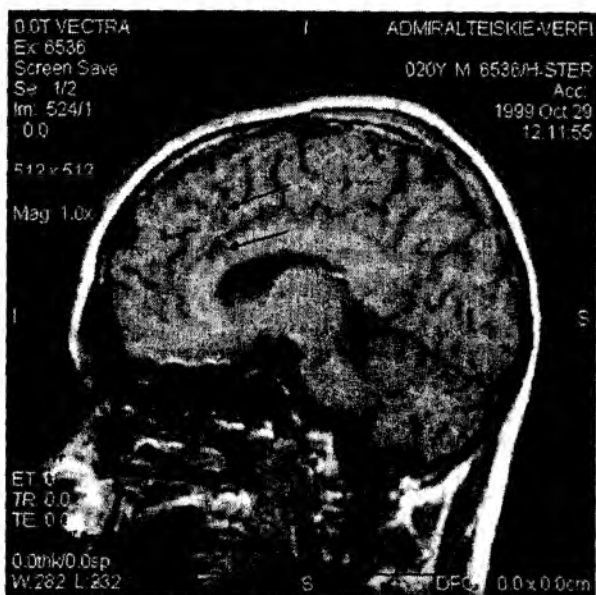


Рис. 12-5.

При этой операции выполняли билатеральную деструкцию волокон белого вещества, расположенных в проекции задних отделов прямой извилины, вентрально от головки хвостатого ядра. В указанные зоны вводили радиоактивные источники Иттрия-90 (по 3-5 источников в каждое из

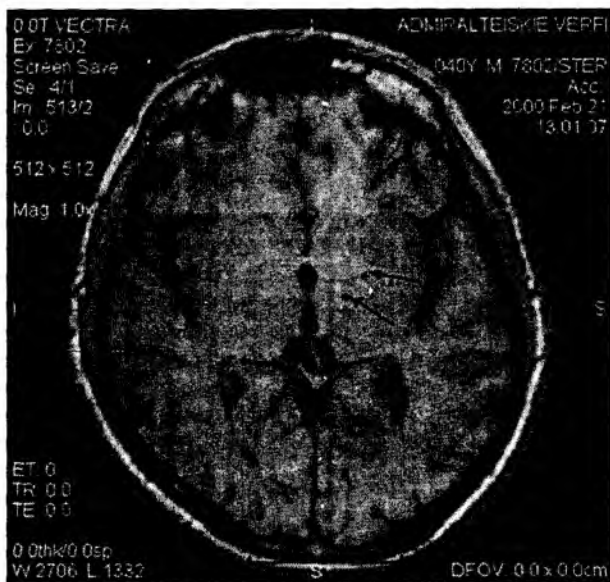


Рис. 12-6.

полушарий мозга), что приводило к формированию участков радионекроза в белом веществе обоих полушарий размером  $20 \times 20 \times 5$  мм. Однако в последующие годы в функциональном стереотаксисе радиоактивные источники были вытеснены другими методами локальной деструкции.

В нефункциональном стереотаксисе капсулы с радиоактивными изотопами могут использоваться с целью локального разрушения опухолей мозга, которые не могут быть удалены (стереотаксическая брахитерапия). В качестве имплантируемых источников наибольшее распространение получили изотопы I-125 и Ir-192. Источники обладают высокой степенью локальности воздействия на опухолевую ткань, при этом доза суммарного воздействия имплантированных капсул может быть рассчитана и учтена при расчетной предоперационной подготовке.

Следует отметить, что радиоактивные источники для тканевой имплантации имеют высокую стоимость, их хранение, транспортировка и стереотаксическая имплантация являются весьма трудоемкими и требуют специальных мер по радиационной защите пациентов и персонала. По этим причинам их использование в современной стереотаксической нейрохирургии достаточно ограничено.

Второй способ радиационного воздействия, использующийся только в нефункциональном стереотаксисе – интерстициальная радиохирургия, при

которой производится интраоперационное облучение целевой зоны головного мозга миниатюрным источником рентгеновского излучения, выполненным в форме стереотаксической канюли. Этот метод воздействия осуществляется посредством рентгеновского излучателя IntraBeam PRS-500 (фирма KarlZeiss), для которого предусмотрена возможность стереотаксического введения в опухоль мозга.

Достоинством метода является возможность одномоментного подведения значительной дозы рентгеновского облучения к опухолевой ткани при практически полном отсутствии лучевой нагрузки на непораженные участки мозга, окружающие ткани пациента, а также и персонал. При этом величина поглощенной тканями дозы абсолютно предсказуема и может быть спланирована во время расчетной предоперационной подготовки (W.T. Curry et al., 2005; G. Pantazis et al., 2009). Данный способ получил применение в основном при лечении церебральных метастазов.

Третьим вариантом использования радиации в стереотаксисе является дистантная радиохирургия с использованием установок «Гамма-нож» и «Кибер-нож». Сфокусированное облучение целевых точек мозга хорошо переносится пациентами и может проводиться в амбулаторных условиях, поскольку не требует проведения кожного разреза и сверления черепа. Современные дистантные радиохирургические установки обеспечивают высокую точность наведения и могут использоваться как в нефункциональном, так и в функциональном стереотаксисе.

Дистантное радиохирургическое разрушение рекомендуется проводить при глубоко расположенных новообразованиях мозга (главным образом метастазах, а также рецидивных глиомах и менингиомах), не превышающих 3 см в диаметре. В связи с хорошей переносимостью такое вмешательство может быть проведено у пожилых пациентов и у больных, имеющих общесоматические противопоказания к оперативному лечению.

В функциональном стереотаксисе проведение дистантных радиохирургических вмешательств на глубинных структурах мозга проводится у пациентов с паркинсонизмом, психическими нарушениями, тригеминальной невралгией и эпилепсией. Достоинством методики, как и в нефункциональном стереотаксисе, является хорошая переносимость метода, отсутствие опасности инфицирования и кровотечения, а также возможность лечения в амбулаторных условиях.

