

НОБЕЛЕВСКИЕ ЛЕКЦИИ ПО ФИЗИОЛОГИИ И МЕДИЦИНЕ — 2003

Быстрая магнитно-резонансная томография

П. Мэнсфилд

(Нобелевская лекция. Стокгольм, 8 декабря 2003 г.)

PACS numbers: 01.30.Bb, 83.85.Fg, 87.61. – c

Содержание

1. Введение (1044).
 2. Экспериментальная установка (1045).
 3. Эхо-планарная томография (1045).
3.1. Методика визуализации. 3.2. Общие результаты двумерной визуализации при 0,5 Тл. 3.3. Результаты визуализации плода при 0,5 Тл. 3.4. Визуализация при 0,5 Тл в педиатрии. 3.5. Результаты ЭПТ при 3,0 Тл.
 4. Эхо-объемная томография (1048).
 5. Активный акустический контроль (1049).
5.1. Прямоугольная градиентная катушка. 5.2. Результаты.
 6. Заключение (1050).
- Список литературы (1052).

1. Введение

Мы в Ноттингеме впервые соприкоснулись с проблемой магнитно-резонансной томографии (МРТ) в начале лета 1972 г. В ходе обсуждения экспериментов по сужению линий ЯМР в твердых телах с помощью последовательности импульсов с одним из моих аспирантов, Питером Граннелом (Peter Grannell), и постдоком Алланом Гарроуэем (Allan Garroway) мне пришла в голову мысль использовать методику сужения линий для эффективного устранения дипольных взаимодействий в материалах типа CaF_2 и одновременно наложить на образец внешний линейный градиент магнитного поля, чтобы таким образом изменить форму линии и в итоге выявить атомную или молекулярную структуру образца.

Однако вскоре выяснилось, что даже после сужения линий в CaF_2 примерно до 1 Гц, или в 3×10^4 раз, они все еще слишком широки, чтобы использовать внешние градиенты для определения атомной структуры монокристалла CaF_2 . Несмотря на это препятствие, мы продолжили работу с искусственными одномерными решетками, состоявшими из нескольких тонких пластинок камфары.

Вместе с Питером Граннелом я проводил эти исследования до конца 1972 г., а в 1973 г. мы доложили

полученные результаты на Первом специализированном амперовском коллоквиуме в Кракове [1]. Вскоре появилась и формальная публикация [2]. В этих сообщениях особенно большое внимание уделялось использованию преобразования Фурье, хотя изображения пакетов камфарных пластин были одномерными. Стало очевидно, что мы сами усложнили задачу, выбрав для работы твердый материал. Поэтому очень скоро мы обратились к жидкостным спиновым системам, где не требовалось сужения линий.

Рассмотренный подход позволял получать в основном одно- или двумерные изображения. Следующим шагом стала работа с тонким слоем материала, визуализация которого была бы возможна без перехода на смежные плоскости. Мы достигли этой цели, используя метод избирательного облучения [3].

Одна из главных практических трудностей, с которой до той поры сталкивались в исследованиях МРТ, состояла в больших затратах времени для получения конечного изображения. Так, например, линейное сканирование для получения снимка, состоявшего из 64×64 пикселей, обычно занимало 10–20 минут [4].

Прорыв произошел в 1977 г., с появлением метода эхо-планарной томографии (ЭПТ) [5]. Эта методика в принципе позволяла практически мгновенно, за 20–50 мс, получать полное двумерное изображение объекта. Однако, чтобы достигнуть такой скорости получения снимков, пришлось проявить изобретательность. Так появилась идея активного магнитного экранирования [6, 7]. Оказалось, что обычные градиентные магнитные катушки, необходимые для определения толщины слоя и осей изображения, сильно взаимодействуют с металлическими частями криостата сверхпроводящего магнита. Зависящие от времени токи, индуцируемые в этих частях, затухают со своей собственной независимой постоянной времени, что добавляет нежелательную и непредсказуемую временную зависимость к статическому магнитному полю.

