

Диффузионная тензорная магнитно-резонансная томография и трактография

И.Н. Пронин, Л.М. Фадеева, Н.Е. Захарова, М.Б. Долгушин, А.Е. Подопригора, В.Н. Корниенко

НИИ нейрохирургии им. Н.Н. Бурденко РАМН, Москва

Целью данной работы стало рассмотрение метода визуализации трактов белого вещества головного мозга с помощью диффузионной тензорной магнитно-резонансной томографии (ДТ МРТ) и диффузионной тензорной трактографии (ДТТ) и оценка возможности применения новой методики в нейрохирургической клинике. Представлены краткий обзор основных физических принципов, лежащих в основе ДТ МРТ и трактографии, а также примеры использования ДТ МРТ для определения топографии проводящих путей и степени воздействия на них опухоли головного мозга, что особенно важно на дооперационном этапе планирования хирургического вмешательства.

Ключевые слова: диффузия, диффузионно-тензорная магнитно-резонансная томография, трактография, проводящие пути головного мозга, опухоли ЦНС.

Введение

Новая методика – МР-трактография – позволяет неинвазивно «увидеть» проводящие пути головного мозга. Несмотря на существующие технические проблемы, первые результаты в приложении к задачам нейрохирургии оказались многообещающими [5]. С помощью диффузионной тензорной МРТ стало возможным планировать операционный доступ и объем оперативного удаления внутримозговых опухолей с учетом расположения проводящих путей, их заинтересованности в патологическом процессе (смещение/деформация или инвазия и повреждение) с целью максимально радикального удаления опухоли с минимальными послеоперационными повреждениями [1, 9, 13, 17]. Исследования последних лет наметили пути использования разных вычислительных алгоритмов построения нервных проводящих путей по данным тензорной МРТ.

Целью работы стало рассмотрение принципов, лежащих в основе ДТ МРТ и построения диффузионных карт (на основе среднего коэффициента диффузии и частичной анизотропии), а также демонстрация возможностей метода с построением трактографических карт в нейрохирургической клинике.

Основные физические принципы

В основе диффузионных МР-исследований лежит эхо-планарная импульсная последовательность (ИП DW-EPI) [1–6, 11–13]. Она позволяет регистрировать данные, необходимые для построения изображения одного среза головного мозга, за 0,1 с, а получение временной серии срезов (до 500 последовательных изображений) занимает 2–3 мин.

DW-EPI отличается от эхо-планарной импульсной последовательности «спиновое эхо» (SE EPI) наличием добавочной пары диффузионных градиентов (ДГ), которые позволяют оценить микроскопические изменения фазы МР-

сигнала, возникающие за счет хаотического теплового движения протонов вместе с молекулами воды [15]. Связанные с диффузионным движением изменения фазы приводят к снижению МР-сигнала. Получаемые с помощью ИП DW-EPI изображения называют диффузионно-взвешенными (ДВИ), хотя в действительности интенсивность МР-сигнала на ДВИ зависит одновременно и от T2 скорости релаксации, и от скорости диффузии в тканях мозга. Степень взвешенности по скорости диффузии задается значением параметра протокола импульсной последовательности – b , получившего название «фактор диффузии», величина которого зависит от длительности ДГ и времени задержки между ними:

$$b = \gamma^2 \cdot G^2 \cdot \delta^2 \cdot (\Delta - \delta/3) \quad (1)$$

где γ – гиромагнитное отношение, G – амплитуда диффузионного градиента, δ – длительность каждого диффузионного градиента, Δ – интервал между двумя диффузионными градиентами. Единицей измерения b является $\text{с}/\text{мм}^2$.

Для устранения влияния T2 ткани на интенсивность МР-сигнала на изображении вычисляют параметрические диффузионные карты, на которых зависимость интенсивности сигнала от T2 ткани исключена. Для этого в диффузионной МРТ проводят измерения два раза. Первый раз получают изображение, взвешенное только по T2, для чего задают $b=0 \text{ с}/\text{мм}^2$; обозначим интенсивность МР-сигнала на этом изображении $A(0)$. Второй раз измерения проводят при отличном от нуля b -факторе (при исследованиях головного мозга обычно выбирают $b=1000 \text{ с}/\text{мм}^2$) и задают направление, вдоль которого измеряется изменение фазы сигнала за счет диффузионного движения. Интенсивность сигнала на этом изображении обозначим $A(b)$. Ослабление МР-сигнала за счет диффузионного движения (D) рассчитывают по формуле:

$$\ln \left(\frac{A(b)}{A(0)} \right) = -b \cdot D \quad (2)$$

где $A(0)$ – амплитуда эхо-сигнала в отсутствие диффузионных градиентов, зависящая только от T2 ткани, $A(b)$ – амплитуда эхо-сигнала, полученная при действии диффузионных градиентов и зависящая и от T2, и от скорости диффузионного движения вдоль направления приложения ДГ. D – коэффициент диффузии вдоль направления действия ДГ.

Для величины, которая получается при измерении коэффициента диффузии воды в сложной среде в направлении действия ДГ методом ЯМР, Таннер в 1970 г. ввел понятие так называемого «действительного (измеряемого, или apparent) коэффициента диффузии» – ADC (русский эквивалент ИКД). Это связано с тем, что биологические, живые ткани не являются изотропными средами для движения молекул воды, которое происходит как внутри клетки, так и в межклеточном пространстве: клеточные мембраны и структуры ограничивают движение молекул воды, оставляя им некоторую свободу для лавирования между препятствиями при перемещении. Зависимость диффузионной способности молекул в биологической среде от направления называется *анизотропией диффузии* [1, 8, 16, 17]. Для описания свойств диффузии, которые изменяются со сменой направления, используется математика тензоров. Диффузионные свойства молекул воды в веществе полностью описываются девятью значениями (D_{xx} , D_{yy} , D_{zz} ...) переменной D_{ij} с индексами i и j , которые заменяют одну из букв x , y , z . Набор из 9 чисел D_{ij} называется тензором второго порядка (по числу индексов). Тензор второго порядка часто записывают в виде таблицы:

$$D = \begin{pmatrix} D_{xx} & D_{xy} & D_{xz} \\ D_{yx} & D_{yy} & D_{yz} \\ D_{zx} & D_{zy} & D_{zz} \end{pmatrix} \quad (3)$$

