

Список литературы:

1. Классификация уровня и степени тяжести травмы спинного мозга American Spinal Injury Association (ASIA) / <http://www.asia-spinalinjury.org/publications/index.html>.
2. *Потехин Л.Д.* Кинезитерапия больных со спинальной параплегией. – Новокузнецк, 2000.
3. *Wilson M.S.* Спецификация оборудования для тренировки ходьбы на тредмилле с поддержанием веса тела // *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 2000. Vol. 37. № 4.
4. *Harkema S.* Locomotor Training. – Los Angeles, 2005.
5. *Назаров А.М.* Тренировочное устройство для восстановления двигательной активности ног / Патент РФ № 2240851 от 02.10.2003 г.
6. *Назаров А.М.* Устройство принудительного передвижения ног / Патент РФ № 2402311 от 10.08.2009 г.
7. Комплекс реабилитационный для локомоторной терапии Lokomat / <http://www.beka.ru>.

*Александр Михайлович Назаров,
канд. техн. наук, доцент,
председатель правления,
РООИ «Орбита»,
г. Москва,
e-mail: orbita.ri@mail.ru*

А.И. Холявин, В.Б. Низковолос, А.Д. Аничков

Томография головного мозга и стереотаксическое наведение

Аннотация

В статье описывается методика использования диагностических магнитно-резонансных и совмещенных компьютерных/позитронно-эмиссионных томографов при навигационном обеспечении малоинвазивных стереотаксических нейрохирургических вмешательств на глубинных структурах головного мозга. Для стереотаксического наведения на целевые точки головного мозга применялись различные модели томографов производства фирм «Siemens», «General Electric» и «Philips». Операции были выполнены у 597 больных с новообразованиями головного мозга, паркинсонизмом, эпилепсией и другими заболеваниями центральной нервной системы. Отмечено, что методика позволяет проводить тщательное предоперационное планирование стереотаксических вмешательств и обеспечивает высокую точность попадания в намеченные точки мозга.

Введение

Изобретение и внедрение в клиническую практику рентгеновской компьютерной, а затем и магнитно-резонансной томографии привело к громадному прорыву в диагностике заболеваний головного мозга. Однако наряду с диагностикой томография оказалась весьма полезной (и даже, в современных условиях, незаменимой) в качестве навигационной методики при осуществлении малоинвазивных хирургических манипуляций на различных отделах центральной нервной системы, в том числе ранее недоступных для оперативного вмешательства.

В стереотаксической нейрохирургии локальное воздействие на отдельные (как правило, глубинно расположенные) целевые точки головного мозга позволяет получить диагностическую информацию или добиться лечебного эффекта при ряде патологических состояний, включающих в себя паркинсонизм, эпилепсию, внутримозговые опухоли и некоторые психические расстройства. Воздействие на целевые точки осуществляется посредством стереотаксических канюль, которые погружаются в вещество мозга через фрезевые отверстия на черепе пациента при помощи стереотаксических манипуляторов. Основными задачами, решаемыми при подготовке таких операций на томографе, являются визуализация внутримозговых мишеней для стереотаксических воздействий, а также обеспечение наведения активного конца стереотаксического инструмента в намеченную на томограмме мишень с минимальной погрешностью.

Цель работы

Разработка методики использования современных диагностических МРТ- и ПЭТ/КТ-сканеров для навигационного обеспечения стереотаксических операций на головном мозге пациентов с заболеваниями центральной нервной системы.

Материалы и методы

С 1996 г. в клинике ИМЧ РАН нейрохирургические вмешательства с проведением стереотаксического наведения на внутримозговые целевые точки осуществляются с использованием в предоперационном периоде томографии головного мозга пациента. В исследовании применялись диагностические томографы, установленные в нескольких медицинских учреждениях Санкт-Петербурга. Использовались магнитно-резонансные сканеры «GE Vectra 0,5 Т», «GE Genesis Signa 1,5 Т», «GE Signa Excite 1,5 Т», «Siemens Magnetom Symphony 1,5 Т», «GE Signa HDx 3 Т», «Siemens Verio 3 Т», «Philips Achieva 3 Т». Также применялся совмещенный ПЭТ/КТ-сканер «Philips Gemini TF». Всего операции были проведены у 597 пациентов с различной патологией центральной нервной системы. Хирургические вмешательства на головном мозге осуществлялись при помощи стереотаксических систем «ПОАНИК» [1] и «НИЗАН» [2].

