

УДК 616—073.756.8, 616.853.8, 616—073.584

Применение метода функциональной магниторезонансной томографии для выявления эпилептогенных зон головного мозга

Зозуля Ю.А., Рогожин В.А., Рожкова З.З.

Институт нейрохирургии им. акад. А.П.Ромоданова АМН Украины, г. Киев, Украина
Клинико-диагностический центр «Здоровье пожилых людей» АМН Украины, г. Киев, Украина

Ключевые слова: магниторезонансная томография (МРТ), магниторезонансная спектроскопия *in vivo* (*in vivo* МРС), функциональная МРТ (фМРТ), эпилептический очаг

1. Основные положения функциональной магниторезонансной томографии

На протяжении последнего десятилетия наряду с общепринятыми методами исследования функциональной активности коры головного мозга (позитронная эмиссионная томография (ПЭТ), магнитоэнцефалография (МЭГ), электроэнцефалография (ЭЭГ)) в практику клинических исследований активно внедряется функциональная магниторезонансная томография (фМРТ). Этот метод позволяет регистрировать реакции коры на внешнее раздражение с пространственным разрешением, превышающим достигаемое приведенными выше методами при временном разрешении от нескольких секунд до нескольких миллисекунд. Первые результаты применения метода фМРТ были получены с использованием контрастных веществ [1]. В настоящее время разработаны варианты этого метода, не требующие введения контрастных веществ, в которых параметром, определяющим интенсивность МР-сигнала, является локальная концентрация кислорода в крови. Уровень оксигенации зависит от активности процессов перфузии в соответствующей зоне коры головного мозга. В 1991 г. были представлены [2] первые результаты по визуализации зоны коры головного мозга, возбуждаемой при фотостимуляции. После внутривенного болюсного введения контрастного вещества проводили регистрацию сигнала до и после фотостимуляции. В качестве параметра для оценки перфузии в выделенной области головного мозга использовали значение интегральной интенсивности сигнала ЯМР. Область активации коры головного мозга выявляли по возрастанию перфузии при фотостимуляции. Было показано [17], что кровь может выполнять функцию эндогенного контрастного вещества, поскольку магнитные свойства крови изменяются в зависимости

от содержания окси- и дезоксигемоглобина. Оксигемоглобин — вещество с диамагнитными, а дезоксигемоглобин — с парамагнитными свойствами. Локальное повышение концентрации парамагнитного вещества приводит к сокращению времени релаксации, а следовательно, к возрастанию интенсивности сигнала ЯМР в данной области. Благодаря различию значений магнитной восприимчивости крови с высоким содержанием дезоксигемоглобина и окружающей ткани, вблизи сосудов однородность локального магнитного поля нарушается и возникает градиент локального магнитного поля. Согласно расчетам [4] и из сравнения результатов измерений в поле 1,5 и 4 Т [19] было показано, что градиент локального магнитного поля растет как степенная функция напряженности постоянного магнитного поля, изменяясь от $V^{1.6}$ до $V^{2.0}$. При использовании последовательностей, не содержащих рефокусирующего импульса, основанных на методе градиентного эха (ГЭ), таких, например, как FLASH, FISP, GRASS, FFE или последовательностей, используемых обычно в методе эхо-планарной томографии (ЭПТ), эти микроскопические градиентные поля вызывают возрастание интенсивности сигнала, пропорциональное TE -длительности периода формирования сигнала спинового эха (СЭ). Первые результаты по активизации соответствующих зон коры головного мозга, основанные на этом эффекте, были опубликованы в 1992 г. [14]. Стимуляция отдельных областей коры головного мозга приводит к активизации метаболизма. Повышение потребности в оксигемоглобине компенсируется существенным ростом локальной перфузии. Как следствие содержание оксигемоглобина в венозной крови повышается, что приводит к возрастанию интенсивности сигнала от прилежащей ткани головного мозга на изображении, взвешенном по протонной

плотности (ВкLK-контраст, blood oxigenation level dependent). При этом результаты по выявлению зон возрастания интенсивности сигнала совпадают с полученными методом ПЭТ [5, 6]. В то же время пространственное разрешение так же, как и разрешение по времени и контрасту, будет существенно выше, что определяет несомненное преимущество метода фМРТ по сравнению с ПЭТ. В настоящее время ВкLK-контраст является наиболее надежным и часто используемым методом функциональных исследований.