В то же время результаты функциональных вмешательств с помощью дистантной радиохирургии хуже по сравнению с другими видами стереотаксических операций. Это объясняется невозможностью проведения пробных воздействий на структурах-мишенях, а также тем, что достаточно трудно предсказать объем конечного разрушения в целевой структуре. При этом радионекроз формируется постепенно, в течение нескольких месяцев, и процесс увеличения очага воздействия в головном мозге (в том числе, с



возможным нежелательным его распространением на соседние структуры мозга) фактически является неуправляемым.

Этого недостатка лишена система дистантного стереотаксиса ExAblate Neuro, позволяющая формировать локальные участки термодеструкции вещества головного мозга при помощи транскраниально сфокусированного ультразвука. Очаги деструкции формируются в процессе воздействия и могут быть проконтролированы при помощи МРТ-сканирования в режиме реального времени.

### **Другие методы стереотаксических воздействий**

В некоторых клиниках при внутримозговых новообразованиях небольшого размера применяется стереотаксическая краниотомия – методика открытого микрохирургического удаления опухоли, при которой доступ к глубоко расположенному образованию выполняется при помощи стереотаксической техники и является малотравматичным.

Локальная внутриопухолевая химиотерапия проводится при помощи стереотаксической имплантации в опухолевую кисту катетера, соединяющегося затем подкожно с имплантированным резервуаром Оттауа, в который в послеоперационном периоде производят инъекции лекарственных веществ.

Стереотаксическая эвакуация внутримозговых гематом и содержимого абсцессов производится при помощи двухканальной канюли со шнеком, работающим по типу «винта Архимеда». Один из каналов используется для удаления патологической жидкости, по второму может подаваться физиологический раствор для отмывания сгустков, которые извлекаются при помощи шнека. При преобладании в объеме гематомы сгустков в ее полости на несколько суток оставляют дренаж, через который можно вводить препараты, обладающие фибринолитической активностью, с целью постепенного лизирования сгустков и их отхождения через дренажную трубку.

Нефункциональные стереотаксические операции можно успешно использовать при хирургическом лечении пациентов с доброкачественной внутричерепной гипертензией. Поскольку желудочки у таких пациентов, как правило, не расширены, стереотаксический метод в таких случаях позволяет менее травматично осуществить имплантацию вентрикулярного катетера и выполнить вентрикулоперитонеальное шунтирование.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Абраков Л.В.* Основы стереотаксической нейрохирургии. – Л.: Медицина, 1975. – 231 с.
2. *Аничков А., Холявин А., Мелючева Л.* Сочетанные стереотаксические операции в лечении паркинсонизма // IV Съезд нейрохирургов России: Материалы съезда 18–22 июня 2006 г. – М., 2006. – С. 447–448.
3. *Аничков А.Д.* Стереотаксический аппарат для введения долгосрочных внутримозговых электродов // Физиология человека, 1977. – Т. 3. – № 2. – С. 372–375.
4. *Аничков А.Д., Гурчин А.Ф., Низковолос В.Б., Холявин А.И.* Стереотаксическая криохирургия в нейроонкологии / Вестник новых медицинских технологий, 2010. – Т. XVII. – № 1. – С. 156–159.
5. *Аничков А.Д., Мелючева Л.А., Обляпин А.В., Плотникова И.В., Поляков Ю.И., Холявин А.И., Медведев С.В.* Опыт хирургического лечения синдрома Жилля де ля Туретта / Журнал неврологии и психиатрии им. С.С. Корсакова, 2006. – № 8. – С. 58–61.
6. *Аничков А.Д., Мелючева Л.А., Холявин А.И., Полонский Ю.З., Обляпин А.В.* Роль метода вживленных электродов в организации этапного хирургического лечения пациентов с височной эпилепсией // Российский нейрохирургический журнал им. профессора А.Л. Поленова. – Т. 3. – Специальный выпуск. – «Поленовские чтения»: материалы X юбилейной научно-практической конференции. – СПб: Человек и его здоровье, 2011. – С. 398.
7. *Аничков А.Д., Никитин М.А., Полонский Ю.З., Попов А.Б., Низковолос В.Б., Обляпин А.В., Шкурина Н.К.* Новая универсальная стереотаксическая система // Актуальные вопросы стереохирургии эпилепсии / Под ред. В.П. Берснева – СПб.: РНХИ, 1993. – С. 177–187.
8. *Аничков А.Д., Полонский Ю.З., Камбарова Д.К.* Стереотаксическое наведение. Теория и опыт клинического применения ЭВМ-методики. – Л.: Наука, 1985. – 161 с.
9. *Аничков А.Д., Полонский Ю.З., Низковолос В.Б.* Стереотаксические системы. – СПб.: Наука, 2006. – 142 с.
10. *Аничков А.Д., Поляков Ю.И., Холявин А.И., Точилов В.А., Снедков Е.В.* Стереотаксический метод в клинике психиатрии: учебное пособие. – СПб: Изд-во СЗГМУ им. И.И. Мечникова, 2013. – 60 с.
11. *Аничков А.Д., Холявин А.И., Полонский Ю.З.* Локализация вентролатеральной группы ядер таламуса при подготовке стереотаксических операций. // Тезисы Всероссийской научно-практической конференции «Поленовские чтения» 22–24 апреля 2009 г.: СПб, 2009. – С. 358–359.
12. *Аничков А.Д., Холявин А.И., Полонский Ю.З., Поляков Ю.И., Митрофанов А.Ю.* Опыт хирургического лечения резистентных форм психических расстройств / Нейрохирургия, 2009. – № 3. – С. 30–36.
13. *Аннарауд Д.К.* Методика нелинейных преобразований внутримозгового пространства при стереотаксических расчетах с целью учета вариабельности структур головного мозга / Физиология человека, 1976. – Т. 2. – № 2. – С. 325–328.
14. *Беляев В.В., Иванников Ю.Г., Усов В.В.* Математическая процедура преобразования координат при стереотаксических операциях на человеке // Проблемы клинической и экспериментальной физиологии головного мозга. – Л., 1967. – С. 25–30.