Тензор диффузии симметричен, т.е. $D_{xy} = D_{yx}$ и т.п. для любой пары индексов. Это свойство отражает физические свойства реальной среды, а именно: диффузионные свойства не изменятся, если начальную и конечную точки траектории молекулы поменять местами. Благодаря симметрии тензора диффузии для характеристики диффузионных свойств молекул воды (протонов) в ткани достаточно шести коэффициентов тензора – трех диагональных и трех недиагональных. Геометрически диффузионное движение в сложной среде можно описать некоей областью, в которой может происходить движение молекул. Эта область в простейшем случае свободного, неограниченного движения имеет форму шара, при наличии слоев, препятствующих движению молекул воды, она принимает форму диска, при движении молекул в узком канале движение ограничено длинным узким эллипсоидом «игольчатой» формы (рис. 1). Шесть коэффициентов тензора диффузии точно определяют форму эллипсоида диффузии, его размеры и ориента-

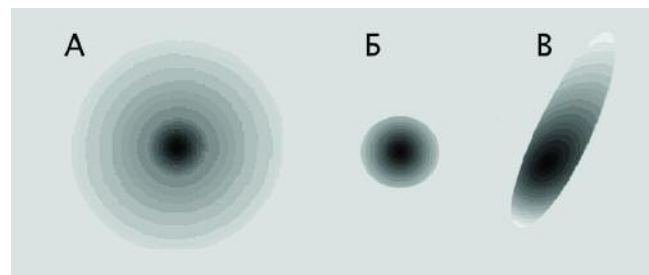


рис. 1: Типы диффузионного движения: А – свободная диффузия, Б – равномерно ограниченная (изотропия), В – неравномерно ограниченная (анизотропия диффузии)

цию в пространстве. Изотропия диффузии означает, что диффузионное движение молекул не зависит от ориентации среды и за время наблюдения молекула не выйдет за пределы сферы радиуса r :

$$r = (D_{xx} + D_{yy} + D_{zz})/3 \quad (4)$$

Анизотропия диффузии предполагает, что смещение блуждающей частицы зависит от ориентации среды и за время наблюдения молекула будет находиться внутри так называемого «эллипсоида диффузии». Для анизотропной среды всегда можно повернуть систему координат так, чтобы ее оси (x - y - z) совпали с направлением главных осей эллипсоида диффузии (x' - y' - z') (рис. 2). В новой системе координат все недиагональные элементы тензора диффузии обратятся в ноль, и тензор диффузии примет вид:

$$D = \begin{pmatrix} \lambda_x & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_y & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_z \end{pmatrix} \quad (5)$$

где $\lambda_x, \lambda_y, \lambda_z$ – это главные диффузионные коэффициенты (или собственные значения диффузионного тензора), соответственно, вдоль трех взаимно перпендикулярных главных осей $X'Y'Z'$. Обычно собственные значения нумеруют в порядке возрастания по величине, т.е. $\lambda_x > \lambda_y > \lambda_z$.

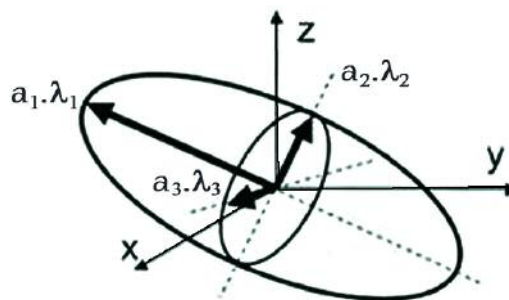


рис. 2: Ориентация, размер и форма эллипсоида диффузии в вокселе, построенном по измерениям коэффициента диффузии (ИКД), проведенным при действии диффузионных градиентов по шести направлениям. $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ – собственные значения диффузионного тензора, a_1, a_2, a_3 – собственный вектор диффузионного тензора

Геометрически эти три числа представляют собой длины отрезков, образованных точками пересечения эллипсоида диффузии с координатными осями. Три собственных значения диффузионного тензора задают собственный вектор тензора диффузии (рис. 2) и полностью определяют размер, форму и ориентацию эллипсоида диффузии, соответствующего тензору диффузии D . При $\lambda_x \gg \lambda_y, \lambda_z$ эллипсоид имеет «игольчатую» форму, он вытянут вдоль оси x , при $\lambda_x \approx \lambda_y, \lambda_z \rightarrow 0$ эллипсоид будет сплюснен (как блин) в направлении Z .

Сумма диагональных компонент любого тензора (эта сумма называется следом тензора) всегда остается постоянной:

$$D_{xx} + D_{yy} + D_{zz} = \text{след}(D) = \text{const} \quad (6)$$

Это свойство тензора диффузии использовано при вычислении параметрической карты по средней диффузионной способности – D_{av} , численно равной следу диффузионного тензора:

$$1/3 \text{ След}(D) = 1/3 (D_{xx} + D_{yy} + D_{zz}) = 1/3 (\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3) = D_{av} \quad (7)$$

Ориентация эллипсоида диффузии (степень анизотропии) определяется разбросом величин собственных значений, или дисперсией, и ее оценивают с помощью коэффициента несферичности, или анизотропии. Чаще всего оценивают коэффициент частичной анизотропии (FA) [4, 14, 17]:

$$\frac{1}{3} \text{След}(\underline{D}^2) = \frac{(\lambda_1 - \langle \lambda \rangle)^2 + (\lambda_2 - \langle \lambda \rangle)^2 + (\lambda_3 - \langle \lambda \rangle)^2}{3} = \text{дисперсия}(\lambda) = \text{FA} \quad (8)$$

Кроме того, иногда используют и другие метрики анизотропии, например, объемное отношение (VR) или индекс анизотропии (AI):

$$VR = V_{\text{эллипс}} / V_{\text{сферы}} = 27 (\lambda_1 \lambda_2 \lambda_3) / (\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3) \quad (9)$$

$$AI = 1 - VR \quad (10)$$

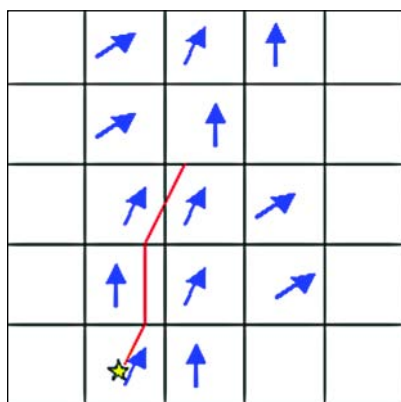
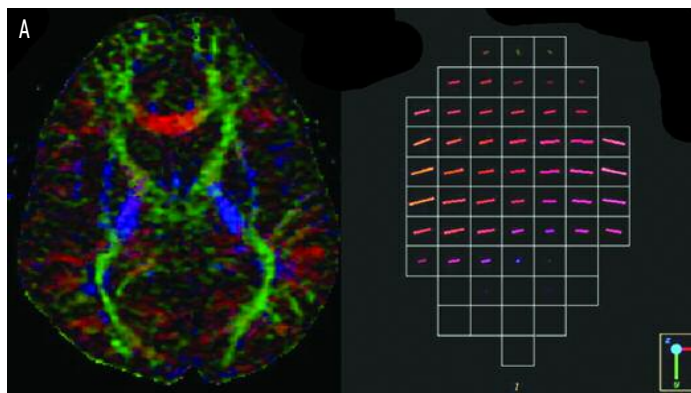
где $V_{\text{эллипс}}$ – объем эллипсоида диффузии, $V_{\text{сферы}}$ – объем сферы при изотропной диффузии со средним коэффициентом D_{av} .