Работа с предоперационными изображениями (томограммами) головного мозга пациентов осуществлялась в электронном формате DICOM с применением программного обеспечения томографов, их рабочих станций или программ для просмотра медицинских изображений на персональных компьютерах. При работе на персональных компьютерах использовали программы eFilm Workstation 2.1.2 (продукция «Merge Healthcare»), Mim Viewer DICOM CD 1.1.1 (продукция «MIMvista Corp.»), а также программу STView, входящую в комплектацию стереотаксической системы «ПОАНИК».

Результаты

При подготовке пациентов к операциям в зависимости от заболевания использовали два типа целевых точек для наведения стереотаксического инструмента. К первому типу относили мишени в анатомически неизменных структурах мозга (поясные извилины, таламус, блед-

ный шар, внутренняя капсула, медиобазальные структуры височной доли, субталамическое ядро, безымянная субстанция, хвостатое ядро, субкаудатная область и т. д.). Лечебные хирургические воздействия на данные структуры осуществляли при так называемых функциональных стереотаксических операциях, выполнявшихся при хронических прогрессирующих заболеваниях центральной нервной системы: паркинсонизме, обсессивно-компульсивном расстройстве, болезни Жилия де ля Туретта, височной эпилепсии, спастической кривошее.

Ко второму типу мишеней относили целевые точки в пределах внутримозговых патологических новообразований, расположенных в глубинных отделах мозга. В таких случаях выполняли нефункциональные стереотаксические вмешательства, при которых осуществляли малотравматичную инвазивную диагностику (биопсию) или локальное разрушение (деструкцию) новообразования через фрезевые отверстия на черепе пациента.

При работе с предоперационными изображениями мозга пациента решали две основные задачи: визуализацию на томограммах внутримозговых целевых точек для осуществления хирургического воздействия и получение информации, необходимой для нацеливания стереотаксического манипулятора на эти точки. Для того чтобы осуществить наведение на целевые точки, на время сканирования к голове пациента прикрепляли стереотаксический локализатор, элементы которого визуализировались на томограммах, что позволяло произвести необходимые измерения.

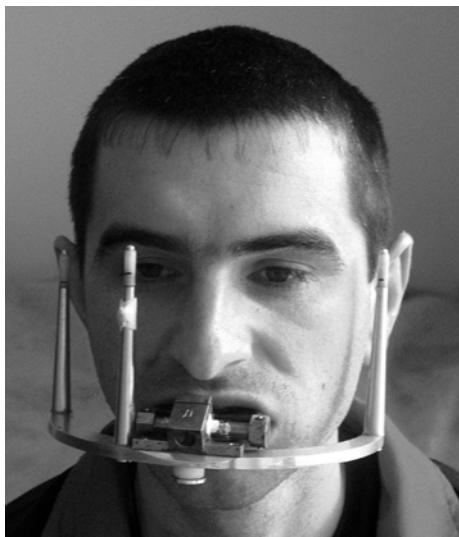


Рис. 1. Стереотаксический локализатор, атравматично фиксируемый на голове пациента при помощи зубного оттиска во время предоперационного исследования на томографе

Стереотаксический локализатор системы «ПОАНИК» (рис. 1) изготовлен из алюминиевого сплава и несет на себе три точечные металлические метки, визуализирующиеся на КТ-изображениях, и три метки, содержащие капсулы с валидолом, визуализирующиеся на МРТ-срезах. Локализатор съемно и воспроизводимо фиксируется на голове пациента при помощи зубного оттиска. Для наведения использовали возможность программ, работающих с DICOM-изображениями (МРТ или КТ), определять пространственные координаты любых точек на томограммах в единой прямоугольной трехмерной системе координат томографа. Последовательное измерение координат целевых точек и меток локализатора на томограммах мозга пациента (рис. 2) позволяло определить

их взаимное пространственное расположение и воспроизвести его во время операции на специальном фантоме. При этом перед началом хирургического вмешательства на голове пациента повторно фиксировали локализатор, что позволяло при помощи стереотаксического манипулятора, после нацеливания на фантоме, ввести стереотаксический инструмент через фрезевые отверстия на черепе пациента в намеченные целевые точки мозга [3].