15. *Беляев В.В., Иванников Ю.Г., Усов В.В.* Метод расчета координат в произвольной системе координат на электронной вычислительной машине / *Вопр. Нейрохир.*, 1965. – № 4. – С. 58–61.
16. *Бехтерева Н.П., Камбарова Д.К.* Эмоциональный мозг человека // *Эмоции и поведение, системный подход*. – М., 1984. – С. 44–45.
17. *Бехтерева Н.П.* Здоровый и больной мозг человека. – Л.: Наука, 1988. – 223 с.
18. *Бехтерева Н.П., Грачев К.В., Орлова А.Н., Яцук С.Л.* Использование множественных электродов, вживленных в подкорковые структуры мозга человека, для лечения гиперкинеза / *Журнал неврологии и психиатрии им. Корсакова*, 1963. – № 1. – С. 12–18.
19. *Борхунова Е.Н., Шафранов В.В., Таканов А.В.* Механизм повреждения и особенности репарации при низкотемпературной деструкции / 15-й Всемирный конгресс Международного общества криохирургии 1–4 октября 2009 г.: материалы конгресса. – СПб, 2009. – С. 79–80.
20. *Бродская З.Л., Скворцова Т.Ю., Рудас М.С., Гурчин А.Ф., Медведев С.В.* Позитронно-эмиссионная томография в предоперационной дифференциальной диагностике церебральных астроцитом / III Съезд нейрохирургов России: материалы съезда. – СПб: МГВ, 2002. – С. 653–654.
21. *Будрик В.В.* Физические основы криометодов в медицине: учебное пособие / под ред. А.М. Архарова, В.И. Коченова – М.: Лика, 2007. – 136 с.
22. *Воевин Р.Я., Шустин В.А., Степанова Т.С., Корзнев А.В.* Показания и принципы отбора больных для стереотаксических операций при некоторых некурабельных психопатологических расстройствах / *Информационное письмо*. – СПб.: МЗ и МП РФ, 1995. – 18 с.
23. *Гайдар Б.В., Аничков А.Д., Шустин В.А., Корзнев А.В., Шамрей В.К.* Современное состояние проблемы и опыт использования нейрохирургических методов в комплексном лечении некурабельных психических расстройств // *Социальная и клиническая психиатрия*. – 2002. – № 4. – С. 38–45.
24. *Гайдар Б.В., Парфенов В.Е., Низковалос В.Б., Медведев С.В., Аничков А.Д., Мартынов Б.В., Холявин А.И.* Способ лечения глиальных новообразований мозга. Патент RU 2250087 С1. Зарегистрировано в Государственном реестре изобретений Российской Федерации 20 апреля 2005 г.
25. *Голанов А.В., Струкалев В.В., Котельникова Т.М., Пронин И.Н., Долгушин М.Б., Горлачев Г.Е., Ильялов С.Р., Подопригора А.А., Кобяков Г.Л., Лошаков В.А.* Стереотаксическая радиотерапия и радиохirurgия метастазов в головной мозг. Материалы V Съезда нейрохирургов России. Уфа, 2009. С. 257.
26. *Голубев В.Л., Левин Я.И., Вейн А.М.* Болезнь Паркинсона и синдром паркинсонизма. – М., 2000.
27. *Гуцанский С.С., Морозов В.В.* Стереотаксическое удаление и локальная фибринолитическая терапия нетравматических интрацеребральных гематом как метод выбора / *Нейрохирургия*, 2000. – № 4. – С. 18–21.
28. *Еремеев Д.В.* Фотодинамическая терапия в стереотаксическом хирургическом лечении злокачественных глубоко расположенных глиальных опухолей головного мозга (экспериментальное исследование). Автореф. дис. ... канд. Екатеринбург, 2008 – 23 с.
29. *Залуцкий И.В., Ошарин В.В.* Брахитерапия в лечении больных с глиальными опухолями головного мозга / *Вопросы онкологии*, 2008. – № 5. – С. 555–564.
30. *Зернов Д.Н.* Энцефалометр. Прибор для определения положения частей мозга у живого человека // *Тр. физико-медицин. общества при Моск. Университете*. – М., 1889. – Т. 2. – С. 70–80.

31. *Иванников Ю.Г.* Использование ЭВМ при стереотаксических операциях на головном мозге. – Л.: Наука, 1969. – 150 с.
32. *Исагулян Э.Д., Шабалов В.А.* Хирургическое лечение центральных болевых синдромов / *Нейрохирургия*, 2009. – № 3. – С. 8–16.
33. *Календер В.А.* Компьютерная томография. Основы, техника, качество изображений и области клинического использования. – М.: Техносфера, 2006. – 344 с.
34. *Кандель Э.И.* Паркинсонизм и его хирургическое лечение. – М.: Медицина, 1965. – 266 с.
35. *Кандель Э.И. (ред.)* Криохирургия. – М.: Медицина, 1974. – 303 с.
36. *Кандель Э.И.* Функциональная и стереотаксическая нейрохирургия. – М., 1981. – 367 с.
37. *Клименко Т.В., Субханбердина А.С.* Синдромокинез патологического влечения к опиоидам // *Наркология*. – 2002. – № 11. – С. 31–34.
38. *Козаченко А.В.* Метод определения стереотаксических координат мишеней головного мозга человека по данным рентгеновской компьютерной томографии: автореф. дис. ... канд. техн. наук / А.В. Козаченко. – СПб., 2007. – 21 с.
39. *Козель А.И., Гиниятуллин Р.У., Исмагилова С.Т., Еремеев Д.В., Астахова Л.В., Игнатьева Е.Н.* Экспериментальное обоснование фотодинамической стереотаксической терапии глубинных глиальных опухолей головного мозга / *Материалы V Съезда нейрохирургов России*: Уфа, 2009. – С. 274–275.
40. *Корзнев А.В., Тец И.С., Шустин В.А.* Стереотаксические операции при тяжелых некурабельных формах обсессивного синдрома // *Обзорные психиатрии и мед. психологии*, 1991. – № 1. – С. 104–106.
41. *Коченов В.И.* Криохирургическая профилактическая онкология. – Н. Новгород: онКолор, 2000. – 56 с.
42. *Лайтинен Л.В., Тойвакка Е., Вилкки И.* Ротральная цингулотомия при психических нарушениях (электрофизиологические, психологические и клинические данные) / *Журнал Вопросы нейрохирургии им. Бурденко*, 1973. – № 1. – С. 23–29.
43. *Луцик А.А., Аничков А.Д., Полонский Ю.З., Низковолос В.Б.* // Стереонейрохирургический метод в комплексной терапии опийной наркомании // *Повреждения мозга*. – СПб, 1999. – С. 394–396.
44. *Мартынов Б.В., Холявин А.И., Парфенов В.Е., Низковолос В.Б., Труфанов В.Е., Фокин В.А., Декан В.С., Алексеева Н.П., Грачева П.В., Кофман А.В., Свиствова Д.В.* Метод стереотаксической криодеструкции в лечении больных с глиомами головного мозга / *Вопросы нейрохирургии им. Н.Н. Бурденко*, 2011. – Т. 75. – № 4. – С. 17–24.
45. *Матковский В.С., Иова А.С.* Стереотаксическая нейрохирургия в лечении эпилепсии / *Нейрохирургия*, 2009. – № 3. – С. 32–37.
46. *Медведев С.В., Аничков А.Д., Поляков Ю.И.* Физиологические механизмы эффективности стереотаксической билатеральной цингулотомии в лечении устойчивой психической зависимости при наркомании / *Физиология человека*, 2003. – Т. 29. – № 4. – С. 117–123.
47. *Медведев С.В., Скворцова Т.Ю., Красикова Р.Н.* ПЭТ в России: Позитронно-эмиссионная томография в клинике и физиологии / С.В. Медведев, Т.Ю. Скворцова, Р.Н. Красикова. – 2008. – 318 с.
48. *Низковолос В.Б.* Биофизическое и медико-техническое обоснование локальных воздействий на ткани мозга для стереотаксической нейрохирургии. Дис. ... докт. техн. наук. – С.-Петербург, 2006. – 286 с.