Как упоминалось, первые фМРТ исследования были проведены с использованием метода EPI (echo-planar-imaging — эхо-планарная-томография (ЭПТ)) [1]. Иногда фМРТ ошибочно отождествляют с ЭПТ, основываясь на данных работы [6], опубликованной в 1992 г., где была показана возможность успешного применения фМРТ с использованием обычной последовательности ГЭ и описаны основные преимущества этой последовательности для функциональных исследований. Разработанные в дальнейшем методы позволили учесть недостатки импульсных последовательностей СЭ и усовершенствовать последовательности ГЭ. Преимуществом методов, основанных на последовательности ГЭ, является возможность реализации этой последовательности на МР-томографе, предназначенном для клинических исследований. Необходимо лишь модифицировать протокол измерения, увеличив ТЕ и учесть зависимость ТЕ от напряженности постоянного магнитного поля. С учетом того что эффекты, проявляющиеся на МР-томограммах и связанные с изменением локальной магнитной восприимчивости, прямопропорциональны напряженности магнитного поля, длительность интервала формирования сигнала СЭ, требуемая для достижения соответствующей расфазировки спиновых изохромат и проявления эффекта активизации соответствующей зоны коры головного мозга, принимает следующие значения: 60 мс при 1,5 Т, 45 мс при 2 Т или 30 мс при 3 Т. Поскольку значения времен релаксации T_2 почти не зависят от напряженности магнитного поля, сокращение времени формирования сигнала СЭ при проведении исследования на приборах с большей напряженностью магнитного поля позволяет еще больше увеличить отношение сигнал/шум и, как следствие, увеличить контраст изображения. И наоборот, в поле ниже 1,5 Т достичь существенного увеличения контраста не удастся. Основным недостатком метода ГЭ является длительность получения изображения. При последовательном формиро-

вании сигнала вторичного эха периоды сбора данных непрерывно следуют друг за другом. Длительность периода формирования сигнала вторичного эха не должна быть меньше необходимой для формирования сигнала первичного эха. В этом случае на сбор данных от каждого слоя требуется не менее 10 с. Получение трехмерных изображений с большим количеством слоев невозможно, поскольку при возрастании длительности периода сбора данных не удастся обеспечить стабильного эффекта возбуждения. Еще одним недостатком данного метода является то, что на каждом этапе получения изображения время формирования сигнала СЭ является функцией локальной магнитной восприимчивости. Отсутствие воспроизводимости результатов измерений на каждой проекции при большой длительности периода формирования СЭ вызывает случайные изменения фазы сигнала. Основными источниками артефактов, возникающих за счет изменения фазы и приводящих к отсутствию воспроизводимости результатов, не будут нестабильности, связанные с особенностями работы прибора и возникающие из-за колебаний ложа пациента или же под влиянием градиентов, скорее они вызваны произвольными движениями пациента, например, при дыхании. Случайные изменения фазы сигналов искажают изображения и затрудняют регистрацию явлений, вызванных собственно стимуляцией определенных центров, и могут приводить даже к полному их исчезновению [7]. Прежде всего это относится к исследованиям, проводимым с использованием поверхностных катушек, где ожидаемая зона стимуляции соответствует определенной анатомической структуре и грубые артефакты на изображениях головного мозга ошибочно могут быть приняты за проявление эффекта стимуляции. Приведенные недостатки лишь частично компенсируются методами, описанными в [3]. Последовательности градиентного эха для достаточно больших значений угла отклонения вектора намагниченности (flip angle — FA) чувствительны к эффектам, зависящим от скорости кровотока. Изменение скорости кровотока под влиянием стимуляции, которое регистрируется с помощью транскраниальной доплеросонографии или МР-ангиографии [18], также можно расценивать как эффект стимуляции. Так как изменение скорости кровотока, например венозного оттока, может быть значительным на удалении на расстояние до 10 см от зоны стимуляции, то это может быть причиной ошибочного определения области активации. Причем эффекты, обусловлен-