Метод визуализации диффузионного движения

Для вычисления среднего коэффициента диффузии, коэффициента анизотропии и координат собственного вектора диффузии для каждого вокселя исследуемого головного мозга измеряют ИКД минимум для 6 направлений ДГ (неколлинеарных и некопланарных) – q_i . Направление q_i задается схемой включения диффузионных градиентов G_x, G_y, G_z и их амплитудой. Например:

$$\begin{matrix} 1 & 0 & 0 & 1 & 2 & 2 \\ q_1=0 & q_2=1 & q_3=0 & q_4=1/\sqrt{2}*0 & q_5=1/\sqrt{5}*0 & q_6=1/\sqrt{5}*0, \end{matrix} \quad (11)$$

$$\begin{matrix} 0 & 0 & 1 & 1 & 0 & -1 \end{matrix}$$



которые представляют собой линейные (по направлению q_i) диффузионные коэффициенты D_i по формуле (2). Коэффициенты тензора диффузии D_{ij} связаны со значениями линейных диффузионных коэффициентов D_i и направлением градиента q_i по формуле:

$$D_{ij} = q_i^T \underline{D} q_j \quad (12)$$

где q_i^T – транспонированный вектор q_i , \underline{D} – тензор диффузии (уравнение 6).

Решая систему линейных уравнений (12), находят значения коэффициентов тензора диффузии \underline{D} для каждого вокселя. Дальнейшая обработка данных состоит в нахождении собственных значений и собственных векторов тензора диффузии для каждого вокселя. Таким образом, наиболее важными количественными параметрами, которые дает ДТ МРТ, являются три собственных значения тензора диффузии, средний коэффициент диффузии и коэффициент анизотропии [1, 14, 17].

В тензорной МРТ все действующие градиенты импульсной последовательности (включая адресные) дают дополнительное взвешивание по диффузии. Для коррекции вклада адресных градиентов, измерения линейных коэффициентов диффузии проводят не по шести, а по 15, 25 и более направлениям. Время регистрации и обработки данных при этом увеличивается, но повышается точность вычисления компонент диффузионного тензора, что важно для трактографии – метода визуализации хода нервных волокон.

Визуализация объемных тензорных полей осуществляется двумя методами: «классическим» методом (окрашиванием определенным цветом пикселей в зависимости от ориентации собственного вектора: красным – по x, зеленым – по y,

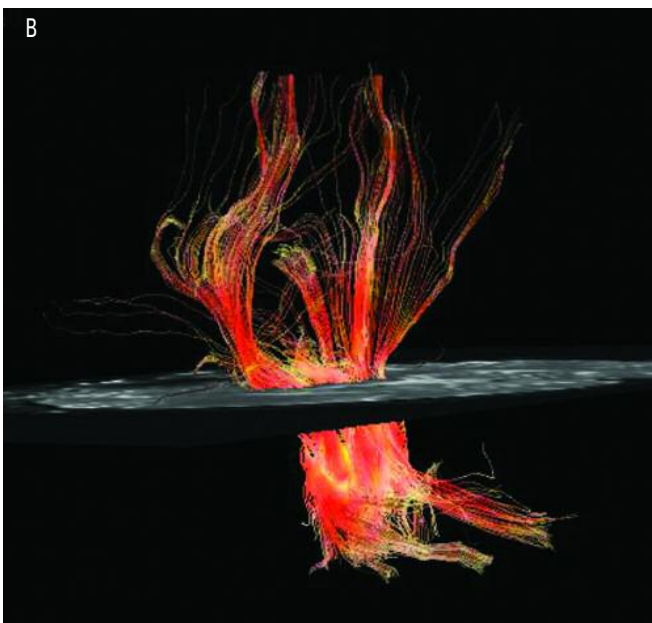


рис. 3: Визуализация объемных тензорных полей окрашиванием определенным цветом пикселей в зависимости от ориентации собственного вектора (красным – по x, зеленым – по y, синим – по z)

А – значение частичной анизотропии диффузии кодируется яркостью; Б – построение хода нервного волокна («нити») определяют, анализируя ориентацию эллипсоидов диффузии в соседних вокселях, начиная из заданной «исходной» точки; В – тракты волокон формируются в виде «нитей». Каждую «нить» можно строить, задавая либо «исходную» и «конечную» области, либо от исходной точки до естественного окончания наиболее вероятного пути.

синим – по z, а частичная анизотропия диффузии кодируется яркостью) и текстурным интегрированным методом – тракты волокон формируются в виде линий. Такой метод визуализации хода нервных волокон называется однотензорной трактографией (single tensor tractography).

Построение хода нервного волокна («нити») определяют, анализируя ориентацию эллипсоидов диффузии в соседних вокселях, начиная из заданной «исходной» точки. Каждую «нить» можно строить, задавая либо «исходную» и «конечную» области, либо от исходной точки до естественного окончания наиболее вероятного пути (рис. 3).

Существуют методы мультитензорной трактографии. В этом случае используют 15, 35, 41 и более направлений для измерения ДВИ. В работах D.S. Tuch (2004) и K. Yamada (2007) по серии ДВИ, полученной для 35 направлений, определяют ориентацию двух и более эллипсоидов диффузии (по 6 направлениям для каждого эллипсоида). В этом случае возможно скорректировать ход нервных волокон в местах пересечения и разветвления трактов, особенно крупного с мелким.

Для построения мелких, ответвляющихся от крупных, трактов используют сложные алгоритмы выделения хода нервных волокон, например, методы структурного моделирования, метод pfd [18], связные модели [17], метод интегральных преобразований и метод сферических гармоник [7]. Эти методы позволяют получить диффузионную тензорную МРТ высокого разрешения (HARDI).