49. Низковолос В.Б., Аничков А.Д. Устройство для криохирургического воздействия: Патент на изобретение № 2115377 Россия.
50. Низковолос В.Б., Холявин А.И., Гурчин А.Ф. Практические аспекты использования совмещенной МСКТ-ПЭТ в стереотаксической нейроонкологии / Российский нейрохирургический журнал им. профессора А.Л. Поленова, 2012. – № 2. – С. 16–19.
51. Никитин М.А. Стереотаксический манипулятор «Ореол» // Клинический стереотаксис. Опыт и перспективы применения отечественного нейрохирургического манипулятора «Ореол»: СПб., 2001. – С. 6–8.
52. Парфенов В.Е., Мартынов Б.В., Холявин А.И. Стереотаксические нейрохирургические методы в лечении малокурабельных заболеваний нервной системы // Сборник лекций по актуальным вопросам нейрохирургии. – СПб.: ЭЛБИ-СПб, 2008. – С. 340–364.
53. Полоцкий Ю.З. Методы обработки информации при расчетной интраскопии для функциональных стереотаксических операций многоцелевого наведения (для рентгенографии, КТ, МРТ): Автореф. дис. ... д-ра биол. наук. Тула, 2005. 45 с.
54. Полоцкий Ю.З., Холявин А.И., Мартынов Б.В., Парфенов В.Е., Труфанов В.Е. Безрамная расчетная магнитно-резонансная томография со стереотаксическими манипуляторами класса «Ореол» / Вестник Российской Военно-медицинской академии, 2009. – № 4(28). – С. 71–78.
55. Поляков Ю.И., Коненков С.Ю., Аничков А.Д., Абриталин Е.Ю. Катамнестическое исследование больных опиоидной наркоманией после стереотаксической билатеральной цингулотомии // Актуальные проблемы современной неврологии, психиатрии и нейрохирургии: СПб., 2003. – С. 56.
56. Прохоров Г.Г. Основы криохирургии. Обзор истории и современного состояния проблемы. – СПб, 2004. – [Электронный ресурс]. – URL: <http://www.cryoinfo.ru/libpage.asp?id1=18&id2=104>
57. Сакарэ К.М. Клиника, диагностика и хирургическое лечение височной эпилепсии методом одномоментной стереотаксической продольной гиппокампотомии: Автореферат дис. ... канд. мед. наук. – Л., 1980. – 15 с.
58. Сафонов Е., Луцки А., Любичева Н. Нейрохирургическая коррекция обсессивно-компульсивных нарушений при моно- и полинаркоманиях, игромании, алкоголизме. // IV Съезд нейрохирургов России: Материалы съезда 18–22 июня 2006 г. – М., 2006. – С. 459–460.
59. Сипитый В.И. Криохирургическое лечение опухолей головного мозга. Автореферат диссертации на соискание ученой степени доктора медицинских наук. – Харьков, 1979.
60. Томский А.А., Шабалов В.А., Гамалея А.А. и др. Глубокая стимуляция структур головного мозга при болезни Паркинсона и дистонии // Образовательный цикл «Функциональная нейрохирургия»: сборник презентаций. – Новосибирск, Россия, 2013. – С. 17–38.
61. Томский А.А., Шабалов В.А., Декопов А.В., Исагулян Э.Д., Салова Е.М. Двусторонняя электростимуляция бледного шара при торсионной дистонии / Материалы V Съезда нейрохирургов России: Уфа, 2009. – С. 373–374.
62. Тюрников В.М., Маркова Е.Д., Добжанский Н.В. Хирургическое лечение крапильной и червильной дистонии // Клинический разбор Научного центра неврологии РАМН. – Атмосфера. – Нервные болезни. – 2007. – Вып. 3. – [www.atmosphere-ph.ru](http://www.atmosphere-ph.ru)
63. Хилько В.А., Зубков Ю.Н. Внутрисосудистая нейрохирургия. – Л.: Медицина, 1985. – 216 с.