ные изменением скорости кровотока, зачастую более существенны (от 5 до 30%), чем собственно ВкЛК-эффекты (от 1 до 3%). Для обнаружения истинного эффекта стимуляции необходимо увеличивать угол отклонения вектора намагниченности (FA), причем однозначно интерпретируются изображения, полученные с FA, большим 30° , а также изображения, на которых проявляются эффекты, превышающие 3—5%. Одним из наиболее надежных для локализации зоны возбуждения является метод ЭПТ. Особенность этого метода состоит в том, что вслед за единичным возбуждающим импульсом под воздействием серии градиентов переменной полярности индуцируется последовательность сигналов эха (ГЭ), сигналы кодируются по фазе и это позволяет получать изображение на каждом этапе сбора данных. Так как для получения изображения от одного слоя требуется примерно 100 мс, удается избежать артефактов, связанных с движениями. Движения влияют только на фазу сигнала, не проявляются на изображении, построенном при суммировании изображений от отдельных срезов и отсутствуют на реконструированных томограммах. Метод ЭПТ при большой длительности периода повторения импульсов (TR) позволяет получить серию отдельных изображений, поэтому данный метод нечувствителен к движению тканей и биологических жидкостей. В то же время ЭПТ — технически достаточно сложный метод, что не позволяет широко применять его на практике. Несмотря на то что все современные МР-томографы позволяют реализовать метод ЭПТ как стандартную процедуру, этот метод относится к достаточно дорогим вариантам фМРТ. Последовательности, формирующие ГЭ и используемые в методе ЭПТ, не обеспечивают высокого качества изображения. Локальная неоднородность магнитного поля (макроскопический эффект различия восприимчивости), эффекты, связанные с различием в значении химического сдвига сигнала воды — основного сигнала, по которому строятся изображения, могут быть причиной их искажения, что также может приводить к ошибкам при выявлении областей возбуждения в коре головного мозга. К недостаткам данного метода также можно отнести невысокое пространственное разрешение изображений. Временное разрешение, определяемое скоростью выборки сигналов, ограничено значением времени спин-спиновой релаксации T_2 протонов воды, содержащейся в ткани головного мозга (порядка 60 мс). Эффективное время спин-спиновой релаксации T_2^* , характеризующее скорость расфа-

зирования спиновых изохромат под действием градиентов магнитного поля, меньше 60 мс. Эта величина определяет максимальное время, необходимое для сбора данных. За это время можно получить изображения с матрицей от 64×64 до 128×128 . Увеличение времени сбора данных приводит к возрастанию разрешения, однако сигналы при этом «размываются», т.е. не удастся достичь истинного эффекта увеличения разрешения. Поскольку T_2 ликвора существенно выше T_2 ткани головного мозга, то при таких параметрах сбора данных разрешение по контрасту в области расположения ликвора будет выше реально существующего. Пространственное разрешение, которое может быть достигнуто при использовании метода ЭПТ, достаточно для изображения, на котором зона возбуждения коры не имеет четких границ. В настоящее время окончательно невыяснено, насколько воспроизводимы и информативны результаты по возбуждению определенных зон подкорки.

Метод multislice позволяет получать информацию одновременно от 10—16 слоев за время порядка 10 с. Применение данного метода особенно перспективно в тех случаях, когда локализация зоны возбуждения заранее неизвестна.