Материал и метод

Исследования были проведены на МРТ 1.5 Тл (Exite, GE) с использованием импульсной последовательности DW SE EPI со следующими параметрами:

– TR/TE, мс	8000/93.2
– Направления/повторы	6/4
– Матрица	256x256
– Толщина среза/зазор, мм	5/1,5
– Поле обзора, см/ размер вокселя (мм ²)	24/1,9x1,9x5

- Продолжительность исследования 4 мин
- 27 срезов, всего 189 изображений.

Использованы измерения на основе применения шести направлений диффузионного градиента. Затем все первичные данные переправлялись на рабочую станцию Advantage 4.3, оснащенную коммерческим специализированным программным обеспечением для построения трактографии. Проводилось построение как отдельных проводящих путей, так и комплексной картины трактов белого вещества головного мозга в целом.

Обработаны данные 113 пациентов с различными поражениями головного мозга в возрасте от 3 до 78 лет, из них у 92 выявлены опухоли головного мозга. Гистологически это были диффузорастущие глиомы – 37 больших, ограниченные глиомы (пилочиторные астроцитомы, плеоморфноклеточные астроцитомы) – 16, метастазы – 19, гемангиобластомы – 3, внемозговые опухоли – 17. У 14 пациентов трактография выполнена в различные сроки после черепно-мозговой травмы, а в 7 случаях у больных рассеянным склерозом.

Клиническое применение МР-трактографии

Количественные параметры, которые можно получить при использовании диффузионной тензорной МРТ, уже нашли свое применения в оценке многих заболеваний ЦНС [1–6, 15, 17]. В частности, при метаболических поражениях в детском возрасте, при рассеянном склерозе, приобретенном иммунодефиците. Измерения анизотропии диффузии проводились при изучении сосудистой энцефалопатии, при лейкоареозе и возрастных изменениях, у больных с черепно-мозговой травмой, в психиатрии и при нейродегенеративных заболеваниях. Есть работы, посвященные исследованию объемных поражений головного и спинного мозга. Но их пока еще очень мало в мировой и нет в российской печати.

Основной интерес в представляемой работе сфокусирован на изучении возможностей данной методики в нейрохирургической клинике: определение топографии проводящих путей, степени воздействия опухоли, возможности совмещение с фМРТ в будущем, поддержка радиохирургии и др.

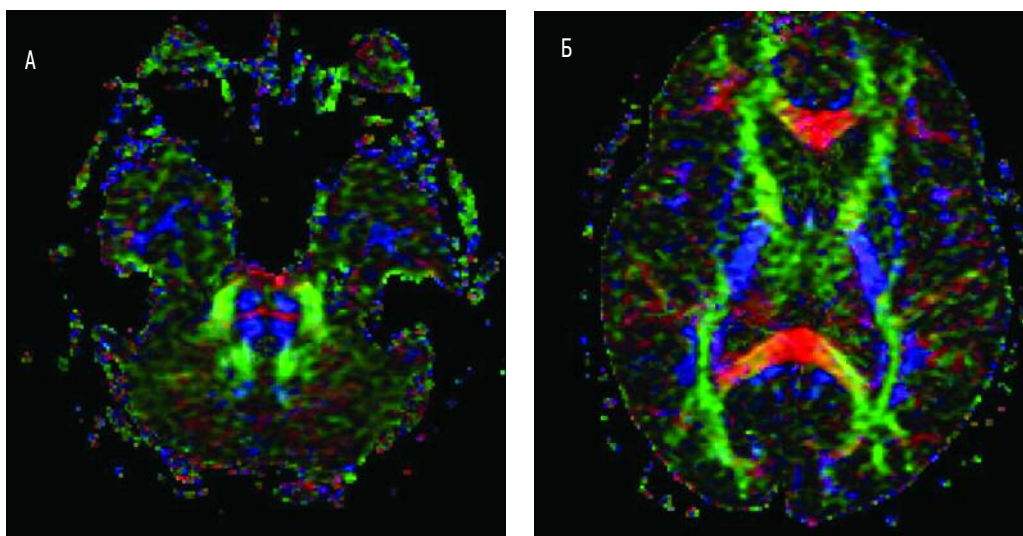


рис. 4: Структурные карты диффузии А – изображения на уровне ствола мозга; Б – на уровне боковых желудочков. Цветом закодированы направления проводящих путей (красным – комиссуральные, зеленым – ассоциативные, синим – проекционные).

Проводящие пути белого вещества

Тракты белого вещества головного мозга принято делить на три основные категории:

- Комиссуральные – соединяют большие полушария.
- Ассоциативные – соединяют корковые структуры в полушарии.
- Проекционные – соединяют корковые, подкорковые и стволовые структуры.

Для изучения топографии проводящих путей головного мозга мы исследовали 5 здоровых добровольцев. Тензорная МРТ выполнялась с использованием 6 градиентов в аксиальной, фронтальной и сагитальной проекциях. Как предварительный этап построения трактов мы реконструировали структурные цветовые карты на основе частичной анизотропии для каждого среза. Так, на аксиальной цветовой карте каждый цвет «отвечает» за свое направление: красный – справа налево, зеленый – спереди назад, синий – сверху вниз. Особенно четко ориентация пучков белого вещества выявляется в проекции ствола мозга (рис. 4). Затем проводилось построение отдельных проводящих путей в 3-мерном объеме (рис. 5) и как завершающий этап – выстраивался весь объем трактов белого вещества мозга.

Применение МР-трактографии в планировании хирургических операций

Сохранение витальных церебральных функций при максимальном объеме резекции интракраниального объемного образования является главной задачей любого нейрохирургического вмешательства. Поэтому знание взаимоотношений между опухолевым поражением мозга и различными структурными и функциональными зонами мозга оказывает огромную роль при формировании мнения хирурга о предстоящей операции, подходе к новообразованию, объему резекции и т.д. Особенно важно это при расположении опухоли в зонах, где предположительно (исходя из анатомии) могут находиться, например, основные проводящие пути мозга – кортико-спинальный тракт, зрительная радиация, нижний и верхний продольные пучки и др. Однако в реальных условиях роста новообразования все привычные анатомические ориентиры и детали обычно или исчезают, или смещаются. Стандартные МРТ изображения, даже высокого разрешения, не дают этой информации. В этих условиях возможности МР-трактографии открывают новые горизонты в оценке состояния проводящих путей головного, а в последнее время и спинного мозга. К сожалению, стремление нейрохирурга максимально удалить доступную для резекции опухоль не всегда оправдано, если в учет не берется состояние проводящих путей, расположенных в зоне опухоли. При новообразованиях парацентральной зоны (пре- и постцентральная извилины) – чаще