64. Холявин А.И., Аничков А.Д., Низковолос В.Б., Обляпин А.В. Криохирургическая методика в функциональной стереотаксической нейрохирургии // Вестник хирургии им. И.И. Грекова. – 2010. – № 5. – С. 94–99.
65. Холявин А.И., Аничков А.Д., Полонский Ю.З. Преоперационная МРТ-визуализация структур-мишеней функциональной стереотаксической нейрохирургии // Невский радиологический форум 2013 / Под ред. Н.А. Карловой – СПб.: Элби-СПб, 2013. – С. 18–19.
66. Холявин А.И., Гайддар Б.В., Фокин В.А., Мартынов Б.В., Парфенов В.Е., Труфанов Г.Е., Низковолос В.Б., Скворцова Т.Ю., Декап В.С., Свистов Д.В. Стереотаксическая криодеструкция глиом головного мозга: оценка данных послеоперационной томографии / Вестник Российской Военно-медицинской академии, 2012. – № 1(37). – С. 8–13.
67. Холявин А.И., Полонский Ю.З. К проблеме точности локализации целевых точек при стереотаксической томографии головного мозга. // Высокие технологии, исследования, промышленность. Т. 2: сборник трудов Девятой международной научно-практической конференции «Исследование, разработка и применение высочайших технологий в промышленности». 22–23.04.2010, Санкт-Петербург, Россия / под ред. А.П. Кудинова – СПб.: Изд-во Политехн. ун-та, 2010. – С. 56–57.
68. Цыганов Д.И. Криогенная медицинская техника и моделирование криовоздействия / 15-й Всемирный конгресс Международного общества криохирургии 1–4 октября 2009 г: материалы конгресса. – СПб, 2009. – С. 136.
69. Шабалов В.А. Хирургическое лечение экстрапирамидных расстройств // Экстрапирамидные расстройства: руководство по диагностике и лечению / под ред. В.Н. Штока, И.А. Ивановой-Смоленской, О.С. Левина – М.: МЕДпресс-информ, 2002. – С. 552–566.
70. Шабалов В.А., Томский А.А. Хирургическое лечение болезни Паркинсона (часть 1) / Нейрохирургия, 2003. – № 3. – С. 5–16.
71. Шрамка М., Надворник П. Стереотаксическая продольная гиппокампотомия и ее перспективы в лечении эпилепсии / Вопросы нейрохирургии им. Н.Н. Бурденко, 1975. – № 4. – С. 37–41.
72. Шустин В.А., Вовин Р.Я., Корзнев А.В. Хирургическая коррекция некоторых психопатологических расстройств. – СПб.: Изд. СПб ПНИИ им. В.М. Бехтерева, 1997. – 123 с.
73. Юрьев К.Л. Современные представления о структурно-функциональной организации двигательной системы человека / Украинский мидчний часопис, 2002. – № 4(30). – С. 35–38.
74. Albin R.L., Young A.B., Penney J.B. The functional anatomy of basal ganglia disorders / Trends Neurosci, 1989. – V. 12. – P. 366–375.
75. Alexander G., DeLong M.R., Strick P. Parallel organization of functionally segregated circuits linking basal ganglia and cortex / Annu Rev Neurosci., 1986. – № 9. – P. 357–381.
76. American Society for Testing and Materials Committee F-4.05: Standard performance specifications for cerebral stereotactic instruments, in Annual Book of ASTM Standards, F1266-9. Philadelphia: American Society for Testing and Materials, 1990. – P. 1–6.
77. Anichkov A.D., Nizkovołos V.B., Kholyavin A.I., Oblyapin A.V., Gurchin A.F. Cryosurgery in treatment of brain diseases // 15th World congress International Society of Cryosurgery. Proceedings of congress 1–4 October, 2009.: Saint-Petersburg, Russia. – P. 29.

78. Ballantine H.Th. Jr., Bouckoms A.J., Thomas E.K. et al. Treatment of psychiatric illness by stereotactic cingulotomy / *Biological Psychiatry*, 1987. – V. 22. – P. 807–819.
79. Bartlett J.R., Bridges P.K. The extended subcaudate tractotomy lesion // *Neurosurgical treatment in psychiatry, pain and epilepsy* / Sweet et al. (ed.). – Univ Park Press: Baltimore, 1977. – P. 387–398.
80. Benabid A.L., Pollak P., Gao D.M., Hoffman D., Limousin P., Gay E. et al. Chronic electrical stimulation of the ventralis intermedius nucleus of the thalamus as a treatment of movement disorders / *J. Neurosurg*, 1996. – V. 84. – P. 203–214.
81. Biver F., Goldman S., François A., De La Porte C., Luxen A., Gribomont B., Lotstra F. Changes in metabolism of cerebral glucose after stereotactic leukotomy for refractory obsessive-compulsive disorder: a case report / *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, 1995. – V. 58. – P. 502–505.
82. Blomstedt P., Hariz M.I. Are complications less common in deep brain stimulation than in ablative procedures for movement disorder? / *Stereotact Func Neurosurg*, 2006. – V. 84. – P. 72–81.
83. Bomin Sun, Krahl S.E., Shikun Zhan, Jianakang Shen. Improved capsulotomy for refractory Tourette's syndrome / *Stereotactic and Functional Neurosurgery*, 2005. – V. 83. – P. 55–56.
84. Bridges P.K., Bartlett J.R., Hale A.S., Poynton A.M., Malizia A.L., Hodgkiss A.D. Psychosurgery: stereotactic subcaudate tractotomy. An indispensable treatment / *Br. J. Psychiatry*, 1994. – V. 165. – № 5. – P. 599–611.
85. Broseta J., Garcia-Salorio J.L., Roldan P. et al. Stereotactic subcaudate tractotomy. Long term results and measuring of effects on psychiatric symptoms // *Modern concepts in psychosurgery* / Hichcock (ed.). – Elsevier, 1979. – P. 241–253.
86. Brown R.A. A computerized tomography-computer graphics approach to stereotaxic localization / *J Neurosurg*, 1979. – V. 50. – P. 715–720.
87. Brown R.A. A stereotactic head frame for use with CT body scanner / *Investigative Radiol*, 1979b. – V. 14. – P. 300–304.
88. Brown R.A., Roberts T.S., Osborn A.G. Stereotaxic frame and computer software for CT-directed neurosurgical localization / *Invest Radiol*, 1980. – V. 15. – P. 308–312.
89. Christmas D., Matthews K., Eljamel M.S. Neurosurgery for mental disorder / *Br. J. Psychiatry*, 2004. – V. 185. – P. 173–174.
90. Cooper I.S. Cryogenic cooling and freezing of the basal ganglia // *Confin. Neurol.*, 1962. – Vol. 22. – P. 336–342.
91. Cosgrove G.R. Surgery for Psychiatric Disorders // *CNS Spectrums*, 2000. – V. 5(10). – P. 43–52.
92. Cosgrove G.R., Hochberg F.H., Zervas N.T. et al. Interstitial irradiation of brain tumors using a miniature radiosurgery device: Initial experience / *Neurosurgery*, 1997. – V. 40. – P. 5518–5525.
93. Curry W.T., Cosgrove G.R., Hochberg F.H. et al. Stereotactic interstitial radiosurgery for cerebral metastases / *J Neurosurg*, 2005. – V. 103. – P. 630–635.
94. de Bie R.M.A., de Haan R.J., Schuurman P.R., Esselink R.A.J., Bosch D.A., Speelman J.D. Morbidity and mortality following pallidotomy in Parkinson's disease / *Neurol*, 2002. – V. 58. – P. 1008–1012.
95. Deiber M.P., Pollak P., Passingham R., Landais P., Gervason C., Cinotti L., Fris-ton K., Frackowiak R., Mauguière F., Benabid A.L. Thalamic stimulation and suppression of parkinsonian tremor: evidence of a cerebellar deactivation using positron emission tomography / *Brain*, 1993. – V. 116. – P. 267–279.