Разработка новых методик фМРТ направлена прежде всего на усовершенствование методов ГЭ. При использовании последовательности echo-shifting [15] удастся почти вдвое сократить время сбора данных.

Технику непрерывной регистрации, где длительность интервала между возбуждением и сбором данных является существенным ограничением метода, удастся реализовать, сократив интервал между возбуждением спиновой системы и началом сбора данных. В последовательности MUSIC (multi slice interleaved excitation cycles) этот временной интервал используется для возбуждения сигнала от следующего слоя [16], так что при использовании метода ГЭ удастся провести сбор данных от шести слоев за время, необходимое для сбора данных от одного слоя в методе непрерывного возбуждения. Современные приборы, оснащенные устройством формирования высоких значений градиентов магнитного поля, позволяют за 10—15 с проводить сбор данных от 10—16 слоев. Эффективность этих двух методов примерно одинакова, поэтому для корректной оценки их недостатков и преимуществ необходимо провести исследования на большой группе пациентов.

Методы, позволяющие получать изображения, взвешенные по магнитной восприимчивости, основаны на методе RARE (Rapid

Acquisition with Relaxation Enhancement — быстрый сбор данных с релаксационным усилением) [8,16] Здесь, как и в методе ЭПТ, для получения одного изображения используют только один временной интервал, в течение которого происходит изменение состояния спиновой системы, и его величина зависит от локальной магнитной восприимчивости, а считывание сигнала происходит в виде последовательности эхо-сигналов. Такая импульсная последовательность отличается высокой стабильностью, что обеспечивает хорошее качество «сырых данных» [9]. Эти изображения позволяют оценить, является ли наблюдаемый эффект артефактом или результатом возбуждения в случае расположения зоны возбуждения в области борозды или извилин коры головного мозга. Для получения трехмерного изображения от 16 слоев требуется 20—25 с. К недостаткам этого метода следует отнести большую нагрузку от радиочастотного поля, импульсная последовательность содержит большое число рефокусирующих импульсов, а также невысокое пространственное разрешение изображений.

2. Сочетание методов фМРТ и МРС в клинических исследованиях

Наряду с вышеприведенными методами фМРТ в последние годы активно развиваются методы функциональной спектроскопии [10, 11]. Эти методы используют для детального изучения механизмов активации определенных зон коры головного мозга. Исключительно высокая стабильность последовательностей, формирующих сигнал СЭ, позволяет изучить процесс стимуляции во времени. Интенсивность сигнала в спектре ЯМР также позволяет судить о характере изменения во времени процессов, связанных с уменьшением и увеличением потребления кислорода в соответствующей области головного мозга. Данные оптических измерений совпадают с полученными методами *in vivo* ЯМР спектроскопии (МРС) [6]. Комбинация методов фМРТ и МРС позволяет при одновременном улучшении разрешения по времени исследовать изменение метаболизма мозга в процессе стимуляции. Наиболее перспективной областью применения фМРТ является нейропедиатрия, причем наилучшие результаты были получены при диагностике заболеваний, связанных с врожденными нарушениями функции головного мозга. В некоторых работах [7] приведены результаты комплексного исследования с использованием метода фотостимуляции основных зон коры головного мозга, моз-

жечка и подкорки. Одновременное применение фМРТ и МРС позволяет определять зоны коры, ответственные за формирование синдрома судорожной готовности, а также устанавливать различие между истинной эпилепсией и эпизиндромом. Методы локализации зон коры головного мозга успешно используют в нейрохирургии при планировании операций; доказана [12, 13] большая по сравнению с фармакологическими и электрофизиологическими методами эффективность хирургической коррекции нарушенных функций коры головного мозга. В то же время эти методы не лишены ограничения, состоящего прежде всего в том, что измеряемые величины являются косвенным отражением соответствующих функций головного мозга, поскольку зоны гиперперфузии возникают при любом воздействии и проявляются на изображениях, полученных таким методом фМРТ, как ВкЛК.