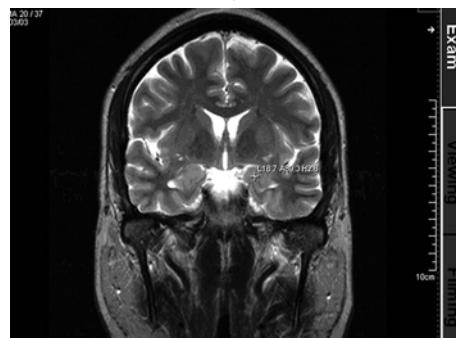


Рис. 2. Определение пространственных координат целевых точек мозга на экране томографа

При работе со стереотаксической системой «НИЗАН» использовали локализатор в виде двух треугольных пластин, сечения которых на томограммах мозга пациента визуализировались в виде двух параллельных полос справа и слева от изображения мозга пациента. Съемная фиксация локализатора на голове пациента во время предоперационной томографии осуществлялась при помощи индивидуальной маски из термопластичного материала. Положение целевых точек по отношению к стереотаксическому манипулятору определяли измерением расстояний на томограммах, после чего во время операции оно воспроизводилось на фантоме стереотаксического манипулятора [3].

Для визуализации мишеней для стереотаксических воздействий на томограммах мозга пациента в зависимости от вида внутримозговой мишени использовали различные режимы получения изображений. Большинство внутримозговых структур (поясные извилины, внутренняя капсула, медиобазальные структуры височной доли, субталамическое ядро) хорошо визуализировались на МРТ-срезах в режиме T2-взвешенных изображений. Этот же режим использовали для подготовки стереотаксических операций у пациентов с внутримозговыми опухолями, не накапливающими контрастное вещество. Ряд структур мозга, плохо различимых на T2-взвешенных МРТ-изображениях, требовал использования специальных режимов получения томограмм. Так, для визуализации ядер таламуса и субкаудатной области применяли режим STIR, для наведения на бледный шар – изображения, взвешенные по протонной плотности. При наведении на стереотаксические мишени, представляющие собой проводящие пути мозга (например, поясной пучок), дополнительно использовали программу МРТ-трактографии. При наведении на целевые точки внутримозговых опухолей, накапливающих контрастное вещество, использовали режим T1-взвешенных изображений после внутривенного контрастирования.

Для улучшения визуализации целевых структур на МРТ применяли срезы мозга с толщиной 4...5 мм, имеющие высокий уровень соотношения сигнал/шум. При этом, чтобы повысить точность локализации мишеней и меток стереотаксического локализатора, измерения пространственных координат в ходе стереотаксического на-

ведения проводили на срезах двух разных серий, имеющих различное направление сечения мозга. Как показали проведенные нами фантомные испытания [4], такой подход позволил добиться средней погрешности локализации целевых точек, равной $(0,8 \pm 0,2)$ мм. Это вполне укладывается в требования, предъявляемые к стереотаксическому наведению при функциональных нейрохирургических операциях на глубинных структурах мозга [5].

Положение целевых точек внутри структуры-мишени определяли с учетом параметров планируемого стереотаксического воздействия (криодеструкции, электростимуляции, биопсии) таким образом, чтобы оно максимально затрагивало целевую структуру и не захватывало соседние структуры мозга. При этом во время выполнения томографии оптимальное положение целевого среза (т. е. среза, на котором определяли координаты целевой точки) прицельно настраивали по одному из срезов предшествующей ему серии, имеющей другое направление, когда также визуализировалась целевая структура, но в другой плоскости сечения. На целевом срезе также производили планирование безопасной траектории введения стереотаксического инструмента, исключающей повреждение внутримозговых сосудов и функционально значимых участков мозга.

Совмещенная ПЭТ/КТ использовалась нами для выявления участков внутримозговых новообразований, подлежащих прицельной биопсии и селективной стереотаксической деструкции, а также для наведения стереотаксического инструмента на эти участки. При проведении ПЭТ/КТ использовали радиофармпрепарат ^{11}C -метионин, способный избирательно накапливаться в участках опухоли, характеризующихся максимальным уровнем биосинтеза белка [6], [7]. Производили сканирование головы пациента вместе с прикрепленным к ней стереотаксическим локализатором. Вначале получали МСКТ-изображения мозга с матрицей 512×512 пикселей, толщиной 1 мм, с шагом реконструкции 0,5 мм. Матрица получаемого вторым этапом ПЭТ-изображения составляла 128×128 пикселей, толщина среза 2 мм.