96. DeLong M.R. Primate models of movement disorders of basal ganglia origin / Trends Neurosci, 1990. – V. 13. – P. 281–285.
97. Esselink R.A.J., Bosch D.A., de Bie R.M.A., Hoffmann C.F.E., Schuurman P.R., Speelman J.D. Unilateral pallidotomy and contralateral subthalamic nucleus stimulation in Parkinson's disease / Acta Neurochir (Wien), 2000. – V. 142. – P. 1199.
98. Franzini A., Marras C., Ferroli P., Bugiani O., Broggi G. Stimulation of the posterior hypothalamus for medically intractable impulsive and violent behavior / Stereotact Funct Neurosurg, 2005. – V. 83. – № 2–3. – P. 63–66.
99. Friets E.M., Strohbenn I.W., Roberts D.W. Curvature-based nonfiducial registration for the frameless stereotactic operating microscope / IEEE Trans Biomed Eng, 1995. – V. 42. – P. 867–878.
100. Fukagai T., Tazawa K., Higaki Y., Imamura K. Changes in immunoparameters following cryosurgery in prostate cancer / Hinyokika Kiyō – Acta Urologica Japonica, 1990. – V. 36. – № 3. – P. 307–317.
101. Galloway M.N., Jeanmonod D., Liu J., Morel A. Human pallidothalamic and cerebellothalamic tracts: anatomical basis for functional stereotactic neurosurgery / Brain Struct Funct, 2008. – V. 212. – № 6. – P. 443–463.
102. Galloway R.L. Jr., Maciunas R.J., Latimer J.W. The accuracies of four stereotactic frame systems: An independent assessment / Biomed Instrum Technol, 1991. – V. 25. – P. 457–460.
103. Gao G., Wang X., He S., Li W., Wang Q., Liang Q. et al. Clinical study for alleviating opiate drug psychological dependence by a method of ablating the nucleus accumbens with stereotactic surgery / Stereotact Funct Neurosurg, 2003. – V. 81. – P. 96–104.
104. Gildenberg P.L., Tasker R.R. (eds.) // Textbook of stereotactic and functional neurosurgery. – New-York: McGraw-Hill, 1998. – 2174 p.
105. Hassler R., Munding F., Riechert T. Correlations between clinical and autoptical findings in stereotaxic operations in parkinsonism / Confin Neurol, 1965. – V. 26. – P. 282–290.
106. Heller A.C., Amar A.P., Liu C.Y., Apuzzo M.L.J. Surgery of the mind and mood: a mosaic of issues in time and evolution / Neurosurgery, 2006. – V. 59. – № 4. – P. 720–740.
107. Holloway K.L., Gaede S.E., Starr P.A., Rosenow J.M., Ramakrishnan V., Henderson J.M. Frameless stereotaxy using bone fiducial markers for deep brain stimulation / J. Neurosurg, 2005. – V. 103. – № 3. – P. 404–413.
108. Horsley V., Clarke R. The structure and function of the cerebellum examined by a new method / Brain, 1908. – V. 31. – P. 45–124.
109. Jain D., Sharma M.C., Sarkar C., Deb P., Gupta D., Mahapatra A.K. Correlation of diagnostic yield of stereotactic brain biopsy with number of biopsy bits and site of the lesion / Brain Tumor Pathol, 2006. – V. 23. – P. 71–75.
110. Kelly D., Richardson A., Mitchell-Heggs N. Stereotactic limbic leucotomy: neurophysiological aspects and operative technique / Br. J. Psychiatry, 1973. – V. 123. – P. 133–140.
111. Kindzel'ski L.P., Zlochevskaia L.L., Zakharychev V.D., Tsyganok T.V. Changes in cytotoxicity of natural killer cells and level of large granule-containing lymphocytes in patients with lung cancer under the effects of cryosurgery / Klinicheskaia Khirurgiia, 1991. – V. 5. – P. 3–5.
112. Kingsley D.P.E., Bergstrom M., Berggren B.M. A critical evaluation of two methods of head fixation / Neuroradiology, 1980. – V. 19. – P. 7–12.
113. Knight G. Stereotactic tractotomy in the surgical treatment of mental illness / J. Neurol Neurosurg Psychiatry, 1965. – V. 28. – P. 304–310.