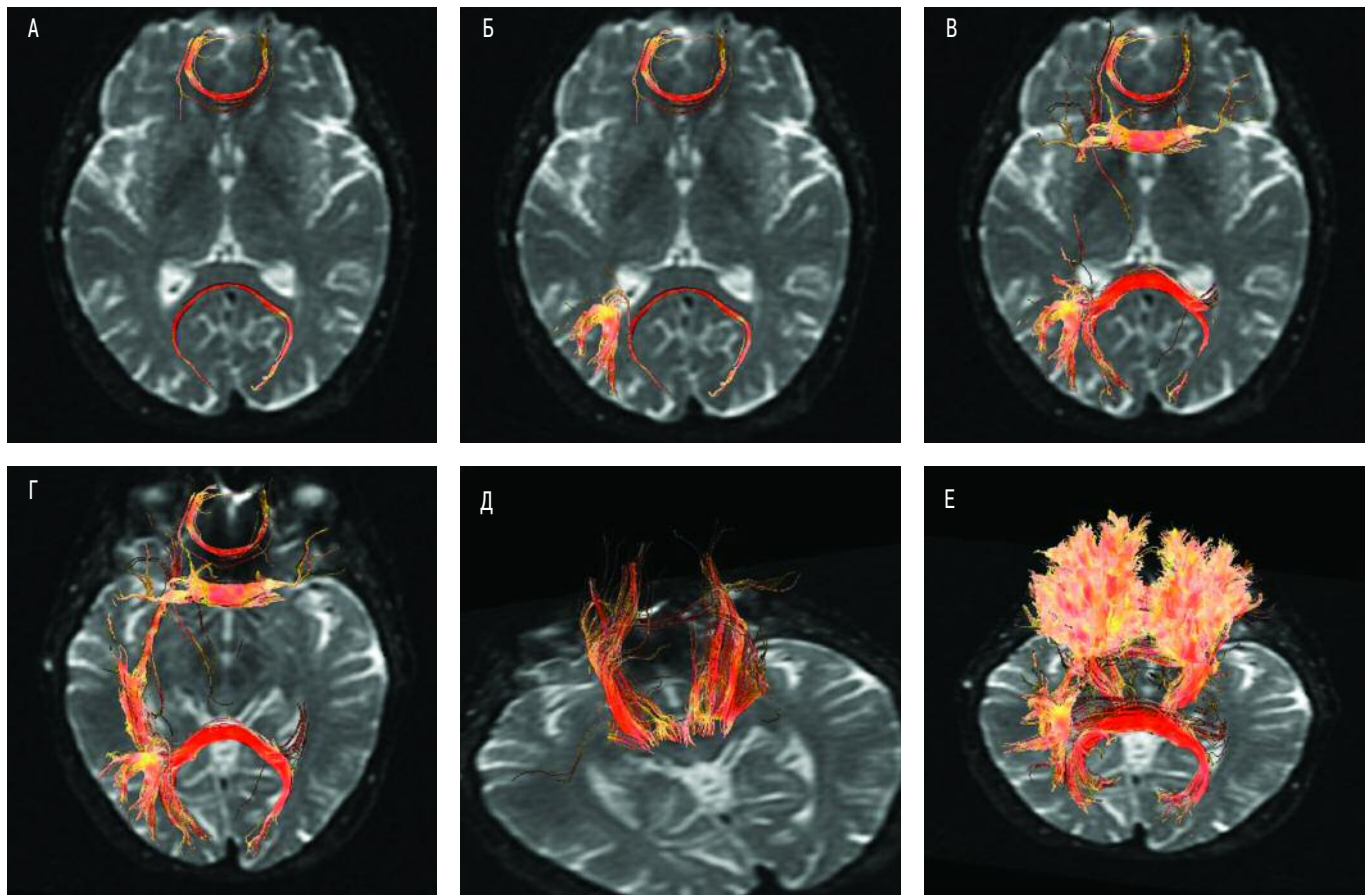


рис. 5: 3-мерные трактографические карты
Изображение проводящих путей белого вещества мозга, изображенные в виде «нитей», наложенные на T2 изображение (А–Е).

все это глиальные опухоли – клиническая картина заболевания, например, гемипарез, может быть обусловлена как поражением функциональной корковой зоны двигательного центра, так и поражением констрикоспинального тракта на отдалении от поверхности коры. И если для оценки коркового двигательного центра можно использовать интраоперационную электростимуляцию или данные функциональной МРТ, то состояние проводящих путей в глубине мозга возможно оценить в настоящее время пока лишь с использованием диффузионно-тензорной МРТ. Более того, МР-трактография позволяет высказать предположение не только о локализации интересующих пучков белого вещества мозга, но и оценить степень их повреждения, если опухоль инфильтрирует указанную область. А исходя из знаний о характере роста различных новообразований ЦНС, можно использовать данные МР-трактографии в предположительном высказывании о гистологической структуре опухоли. Хорошо известно, что в большинстве своем глиальные новообразования – это инфильтративно растущие опухоли, которые в ходе роста приводят к деструктивным изменениям в мозговом веществе и, следовательно, будут вызывать «повреждение» проводящих путей в зоне своего роста. Метастазы в головном мозге, наоборот, растут экспансивно, не инфильтрируя, а компрессируя и смещая окружающие мозговые структуры. МР-трактография в этих условиях,

обнаруживая либо деструкцию, либо дислокацию, помогает поставить правильный диагноз еще на предоперационном этапе (рис. 6, 7).

При больших по размеру инфильтративных опухолях конвексальной локализации, при которых нет особых сложностей с точки зрения операционного доступа (если, конечно, они расположены на удалении от главных корковых анализаторов), основным вопросом является объем возможной резекции в глубинных отделах головного мозга, особенно если у пациента нет грубых неврологических нарушений. Хирургическое повреждение проекционных проводящих путей, например, пирамидного пути, может повлечь за собой выраженное углубление или появление пареза при, казалось бы, тотальном удалении опухоли и великолепно проведенном оперативном вмешательстве. Знание взаимоотношения проводящих путей и границ опухоли на сегодняшний день уже является неотъемлемой частью предоперационного планирования объема резекции во многих клиниках (рис. 8).