3. фМРТ и МРС в характеристике эпилептогенных зон головного мозга

3.1. Постановка задачи

Широкое применение метода *in vivo* МРС для диагностики различных неврологических расстройств, сопровождающихся диффузным поражением ткани головного мозга, которые не удается выявить с помощью метода МРТ, связано с тем, что данный метод позволяет достоверно устанавливать границу между нормой и патологическими изменениями, проявляющимися на раннем этапе развития заболевания. Значительная по сравнению с традиционными методами клинической диагностики чувствительность метода МРС обусловлена высоким естественным содержанием ядер водорода (^1H), а также возможностью получения спектров ЯМР *in vivo* высокого разрешения в локально выделенной зоне головного мозга. Эти возможности позволяют не только выявить очаг эпилептической активности, но и охарактеризовать метаболические превращения, наблюдаемые в области его локализации. Проследив изменение содержания таких метаболитов, как N-ацетиласпартат (NAA), креатин (Cr), холин (Cho) и лактат (Lac) во времени можно оценить изменение состояния пациента в динамике развития заболевания и под влиянием различных методов терапии.

3.2. Материал и метод

Нами проведено обследование 12 пациентов, у которых ранее при проведении функциональных исследований с использованием ЭЭГ были выявлены очаги эпилептической активности и опре-

делена их локализация. Исследования с использованием методов фМРТ и МРС проводили на МР-томографе Magnetom Vision Plus (SIEMENS) 1,5 Т, скорость нарастания градиента 25 мТ/м за 0,3 мс. При фМРТ исследованиях были получены T_1 -взвешенные изображения в аксиальной и фронтальной проекциях с использованием следующих фМРТ протоколов: TR=15,5 мс, TI=450 мс, TE=4,2 мс, FA=20, FkV=24418 см, матрица 2564192, 124 среза толщиной 1,5 мм. T_2 -взвешенные изображения (ГЭ, ЭПТ) в аксиальной проекции реконструированы при выборке, осуществляемой каждые 3 с с использованием последовательности с TR=1,76 мс, TE=66 мс, FA=90, FkV=2564256, 1284128 вокселей.

Исследования МРС проводили в выявленных по фМРТ зонах эпилептичности с использованием импульсной последовательности PRESS и протоколов с TR=1365, 1500, 3000 мс, TE=135, 270, 20, 10 мс, NS=128, 256. Для контроля спектры были получены также в контралатеральном полушарии на уровне расположения очага эпилептичности и в ипсилатеральном полушарии в областях вне зоны повышенной перфузии.

Обработку результатов, полученных методами фМРТ и МРС, проводили по стандартным программам, входящим в пакет математического обеспечения к прибору.

3.3. Результаты и обсуждение

У 12 пациентов с наличием очага эпилептичности, обследованных нами с применением методов фМРТ и *in vivo* МРС ^1H , во всех спектрах нами было обнаружено убывание интенсивности сигнала NAA и уменьшение соотношения и NAA/Cr. Причем у 8 пациентов наблюдали уменьшение интенсивности сигнала NAA и одновременно соотношения NAA/(Cho+Cr), у 3 — при уменьшении интенсивности сигнала NAA интенсивность сигналов Cr и Cho оставалась неизменной, а у 1 — наблюдалось возрастание интенсивности сигналов Cr и Cho. У всех обследованных нами пациентов, страдающих не поддающейся медикаментозной коррекции формой эпилепсии с локализацией эпилептогенной височной области, отмечали уменьшение интенсивности сигнала NAA. Это дает основание предполагать, что уменьшение амплитудной и интегральной интенсивности сигнала NAA в эпилептогенной височной области по сравнению с таковым, наблюдаемым в неповрежденной ткани, может служить маркером нейронального дефицита и характеризовать таким образом степень тяжести состоя-