Активное экранирование градиентных катушек устраняет все внешние временные зависимости, равно как и все нежелательные отраженные статические магнитные поля. Разумеется, процесс магнитного экранирования сам по себе привносит магнитные поля, которые изменяют характер градиентного поля, но совершенно определенным и предсказуемым образом.

П. Мэнсфилд (P. Mansfield). University of Nottingham, Department of Physics and Astronomy, Nottingham, NG7 2RD, United Kingdom

В настоящее время магнитно-экранированные градиентные катушки являются неотъемлемой частью практически всех коммерческих аппаратов МРТ.

2. Экспериментальная установка

На рисунке 1 показан сконструированный в нашей лаборатории аппарат МРТ для сканирования всего тела в поле 0,5 Тл вместе со столом для пациента. На рисунке 2 представлена градиентная катушка с двойным экранированием, входящая в состав экспериментальной установки на рис. 1. Можно показать, что при использовании градиентной катушки с двойным экранированием, в которой первичная обмотка служит единственной токовой петлей, неэкранированный контур, несущий ток I , формирует линии магнитного потока, которые образуют набор эллиптических петель магнитного поля со смещенными центрами [7]. Между тем, при двойном магнитном экранировании токовой петли или первичной обмотки линии магнитного поля под внутренним экраном точно такие же, как создаваемые первичной катушкой в свободном пространстве. В то же время, магнитный поток заключен между экранами, а поле там инвертировано. Магнитное поле в центре катушки имеет такую же форму



Рис. 1. Сконструированный в нашей лаборатории магнитно-резонансный томограф на основе сверхпроводящего магнита с полем 0,5 Тл.

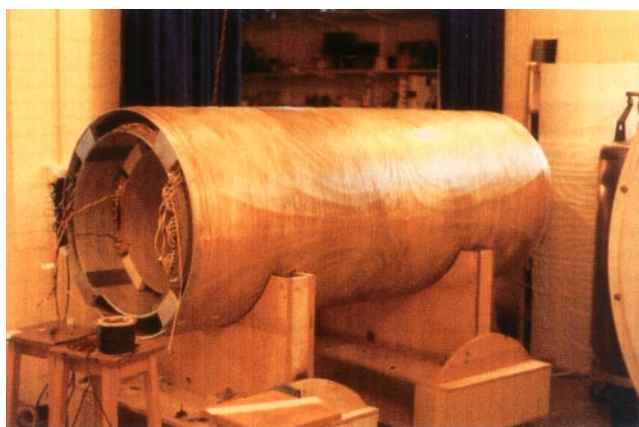


Рис. 2. Градиентная катушка с двойным активным магнитным экранированием, используемая в сверхпроводящем магните, показанном на рис. 1.

и величину, как и в неэкранированной катушке. Иными словами, магнитное поле B в центре катушки не отличается от ожидаемого для неэкранированного контура. Снаружи внешнего экрана поле $B = 0$. Удаление внутреннего магнитного экрана при сохранении внешнего высвобождает заключенный между ними поток, и магнитное поле проникает за пределы внешнего экрана.

3. Эхо-планарная томография

3.1. Методика визуализации

Математическое соотношение между реальным пространством и $\mathbf{k}$ -пространством, впервые полученное в 1750 г. французским математиком Жозефом Фурье, называется преобразованием Фурье (ПФ). В общем виде оно записывается как

$$S(\mathbf{k}) = \int d\mathbf{r} \rho(\mathbf{r}) \exp(i\mathbf{k}\mathbf{r}), \quad (1)$$

где

$$\mathbf{k} = \int_0^t \gamma \frac{\partial \mathbf{G}(t')}{\partial t'} dt' \quad (2)$$

и где $\mathbf{k}$ и $\mathbf{r}$ могут быть одно-, двух- или трехмерными. Плотность $\rho(\mathbf{r})$ характеризует изображение в реальном пространстве, а $S(\mathbf{k})$ — в $\mathbf{k}$ -пространстве. В нашем случае $\mathbf{G}(t)$ — это внешнее градиентное магнитное поле, зависящее от времени, γ — гиромагнитное отношение, постоянное для данного ядерного спина, t — время.