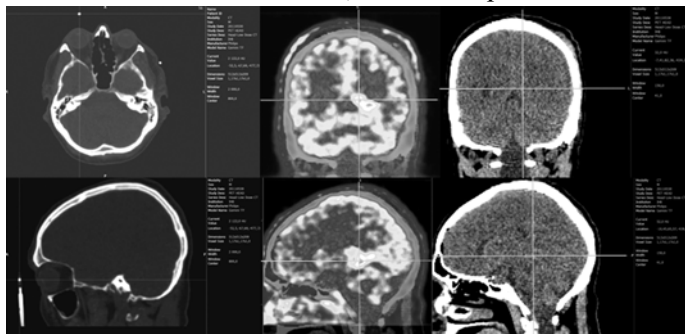


Рис. 3. Предоперационное стереотаксическое планирование при помощи ПЭТ/КТ

Предоперационное стереотаксическое планирование и определение координат производили на совмещенных ПЭТ/КТ-изображениях, с использованием программы Mim Viewer DICOM CD 1.1. Параметры получаемых срезов позволяли производить реконструкции в трех взаимно перпендикулярных плоскостях сечения мозга пациента, с изотропным разрешением (рис. 3). При этом ПЭТ-изображение служило для визуализации зон опухоли, подлежащих стереотаксической деструкции, и определения пространственных координат целевых точек в пределах новообразования. С помощью КТ-изображений осуществляли регистрацию координат меток стереотак-

сического локализатора, а также производили планирование стереотаксических траекторий и точек доступа, расположенных вне функционально значимых участков мозга. Фантомные испытания такого способа навигации выявили среднюю погрешность наведения на целевые точки, составляющую 1,5 мм [8], что является вполне допустимым показателем для нефункциональной стереотаксической нейрохирургии.

Обсуждение

Томографы исходно создавались для решения диагностических задач, и при их разработке, естественно, не ставились цели обеспечения возможности подготовки стереотаксических операций на головном мозге. Тем не менее специалистам в области стереотаксической нейрохирургии достаточно быстро стали очевидны преимущества томографии при ее использовании для стереотаксического наведения (по сравнению с ранее используемой вентрикулографией). К таким преимуществам прежде всего относятся неинвазивность, возможность непосредственной визуализации внутримозговых объектов для лечебных или диагностических воздействий, а также удобство работы с электронным форматом DICOM, позволяющим проводить на изображениях измерения, необходимые для нацеливания инструмента на глубинные мишени мозга.

В то же время адаптация стереотаксических устройств к томографам столкнулась с рядом сложностей. Во-первых, это негативное влияние стереотаксической рамы, укрепленной на голове пациента, на качество получаемого изображения [9]. Во-вторых, это возможные искажения изображений на томограммах, которые могут быть достаточно выраженными в случае использования МРТ [10]. В-третьих, это противоречие между требованием повышения качества изображения на томограммах, что предполагает получение «толстых» срезов мозга, и низким пространственным разрешением таких томограмм, что также потенциально способно привести к снижению точности наведения на целевые точки мозга [11], [12]. Кроме того, сложности с распознаванием интересующих нейрохирурга целевых структур мозга привели к тому, что в большинстве клиник не пользуются прямой визуализацией на томограммах и применяют ее лишь в качестве «неинвазивной вентрикулографии». При этом положение стереотаксических мишеней определяют косвенным способом, ориентируясь на комиссуры мозга и стереотаксические атласы мозга «среднестатистического пациента» [13], [14], что также приводит к ошибкам наведения на мишени и снижению эффективности операции. Использование ПЭТ для подготовки стереотаксических операций было затруднено из-за необходимости дополнительного использования радиоактивных реперных элементов в конструкции стереотаксических локализаторов, поскольку в противном случае они не были бы видны на томограммах.

Предложенная нами и успешно апробированная в клинике методика использования томографов в стереотаксическом наведении позволила найти решение описанных выше проблем. Мы отказались от применения стереотаксической рамы на этапе предоперационной томографии и заменили ее съемными локализаторами облегченной конструкции, изготовленными из материалов, не создающих нежелательных артефактов на изображениях. Это дало возможность избавиться от искажений на томограммах и, кроме того, существенно упростило

организационную составляющую подготовки стереотаксических операций. Использование трехмерной координатной системы томографа (имеющейся у всех сканеров) для получения пространственной информации о целевых точках и реперах локализатора позволило добиться высокой степени точности стереотаксического наведения при стандартных величинах матрицы изображения на томограммах (256 × 256 пикселей для МРТ, 512 × 512 – для КТ, 128 × 128 – для ПЭТ). При этом локализовать целевые точки с использованием «толстых» срезов мозга удается более точно за счет прицельного планирования прохождения таких срезов через интересующие участки мозга во время исследования. Включение трехмерной системы координат томографа в процедуру стереотаксического наведения позволило использовать для подготовки операции существующие разнообразные программы для просмотра медицинских изображений в формате DICOM и обойтись без специальных программ для стереотаксического планирования. Использование совмещенных ПЭТ/КТ-сканеров дало возможность избавиться от необходимости применения радиоактивных реперных элементов для стереотаксического наведения во время сканирования, при этом ПЭТ/КТ-изображения дают максимальную информацию для планирования безопасной операции у пациентов с внутримозговой опухолью. Наконец, применение различных режимов и модальностей получения изображений мозга позволило нам во всех случаях перейти к непосредственной визуализации подкорковых структур-мишеней и полностью отказаться от использования стереотаксических атласов, что дает возможность избежать возможных ошибок, связанных с индивидуальной вариабельностью строения мозга пациентов.