114. *Kondziolka D., Whiting D., Germanwalaa A., Oh M.* Hardware-related complications after placement of thalamic deep brain stimulator systems / *Stereotactic and Functional Neurosurgery*, 2002. – V. 79. – P. 228–233.
115. *Laitinen L.* Differential effect of various psychosurgical approaches. Recent progress in neurological surgery. – Amsterdam: Exerpta Med, 1974. – P. 256–260.
116. *Laitinen L.V., Bergenheim A.T., Hariz M.I.* Leksell's posteroventral pallidotomy in the treatment of Parkinson's disease / *J. Neurosurg*, 1992. – V. 76. – P. 53–61.
117. *Laitinen L.V., Lilliequist B., Fagerlund M., Eriksson A.T.* An adapter for computed tomography-guided stereotaxis / *SurgNeurol*, 1985. – V. 23. – P. 559–566.
118. *Lang A.E., Lozano A.M.* Parkinson's disease: first of two parts / *N. Engl. J. Med.*, 1998. – V. 339. – P. 1044–1053.
119. *Leksell L., Jernberg B.* Stereotaxis and tomography: a technical note / *Acta Neurochir (Wien)*, 1980. – V. 52. – P. 1–7.
120. *Leksell L.* A stereotaxic apparatus for intracerebral surgery / *ActaChirScand*, 1949. – V. 99. – P. 229–233.
121. *Lenz F.A., Schnider S., Tasker R.R., Kwong R., Kwan H., Dostrovsky J.O., Murphy J.T.* The role of feedback in the tremor frequency activity of tremor cells in the ventral nuclear group of human thalamus / *ActaNeurochirSuppl (Wien)*, 1987. – V. 39. – P. 54–56.
122. *Lewin W., Whitty C.* Effects of anterior cingulate stimulation in conscious human subjects / *J. Neurophysiol.*, 1960. – V. 23. – P. 445–447.
123. *Lozano A.M., Gildenberg P.N., Tasker R.R. (eds.)* // *Textbook of Stereotactic and Functional Neurosurgery.* – Springer-Verlag Berlin Heidelberg. – 2009. – 3288 p.
124. *Lozano A.M., Mayberg H.S., Giacobbe P., Hamani C., Craddock R.C., Kennedy S.H.* Subcallosal cingulate gyrus deep brain stimulation for treatment-resistant depression / *Biol Psychiatry*, 2008. – P. 64. – № 6. – P. 461–467.
125. *Lunsford L.D. (ed.)* // *Modern stereotactic neurosurgery.* – Boston: Martinus Nijhoff Publishing, 1988. – 519 p.
126. *Maciunas R.J., Fitzpatrick J.M., Galloway R.L., Allen G.S.* Beyond stereotaxy: extreme levels of application accuracy are provided by implantable fiducial markers for interactive image-guided neurosurgery // *Maciunas R.J., editor. Interactive image-guided neurosurgery.* – Park Ridge, IL: AANS, 1993. – P. 259–270.
127. *Maciunas R.J., Galloway R.L., Jr., Latimer J., Cobb C., Zacharias E., Moore A., Mandava V.R.* An independent application accuracy evaluation of stereotactic frame systems / *Stereotact Funct Neurosurg*, 1992. – V. 58. – P. 103–107.
128. *Maciunas R.J., Galloway R.L., Jr., Latimer J.W.* The application accuracy of stereotactic frames / *Neurosurgery*, 1994. – V. 35. – № 4. – P. 682–695.
129. *Malone D.A., Jr., Dougherty D.D., Rezai A.R., Carpenter L.L., Friehs G.M., Eskandar E.N. et al.* Deep brain stimulation of the ventral capsule/ventral striatum for treatment-resistant depression / *Biol Psychiatry*, 2009. – V. 65. – № 4. – P. 267–275.
130. *McIntyre C.C., Savasta M., Walter B.L., Vitek J.L.* How does deep brain stimulation work? Present understanding and future questions / *Journal of Clinical Neurophysiology*, 2004. – V. 21. – № 1. – P. 40–50.
131. *Mental Health Act Commission: Twelfth biennial report.* – Stationery Office, 2008.
132. *Mindus P., Rasmussen S.A., Lindquist C.* Neurosurgical treatment for refractory obsessive-compulsive disorder: implications for understanding frontal lobe functions / *J. Neuropsychiatry Clin Neurosci*, 1994. – V. 6. – № 4. – P. 467–477.

133. *Mitchell-Heggs N., Kelly D., Richardson A.* Stereotactic limbic leucotomy: a follow-up at 16 months / *Br J Psychiatry*, 1976. – V. 128. – P. 226–240.
134. *Mori Y., Hayashi N., Iwase M., Yamada M., Takikawa Y., Uchiyama Y., Oda K., Kaii O.* Stereotactic imaging for radiosurgery: localization accuracy of magnetic resonance imaging and positron emission tomography compared with computed tomography / *Stereotact Func Neurosurg*, 2006. – V. 84. – P. 142–146.
135. *Munding F., Birg W.* CT-aided stereotaxy for functional neurosurgery and deep brain implants / *Acta Neurochir*, 1981. – V. 56. – P. 245.
136. *Nambu A., Tokuno H., Takada M.* Functional significance of the cortico-subthalamo-pallidal «hyperdirect» pathway / *Neuroscience Research*, 2002. – V. 43. – P. 111–117.
137. *Ohie C.* From selective thalamotomy with microrecording to Gamma thalamotomy for movement disorders / *Stereotact Func Neurosurg*, 2006. – V. 84. – P. 155–161.
138. *Oliver B., Gascón J., Aparicio A., Ayats E., Rodríguez R., Maestro De León J.L., García-Bach M., Soler P.A.* Bilateral anterior capsulotomy for refractory obsessive-compulsive disorders / *Stereotact Funct Neurosurg*, 2003. – V. 81. – P. 90–95.
139. *Owen C.M., Linskey M.E.* Frame-based stereotaxy in a frameless era: current capabilities, relative role, and the positive- and negative predictive values of blood through the needle / *J. Neurooncol*, 2009. – V. 93. – № 1. – P. 139–149.
140. *Pantazis G., Trippel M., Birg W., Ostertag C.B., Nikkha G.* Stereotactic interstitial radiosurgery with the Photon Radiosurgery System (PRS) for metastatic brain tumors: a prospective single-center clinical trial / *Int J RadiatOncolBiolPhys*, 2009. – V. 75. – № 5. – P. 1392–1400.
141. *Papez J.W.* A proposed mechanism of emotion // *Arch. Neurol. and Psychiat.*, 1937. – № 38. – P. 725–743.
142. *Patil A.A., Kumar P.P., Leibrock L.G. et al.* The value of intraoperative scans during computed tomography (CT) guided stereotactic procedures / *Neuroradiology*, 1992. – V. 34. – P. 451–456.
143. *Pell M.F., Thomas D.G.T. (eds.)* // *Handbook of stereotaxy using the CRW apparatus.* – Baltimore–Philadelphia–Hong Kong–London–Munich–Sydney–Tokyo: Williams-Wilkins, 1994. – 240 p.
144. *Picard C., Oliver A., Bertrand G.* The first human stereotaxic apparatus / *J. Neurosurg*, 1983. – V. 59. – P. 673–676.
145. *Ramamurthy B.* Stereotactic operation in behaviour disorders. Amygdalotomy and hypothalamotomy / *Acta NeurochirSuppl (Wien)*, 1988. – V. 44. – P. 152–157.
146. *Rauch S.L., Jenike M.A.* Neurobiological models of obsessive compulsive disorder / *Psychosomatics*, 1993. – V. 34. – P. 20–32.
147. *Reinhardt H.F., Horstmann G.A., Trippel M., Westermann B.* Sonic Triangulation Systems. Part II: The Basel Image-Guided Neuronavigation Systems // *Textbook of stereotactic and functional neurosurgery* / *Gildenberg P.L., Tasker R.R. (eds.)*. – New-York: McGraw-Hill, 1998. – P. 221–226.
148. *Sawle G.V., Lees A.J., Hymas N.F., Brooks D.J., Frackowiak R.S.J.* The metabolic effects of limbic leucotomy in Gilles de la Tourette syndrome / *NeurolNeurosurg Psychiatry*, 1993. – V. 56. – P. 1016–1019.
149. *Schlaepfer T.E., Cohen M.X., Frick C., Kosel M., Brodesser D., Axmacher N., Joe A.Y., Kreft M., Lenartz D., Sturm V.* Deep brain stimulation to reward circuitry alleviates anhedonia in refractory major depression / *Neuropsychopharmacology*, 2008. – V. 33. – № 2. – P. 368–377.