Как показывают и наши первые исследования, при медленном росте даже глиальной инфильтративной опухоли мозга при МР-трактографии можно обнаружить сочетание признаков деструкции в центральных отделах опухоли и дисло-

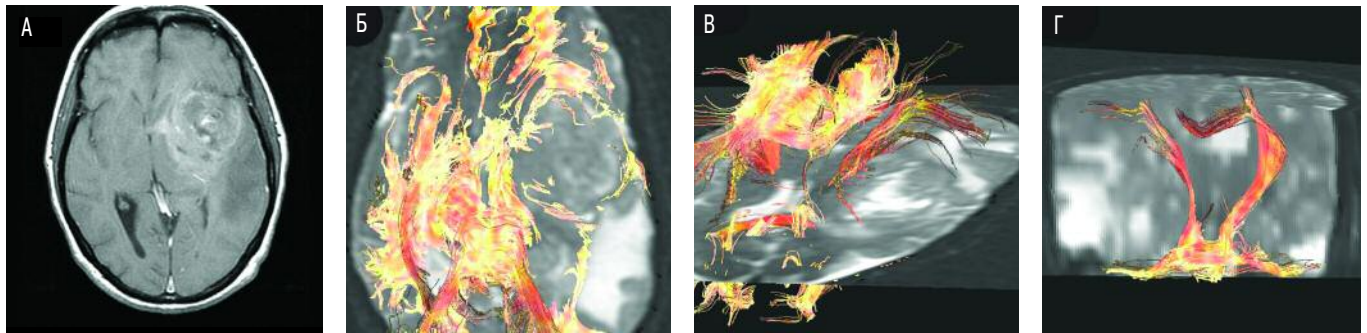


рис. 6: Глиобластома левой височной доли

А – T1-взвешенная МР-томограмма с контрастным усилением демонстрирует больших размеров опухоль с неоднородным контрастированием. Б–Г – МР-трактография определяет деструкцию ассоциативных проводящих путей в зоне опухолевого роста. Кортикоспинальный тракт (Г) дислоцирован опухолью и проходит по медиальному ее контуру.

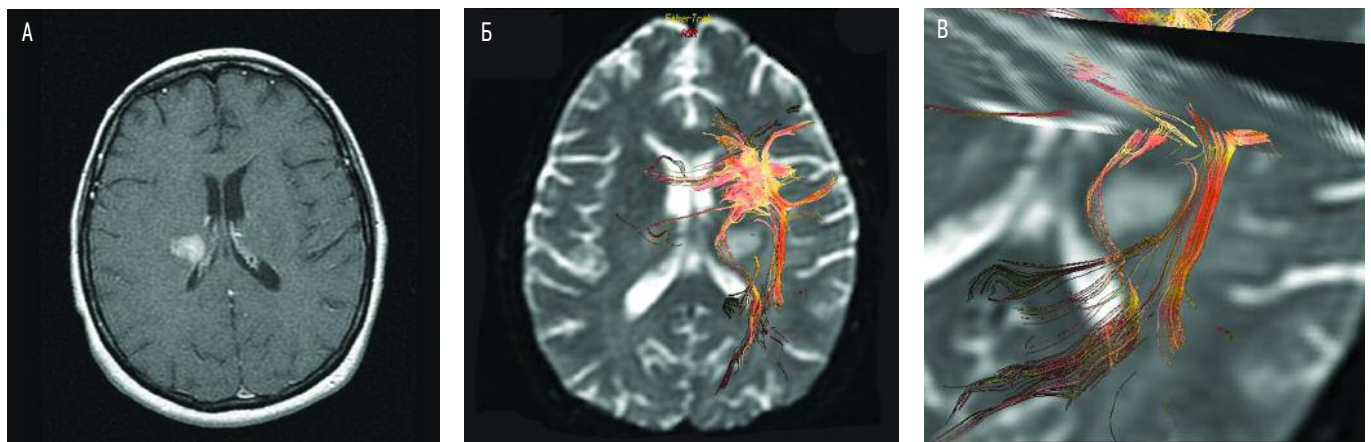


рис. 7: Солитарный метастаз в проекцию подкорковых образований справа

МР-томограмма в режиме T1 с контрастным усилением определяет небольших размеров опухолевый узел в проекции зрительного бугра и заднего колена внутренней капсулы (А). МР-трактография демонстрирует огибание проводящих путей вокруг метастаза.

кации прилежащих окружающих мозговых структур. Но в отличие от метастазов, эти опухоли имеют типичные для своей инфильтративной природы МРТ-проявления на стандартных изображениях, особенно при использовании внутривенного контрастного усиления (рис. 9). Высокую информативность МР-трактография показала в определении операционного доступа и объема оперативной резекции при опухолях, расположенных в височной доле мозга в области пересечения проводящих путей (*fasc. arcuatus*), идущих от зоны Брока к зоне Вернике, или в проекции затылочно-теменно-височной области, где расположены пучки хорошо известной зрительной радиации (рис. 10).

Так как все немозговые опухоли лишь компремируют и дислоцируют мозговое вещество в ходе своего роста, то очевидно что и при МР-трактографии проводящие пути белого вещества мозга претерпевают те же изменения. Более важно использование этого метода при базальной локализации опухолей на уровне ствола мозга, при глубокой локализации и атипичных рентгенологических проявлениях, требующих проведения дифференциальной диагностики с другими, в частности, инфильтративными поражениями мозга.

Заключение

Оценка эффективности нового метода построения проводящих путей головного мозга сегодня еще находится в стадии изучения и требует проведения дополнительных исследований и математического моделирования. Но уже сейчас можно с уверенностью сказать о том, что МР-трактография займет одно из важных мест в оценке изменений белого вещества головного мозга, выработке предоперационного планирования доступа, объема удаления интракраниальных объемных образований и возможной их последующей послеоперационной оценке. Кажутся особенно перспективными направления в использовании диффузионного тензора в изучении стволовых опухолей в их взаимосвязи с компактно расположенными в этой области проводящими путями, в построении 3-мерных моделей головного мозга с одновременным наложением на них данных функциональной МРТ и трактографии, а также использование топтографии проводящих путей для проведения более точно сфокусированной лучевой терапии и радиохирургии.