ния пациента. В то же время, если оценивать только убывание сигнала NAA, то у обследованных больных нам удалось количественно охарактеризовать наблюдаемые изменения: при индексе асимметрии по NAA 51% (сравнивается спектр в эпилептогенной и в контралатеральном полушарии на уровне расположения очага) для суммарного содержания (Cho + Cr) определяется индекс асимметрии 42%, причем для значений отношений NAA/Cho индекс асимметрии составляет также 42%, а NAA/Cr — 41%. Наблюдаемое различие результатов для содержания Cho и Cr нельзя считать достаточными, принимая во внимание небольшое количество наблюдений и оценивая их лишь как пример возможного применения описанного метода. Отметим, что у 4 пациентов обнаруживали убывание сигнала NAA в контралатеральном полушарии в височной области на уровне локализации эпилептогенной области. У 3 пациентов, у которых наблюдали наибольшее убывание интенсивности сигнала NAA в контралатеральном полушарии, при получении МР-изображений с применением последовательностей, позволяющих получить изображения, взвешенные по значению коэффициента диффузии, удалось также выявить наличие области «зеркального отека», то есть потенциального эпилептогенной области. В ипсилатеральном полушарии у всех пациентов с локализацией эпилептогенной области в височной области в спектрах МРС обнаружили убывание интенсивности сигнала NAA и отношения NAA/(Cr + Cho), при этом в контралатеральном полушарии наблюдаемая тенденция изменения сохранялась у 50% больных.

У пациентов с локализацией эпилептогенной области в лобной области наблюдали только уменьшение интенсивности сигнала NAA и отношения NAA/Cr. У 4 больных в очаге эпилептичности (как при лобной, так и при височной локализации) в спектре отмечали увеличение сигнала Lac.

4. Заключение

Несмотря на несомненные преимущества приведенного метода, отметим некоторые его ограничения. Прежде всего, применение данного метода требует достаточно длительного времени: для настройки однородности локального магнитного поля и для сбора данных в участке мозга объемом 8 см³ необходимо 6—8 мин. При таком объеме ткани в спектр дают вклад также сигналы воды и липидов, не представляющие в данном случае диагностической ценности и затрудняющие интерпретацию спектров. Выбор меньшего объема исследуемого участка требует более тщательной, а следовательно,

более длительной настройки и существенно увеличивает время проведения исследования. Для исключения вклада в область интереса сигналов от смежных с очагом эпиактивности тканей и одновременно для уменьшения ее объема до 1—3 см³ необходима разработка специальных импульсных последовательностей, селективных по химическому сдвигу. Модификация стандартных протоколов проведения исследований, основанная на уменьшении длительности периода формирования сигнала СЭ, позволила нам наблюдать в спектрах сигналы не только вышеприведенных метаболитов, но и таких веществ, как γ -аминобутировая кислота, глутамин, глутаминовая кислота, аланин, инозитол, таурин. Поскольку в спектрах всех обследованных нами пациентов наблюдали уменьшение интенсивности сигналов NAA и глутаминовой кислоты при одновременном возрастании интенсивности сигналов аланина, таурина и инозитола, мы предполагаем, что изменение содержания этих веществ может быть использовано для повышения качества диагностики, в частности, при решении проблемы выявления очагов эпиактивности.