Выводы

1. Диагностические томографы, позволяющие получать изображения головного мозга пациентов в электронном формате DICOM, могут быть использованы для подготовки стереотаксических вмешательств с применением компьютерных программ для просмотра медицинских изображений.

2. Магнитно-резонансные томографы, благодаря разнообразию программ и режимов получения изображения мозга, позволяют получить отчетливую визуализацию практически любых используемых в стереотаксической нейрохирургии подкорковых структур и, следовательно, могут применяться для подготовки функциональных стереотаксических операций.

3. Совмещенные ПЭТ/КТ-сканеры, дающие возможность визуализировать метаболически активные зоны новообразований, целесообразно применять для подготовки стереотаксических вмешательств при опухолях головного мозга.

Список литературы:

1. Аничков А.Д., Полонский Ю.З., Низковолос В.Б. Стереотаксические системы. – СПб.: Наука, 2006. 142 с.
2. Низковолос В.Б., Аничков А.Д., Гурчин А.Ф. Стереотаксическая нейрохирургическая система «НИЗАН-М» // Медицинская техника. 2012. № 1. С. 8-11.
3. Полонский 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.

4. Холявин А.И., Халиков А.Д., Полонский Ю.З. Стереотаксическая МРТ с использованием сверхвысокопольного сканера GE Signa HDx 3 T // Лучевая диагностика и терапия. 2010. № 4. С. 41-47.
5. American Society for Testing and Materials Committee F-4.05: Standard performance specifications for cerebral stereotactic instruments / Annual book of ASTM Standards, F 1266-89. – Philadelphia, Pa: American Society for Testing and Materials, 1990. PP. 1-6.
6. Медведев С.В., Рудас М.С., Скворцова Т.Ю. ПЭТ-диагностика с 11С-метионином некоторых видов церебральных глиом // Лучевая диагностика на рубеже столетий. Сб. статей под ред. Т.Н. Трофимовой. – СПб., 1999. С. 19-20.
7. Kim Sungeun, Chung June-key, Im So-Huang et al. 11C-methionine PET as a prognosis marker in patients with gliomas comparison with 18F – FDG PET // Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging. 2005. Vol. 32. PP. 52-59.
8. 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.
9. 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 // Stereotactic and Functional Neurosurgery. 2006. Vol. 84. PP. 142-146.
10. Yu C., Apuzzo M.L., Zee C.S., Petrovich Z. A phantom study of the geometric accuracy of computed tomographic and magnetic resonance imaging stereotactic localization with the Leksell stereotactic system // Neurosurgery. 2001. Vol. 48 (5). PP. 1092-1098.
11. Календер В.А. Компьютерная томография. Основы, техника, качество изображений и области клинического использования. – М.: Техносфера, 2006. 344 с.
12. Khan S., Patel N.K., White E., Plaha P., Ashton S., Gill S.S. Image Guided Functional Neurosurgery / Textbook of Stereotactic and Functional Neurosurgery / A.M. Lozano, P.L. Gildenberg, R.R. Tasker (eds). – Berlin, Heidelberg: Springer – Verlag, 2009. PP. 1239-1254.
13. Hardy T.L., Smith J.R., Brynildson L.R., Flanigan H.F., Gray J.G., Spurlock D. Magnetic resonance imaging and anatomic atlas mapping for thalamotomy // Stereotactic and Functional Neurosurgery. 1992. Vol. 58 (1-4). PP. 30-32.
14. Hariz M.I., Zrinzo L. CT/MRI Technology: Basic Principles // Textbook of Stereotactic and Functional Neurosurgery / A.M. Lozano, P.L. Gildenberg, R.R. Tasker (eds). – Berlin, Heidelberg: Springer – Verlag, 2009. PP. 269-279.

Андрей Иванович Холявин,
д-р мед. наук, ст. научный сотрудник,
Владимир Беньевич Низковолос,
д-р техн. наук, ведущ. научный сотрудник,
Андрей Дмитриевич Аничков,
д-р мед. наук, профессор,
заведующий лабораторией,
лаборатория стереотаксических методов,
Институт мозга человека
им. Н.П. Бехтеревой РАН,
г. С.-Петербург,
e-mail: Kholjavin@mail.ru