Преобразование Фурье (1) допускает обратное преобразование $\mathbf{k}$ -пространства в реальное $\mathbf{r}$ -пространство. Примером может служить прямое и обратное преобразование Фурье, показанное на рис. 3.

Двумерное изображение $\mathbf{k}$ -пространства складывается из множества одномерных сигналов спада свободной индукции (ССИ), соответствующим образом организованных для получения изображения, которое по сути дела является дифракционной картиной исследуемого объекта. Обратное преобразование Фурье изображения в $\mathbf{k}$ -пространстве дает изображение в $\mathbf{r}$ -пространстве, в данном случае поперечный срез через средостение, на котором видны сердце и легочные поля.

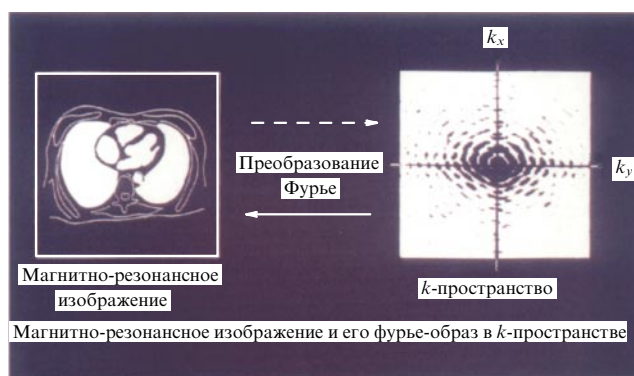


Рис. 3. Схема среза через средостение, на которой видны сердце и легочные поля. Показано также преобразование Фурье (ПФ) этого изображения в реальном пространстве в $\mathbf{k}$ -пространство. (Воспроизводится с разрешения из работы Stehling M K, Turner R, Mansfield P Science 253 43 (1991).)

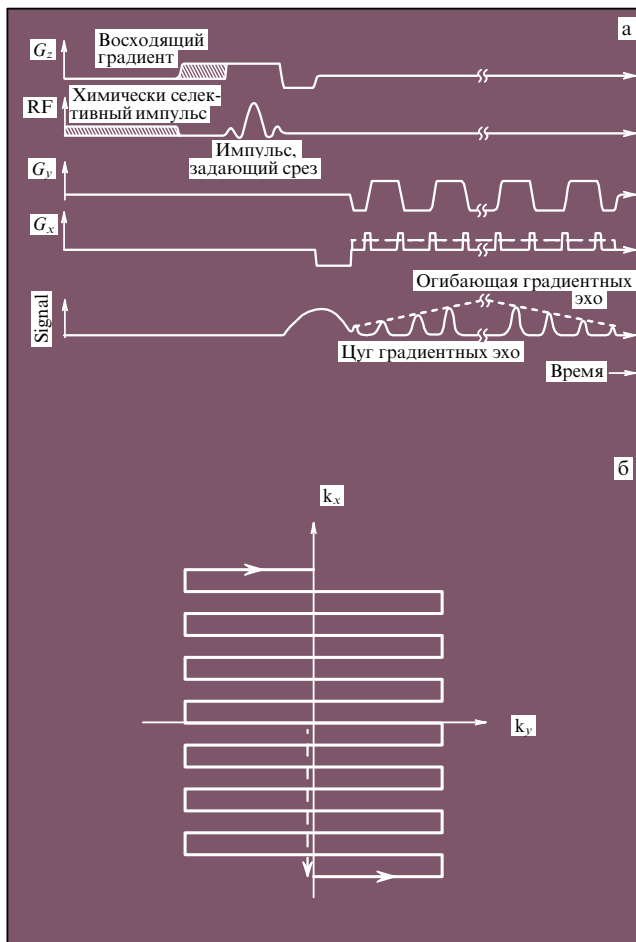


Рис. 4. Схема импульсной последовательности MBEST (вверху) и траектория в k -пространстве (внизу). (Воспроизводится с разрешения из работы Stehling M K et al. *Br. J. Radiol.* **63** 430 (1990).)