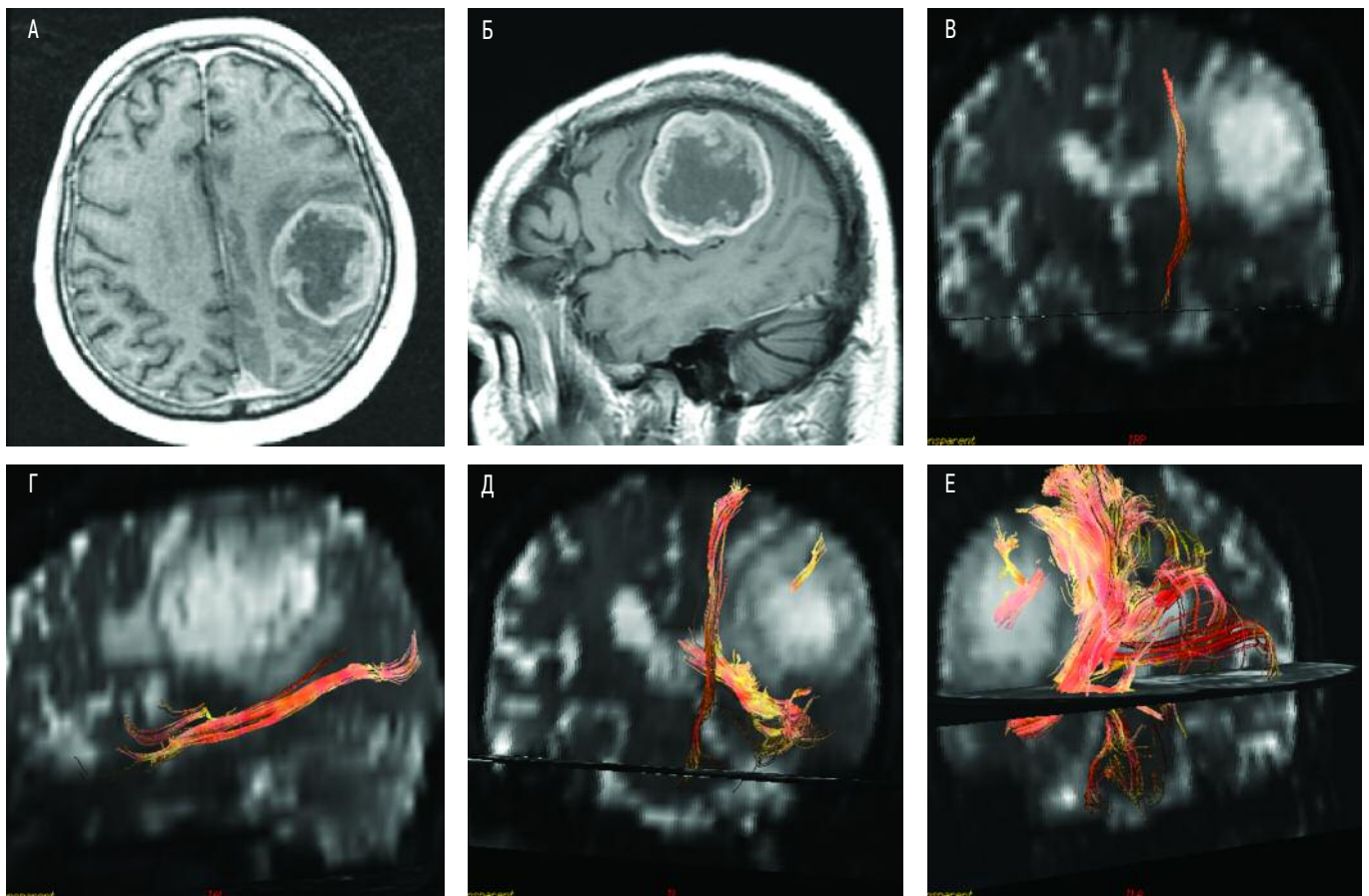


рис. 8: Глиобластома левой заднелобно-теменной области МРТ в режиме T1 на фоне контрастного усиления выявляет больших размеров опухоль с периферическим характером контрастного усиления (А, Б). МР-трактография с постепенным построением кортикоспинального тракта (В), нижнего продольного пучка (Г) и «комплекса» проводящих путей определяет локальную деструкцию в зоне опухоли и ее отношение к неповрежденным кортикоспинальному тракту и нижнему продольному пучку .

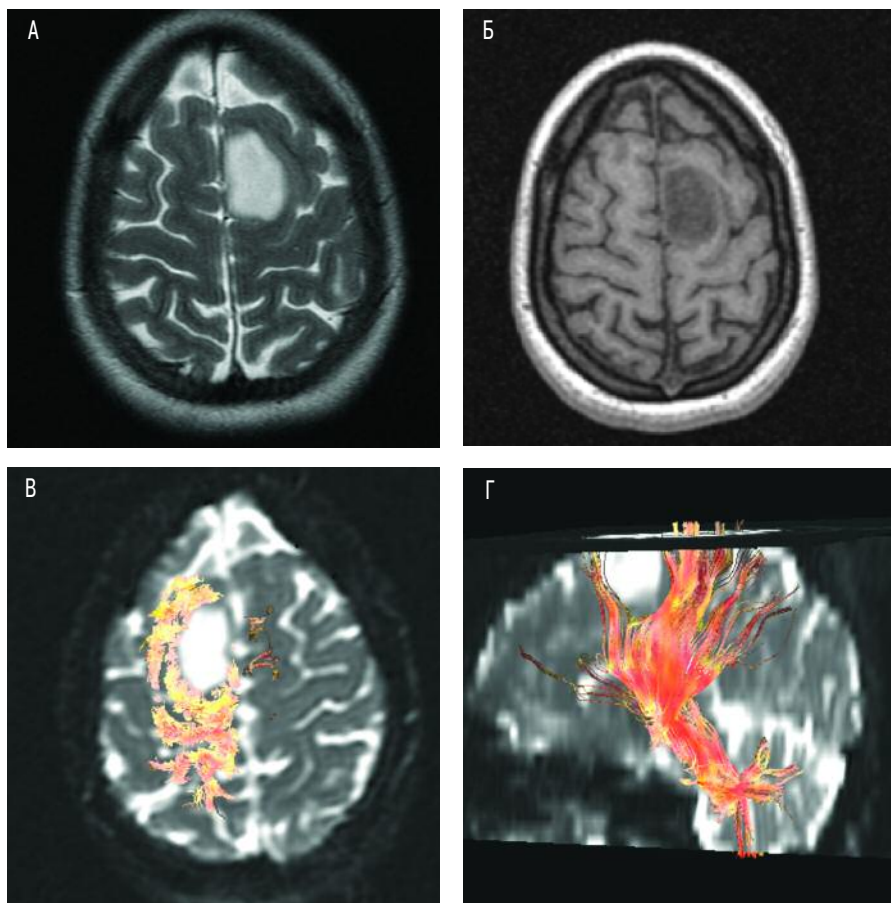


рис. 9: Доброкачественная астроцитома
левой лобной доли

МРТ в режиме T2 (А) и T1 (Б) демонстрирует опухоль в проекции верхней лобной извилины. МР-трактография определяет сочетание «деструкции» ассоциативных пучков и дислокации проекционных проводящих путей белого вещества (В, Г).