150. *Schaltenbrand G., Wahjen W.* Atlas for stereotaxy of the human brain. – Stuttgart: Thieme, 1977.
151. *Schaltenbrand G., Bailey P.* Introduction to stereotaxis with an atlas of the human brain. – Stuttgart: Thieme, 1959.
152. *Simon S.L., Douglas P., Baltuch G.H., Jaggi J.L.* Error analysis of MRI and Leksell stereotactic frame target localization in deep brain stimulation surgery / *Stereotact Funct Neurosurg*, 2005. – V. 83. – № 1. – P. 1–5.
153. *Spiegel E.A., Wycis H.T., Lee A.S.* Stereotactic apparatus for operations on the human brain / *Science*, 1947. – V. 106. – P. 349–350.
154. *Starr P.A.* Placement of deep brain stimulators into the subthalamic nucleus or globus pallidus internus: technical approach / *Stereotact Funct Neurosurg*, 2002. – V. 79. – P. 118–145.
155. *Stranton G.B.* Topographical organization of ascending cerebellar projections from the dentate and interposed nuclei in *Macaca mulatta*: an anterograde degeneration study / *J. Comp. Neurol.*, 1980. – V. 190(4). – P. 699–731.
156. *Talairach J., David M., Tournoux P., et al.* Atlas d'anatomiestereotaxique des noyaux gris centraux. – Paris: Masson, 1957.
157. *Talairach J., Hecaen H., David M.* Lobotomie prefrontale limitée par electrocoagulation des fibres thalamo-frontalis à leur émergence du bras antérieur de la capsule interne / *Proceedings of the 4th Congress Neurologique Internationale*. – Paris: Masson, 1949. – P. 141.
158. *Talairach J., Tournoux P.* Co-planar stereotactic atlas of the human brain. – N-Y.: Thieme Medical Publishers, 1988. – 122 p.
159. *Tasker R.R., Organ L.W., Hawrylyshyn P.A.* The thalamus and midbrain of man: a physiological atlas using electrical stimulation. – Springfield, IL: Thomas, 1982.
160. *Viswanathan A., Harsh V., Pereira E.A.C., Aziz T.Z.* Cingulotomy for medically refractory cancer pain / *Neurosurgical Focus*, 2013. – V. 5. – № 3. – E1.
161. *Vitek J.L.* Pathophysiology of dystonia: a neuronal model / *MovDisord*, 2002. – V. 17. – P. 49–62.
162. *Waltregny A.* A noninvasive repositioning system for imaging localization and radiosurgery / *Stereotact Funct Neurosurg*, 1994. – V. 63. – P. 291.
163. *Watanabe E., Watanabe T., Manaka S., Mayanagi Y., Takakura K.* Three-dimensional digitizer (neuronavigator): new equipment for computed tomography-guided stereotactic surgery. *SurgNeurol*, 1987. – V. 27. – № 6. – P. 543–547.
164. *Widmann G., Eisner W., Kovacs P., Fiegele T., Ortler M., Lang T.B., Stoffner R., Bale R.* Accuracy and clinical use of a novel aiming device for frameless stereotactic brain biopsy / *Minim Invasive Neurosurg*, 2008. – V. 51. – № 6. – P. 361–369.
165. *Zamorano L., Martinez-Coll A., Dujovny M.* Transposition of image-defined trajectories into arc-quadrant centered stereotactic systems / *Acta Neurochir Suppl*, 1989. – V. 46. – P. 109–111.
166. *Zonenshayn M., Rezai A.R., Mogilner A.Y., Beric A., Sterio D., Kelly P.J.* Comparison of anatomic and neurophysiological methods for subthalamic nucleus targeting / *Neurosurgery*, 2000. – V. 47. – № 2. – P. 282–292.

Коваленко А.Е.

# НЕЙРОХИРУРГИЯ

Оригинал-макет подготовлен “Триада-Х”

Издано в авторской редакции

Издается в соответствии с распоряжением  
президиума Российской академии наук  
от 24 октября 2017 г. № 10106-765 по представлению  
Отделения физиологических наук РАН  
и распространяется бесплатно