Список литературы

1. Bandettini P.A., Wong E.C., Hinks R.S. et al. Time course EPI of human brain funktion during task activation // *Magn.Reson.Med.*—1992.—25. — P. 390—397.
2. Belliveau J.W., Kennedy K.N., McKinstry R.C. et al. Functional mapping of the human visual cortex by magnetic resonance imaging // *Science.*—1991.—254. — P. 716—719.
3. Ehman R.L., Felmlee J.P. Adaptive technique for high-definition MRI of moving structures // *Radiology.*—1989.—173. — P. 255—263.
4. Fisel C.R., Ackerman J.L., Buxton R.B. et al. MR contrast due to microscopically heterogenous magnetic susceptibility: numerical simulations and applications to cerebral physiology // *Magn. Reson.Med.*—1991. —17. — P. 336—347.
5. Fox P.T., Raichle M.E. Focal physiological uncoupling of cerebral blood flow and oxidative metabolism during somatosensory stimulation in human subjects // *PNAS.*—1986.—83. — P.1140 —1144.
6. Grinvald A., Frostig R.K., Siegel R.M. et al. High-resolution optical imaging of functional brain architecture in the awake monkey // *PNAS.*—1991.—88. — P. 1559—1563.
7. Hajnal J.V., Myers R., Katridge A. et al. Artifacts due to stimulus correlated motion in functional imaging of the brain // *Magn. Reson. Med.*—1994.—31. — P. 283—291.
8. Hennig J., Hennel F., Kesterle C. et al. Fast and robust measurements of brain activation using modified RARE-sequence with variable contrast // *Proc. Soc. of Magn. Reson.*—1994. — P.606.
9. Hennig J., Nauerth A., Friedburg H. RARE imaging: a fast imaging method for clinical MR // *Magn. Reson. Med.*—1986.—3. — P. 823—833.
10. Hennig J., Ernst Th., Speck K. et al. Detection of brain activation using oxygenation sensitive functional spectroscopy // *Magn. Reson. Med.*—1994.—31. — P. 85—90.
11. Hennig J., Laubenberg J., Ernst T. et al. Funktionelle Spectroskopie: Grenzen und Möglichkeiten einer neuen Methode zur Untersuchung der Hirnaktivierung mit Kernspintomographie // *RkFk.* —1994.—161. — P. 51—57.
12. Hertz-Pannler L., Gaillard W.K., Mott S. et al. Pre-operative assessment of language lateralization by FMRI in children with complex partial seizures: preliminary study // *Proc. Soc. Magn. Reson.* — 1994. — P. 326.
13. Howard R., Alsop K., Ketter J., Listerud J. et al. Functional MRI of regional brain activity in patients with intracerebral gliomas and AVMS prior to surgical or endovascular therapy // *Proc. Soc. Magn. Reson.*—1994. — P. 701.
14. Kwong K.K., Belliveau J.W., Chesler K.A. et al. Dynamic magnetic resonance imaging of human brain activity during primary sensory stimulation // *PNAS.* 1992.—89. — P. 5675—5679.
15. Liu G., Sobering G., Nelson A.W. et al. Fast echo-shifted gradient-recalled MRI: combining a short repetition time with variable T₂* weighting // *Magn. Reson. Med.*—1993.—30. — P. 68—75.
16. Norris K.G., Hoehn-Berlage M., Wittlich F. et al. Dynamic imaging with T2* contrast using U-Flare // *Magn.Reson.Imaging.*—1993.—11. — P. 921—924.
17. Ogawa S., Lee T-M, Nayak A.S. et al. Oxygenation sensitive contrast in magnetic resonance image of rodent brain at high magnetic fields // *Magn.Reson.Med.*—1990.—14. — P. 68—78.
18. Segebarth C, Belle V., Kelon C. et al. Functional MRI of the human brain: predominance of signals from extracerebral veins // *Neuroreport.*—1994.—5. — P. 813—816.
19. Turner R., Jezzard P., Wen H. et al. Functional mapping of the human visual cortex at 4 and 1.5 tesla using deoxygenation contrast EPI // *Magn.Reson.Med.*—1993.—29. — P. 277—279.

Застосування методу функціональної
магніторезонансної томографії для виявлення
епілептогенних зон
головного мозку

Зозуля Ю.П., Рогожин В.О., Рожкова З.З.

Роботу присвячено опису основних принципів функціональної магніторезонансної томографії (фМРТ) як методу виявлення зон активації кори головного мозку. Обговорюються межі застосування фМРТ, її переваги при дослідженні неврологічних порушень. Доведено, що комплексне дослідження за допомогою фМРТ і МРС in vivo поширює можливості застосування МРТ в клінічній практиці.