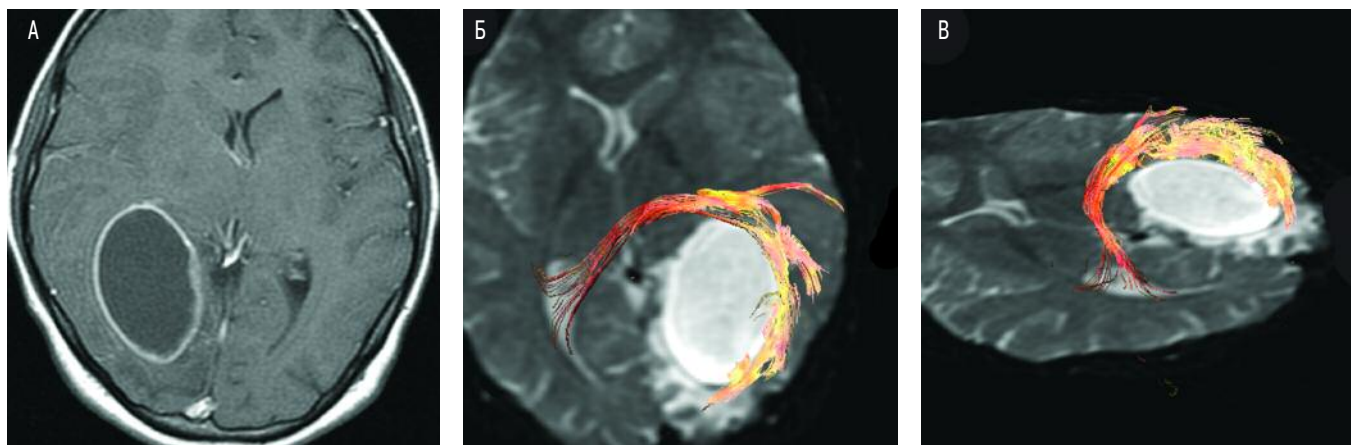


рис. 10: Астроцитома правой затылочной области

МРТ в режиме T1 с контрастированием определяет новообразование кистозного строения с периферическим контрастным усилением. Только МР-трактография была способна демонстрировать расположение пучков зрительной радиации, огибающей опухоль по латеральному контуру.

Список литературы

1. Корниенко В.Н., Пронин И.Н., Голанов А.В. и др. Нейрорентгенологическая диагностика первичных лимфом головного мозга. Медицинская визуализация 2004; 1; 6–15.
2. Пронин И.Н., Корниенко В.Н., Фадеева Л.М. и др. Диффузионно-взвешенные изображения в исследовании опухолей головного мозга и перитуморального отека. Журн. Вопр. нейрохирургии 2000; 3: 14–17.
3. Пронин И.Н., Корниенко В.Н., Подопригора А.Е. и др. Комплексная МР-диагностика абсцессов головного мозга. Журн. Вопр. нейрохирургии 2002; 1: 7–11.
4. Curr H., Percell E. Effects of diffusion on free precession in nuclear magnetic resonance. Phys. Rev. 1954; 94: 630–638.
5. Chepuri N., Yen Yi-Fen, Burdette J. Diffusion Anisotropy in the Corpus Callosum. AJNR 2002; 3: 803–808.
6. Conturo Thomas E. Tracking neuronal fiber pathways in the living human brains. Proc. Natl. Acad. Sci. USA 1999; 96: 10422–10427.
7. Frank L.R. Characterization of anisotropy in high angular resolution diffusion-weighted MRI. Magn. Res. Med. 2002; 47: 1083–99.
8. Le Bihan D., Breton E. Imagerie de diffusion in-vivo par resonance magnetique nucleaire. CR Acad. Sc. Paris 1985; 301, serie II: 1109–1112.
9. Le Bihan D., Turner R. Intravoxel incoherent motion imaging using spin echoes. Magn. Res. Med. 1991; 19: 221–227.
10. Le Bihan D., van Zijl P. From the diffusion coefficient to the diffusion tensor. NMR Biomed. 2002; 15: 431–434.
11. Mori S., van Zijl P.C.M. Fiber tracking: principles and strategies. NMR Biomed. 2002; 15: 468–480.
12. Moseley M., Butts K., Yenary M. et al. Clinical aspects of DWI. NMR Biomed. 1995; 8: 387–396.
13. Mulkern R., Gudbjartsson H., Westin C. et al. Multicomponent apparent diffusion coefficients in human brain. NMR Biomed. 1999; 12: 51–62.
14. Pierpaoli C., Jezzard P., Basser P.J. et al. Diffusion tensor MR imaging of the human brain. Radiology 1996; 20: 637–648.
15. Stejskal E.O., Tanner J.E. Spin diffusion measurements: spin echoes in the presence of a time-dependent field gradient. J. Chem. Phys. 1965; 42: 288–292.
16. Tanner J. Use of stimulated echo in NMR diffusion studies. I. Chem. Phys. 1970; 52: 2523–2526.
17. Tuch D.S. Q-ball imaging. Magn. Res. Med. 2004; 52: 1358–72.
18. Wedeen V.J., Hagmann P., Tseng W.Y. et al. Mapping complex tissue architecture with diffusion spectrum magnetic resonance imaging. Magn. Res. Med. 2005; 54: 1377–86.
19. Yamada K., Sakai K., Hoogenraad F.G.C. et al. Multitensor tractography enables better depiction of motor pathways: initial clinical experience using diffusion-weighted MR imaging with standard b-value. Am. J. Neuroradiol. 2007; 28: 1668–167.

Diffusion tensor imaging and diffusion tensor tractography

I.N. Pronin, L.M. Fadeeva, N.E. Zakharova, M.B. Dolgushin, A.E. Podoprigora, V.N. Kornienko

N.N. Burdenko Research Institute of Neurosurgery, Moscow

Key words: diffusion, diffusion tensor MRI, tractography, brain pathways, tumors of the central nervous system.

The purpose of this work was to present the advanced imaging tools using diffusion tensor imaging (DTI) and diffusion tensor tractography (DTT) for yielding structural and functional information about white matter (WM) pathways in the brain. A brief review of the basic principles underlying DTI and examples of clinical applications of DTI and DTT in neurosurgery for

patients with brain tumors is presented. Knowledge of DTT patterns, when a cerebral neoplasms involves the WM tracts, becomes critically important when neurosurgeons use DTI in evaluation of the topography of WM and tumor for planning tumor resection.