Application of functional magnetic resonance
imaging for finding out
the brain epileptogenic foci

Yu.A.Zozulya, V.A.Rogozhyn, Z.Z.Rozhkova

This work is devoted to the description main principles of functional MRI (fMRI) as a method for visualization of the motor cortex activated areas. The scope of fMRI applications is discussed. Bringing together fMRI and MRS in vivo enlarge clinical applications.

КОММЕНТАРИЙ

к статье Зозули Ю.А., Рогожина В.А., Рожковой З.З. «Применение функциональной магниторезонансной томографии для выявления эпилептогенных зон головного мозга»

Представленная работа — первый опыт отечественных авторов по применению нового метода диагностики разнообразных неврологических расстройств, основанного на функциональной магниторезонансной томографии (фМРТ). Несмотря на то что в данной работе решается конкретная задача, а именно, выявление эпилептогенных зон головного мозга, это исследование представляется весьма актуальным для нейрохирургии и неврологии именно в связи с тем, что используемые в данной работе методы позволяют выявить общие закономерности, существующие между функциями и особенностями метаболизма нормального и патологически измененного мозга. Работы последних лет [1—6], посвященные применению метода фМРТ в неврологии, касались разработки основ метода. Функциональное картирование мозга было возможно благодаря выявлению зон возбуждения коры головного мозга при выполнении пациентом разнообразных заданий, связанных с движениями. Во всех этих работах проводились исследования пациентов контрольной группы — лиц без признаков неврологических расстройств. И лишь в работе [7] сочетание методов фМРТ и in vivo спектроскопии ЯМР было использовано для более глубокого понимания патофизиологии опухолей и для нахождения различий между остаточной опухолью и изменениями ткани головного мозга, вызванными постоперационной радиотерапией.

Авторами данной работы впервые предложен принципиально новый подход, использующий сочетание двух методов — фМРТ и in vivo спектроскопии ЯМР ¹H — для выявления очага эпилептогенности, а также характеристики степени нарушения функций головного мозга у пациентов, страдающих неподдающейся медикаментозной коррекции формой эпилепсии, и это исследование при условии значительного увеличения количества наблюдений, как мне представляется, найдет в дальнейшем свое развитие и применение в неврологии и нейрохирургии.

1. Haacke, E.M., Lai, S., Reichenbach, J.R. et al. In vivo measurement of blood oxygen saturation using MRI: A direct validation of the blood oxygen level-dependent concept in functional brain imaging, *Human Brain Mapping*, 5 (1997), 341—346.
2. Klose, U., Mueller, E. And Grodd, W.: Kernspintomographie mit 100 ms Zeitaufloesung, *Z.Med.Phys.*, 7 (1997), 7—11.
3. Cox, R.W.: Software for Analysis and Visualization of Funktional Magnetic Resonance Neuroimages, *Comput. Biomed. Res.*, 29 (1996), 162—173.
4. Friston, K.J., Holmes, A.P., Poline, J.B. et al. Analysis of fMRI time-series revisited, *Neuroimage*, 2 (1995), 45—53.
5. Goebel, R.: Brain Voyager 2.0: from 2K to 3K fMRI analysis and visualisation, *Neuroimage*, 5 (1997), S635.
6. Kibrow, E., Buonocore, M., Antognini, J. et al.: Somatosensory cortex: a comparison of the response to noxious thermal, mechanical, and electrical stimuli using fMRI, *Human Brain Mapping*, 6 (1998), 150—159.
7. H.Hewingshorst, H.W.Schlemmer, M.Henze et al., Comparison of fMRI, ¹H Spectroscopy, PET/SPECT to Separate Radiation Induced Tissue Changes from Tumor Progression Patientes with Gliomas. Supplement to *J. of Radiology*, Nov. 1999, Vol. 213, P.237.

Л.Г.Розенфельд
академик АМН Украины,
чл.-корр. НАН Украины
Киевский НИИ отоларингологии
им. А.С.Коломийченко МЗ Украины