Для того чтобы получить отображение в k -пространстве в одном эксперименте, используют специальную последовательность импульсов (рис. 4). В общих чертах, она начинается с фазы подготовки спинов, за которой следует импульс, задающий поперечный срез. В результате индуцируется активный магнитный сигнал, или ССИ, который затухает в присутствии пространственных кодирующих градиентов G_x и G_y . В случае ЭПТ G_y выбирается в виде сигнала квадратной или трапецевидной формы, а G_x имеет вид длинного импульса малой амплитуды либо цуга кратких всплесков. Площади под длинным слабым импульсом и последовательностью всплесков должны быть одинаковыми. Под воздействием этих градиентов происходит расфазировка и перефазировка ССИ, следующего за выбором среза, в серию спиновых эхо. Амплитуда этих спиновых эхо сначала невелика, но затем возрастает до максимума и снова падает при условии, что начальный дефазированный импульс градиента непосредственно предшествует сигналу G_x в виде цуга кратких всплесков или слабого импульса.

На рисунке 4 показана также траектория в k -пространстве. Она начинается при $k_x = k_y = 0$. Упомянутый выше предимпульс смещает траекторию от 0 к $-k_{x\max}$, где она начинает двигаться вправо от $k_y = 0$ к $k_{y\max}$. В этой точке траектория смещается вверх первым же

положительным всплеском. Затем поперечное сканирование продолжается справа налево, полностью покрывая весь диапазон k_y от $k_{y\max}$ до $-k_{y\max}$. Таким образом сканируется целиком вся плоскость в k -пространстве. Все это время производится систематическая регистрация сигнала, что является первым этапом на пути получения изображения в k -пространстве, представленного на рис. 3. Остается только применить редактирующую подпрограмму, которая изменяет порядок всех величин в чередующихся линиях изображения в k -пространстве на противоположный. На этом этапе имеются два возможных варианта построения изображения в r -пространстве. Первый состоит в двумерном ПФ изображения в k -пространстве, что дает изображение в r -пространстве. При этом, однако, обычно требуется дополнительное машинное время на обработку данных сверх необходимого для двумерного ПФ. Альтернативный способ состоит в том, чтобы взять первую и последнюю точки переупорядоченной сканограммы в k -пространстве и, образно говоря, вытянуть ее как нитку бус в одномерный массив. В этом случае выполняется одномерное ПФ всего массива данных, и объем дополнительных вычислений уменьшается.

3.2. Общие результаты двумерной визуализации при 0,5 Тл

С начала 80-х и в течение 90-х годов XX века вышеописанная методика ЭПТ использовалась для получения изображений при обследовании целого ряда пациентов и добровольцев. Полное сканирование всего туловища может выполняться сверху вниз в 64-х плоскостях сечения с интервалами в 5 мм, начиная от верхней части грудной клетки, через средостение, печень, почки и брюшную полость вплоть до ее нижнего отдела под мочевым пузырем. Это пример быстрого сканирования, когда весь процесс визуализации занимает около одной минуты.

На рисунке 5 представлены четыре моментальных снимка сердца, полученные посредством быстрой ЭПТ с использованием поверхностной катушки, которую размещали на стенке грудной клетки пациента [8]. Каждый снимок соответствует отдельной фазе сердечного цикла. В частности, снимки 5а и 5б сделаны в разных фазах систолы, когда сердце сокращается и перемещает кровь. Рисунок 5б иллюстрирует исчезновение сигнала (темное пятно) вследствие турбулентности в левом желудочке. Снимки 5в и 5г получены в фазе расслабления сердечной мышцы, или диастолы. На всех снимках сигнал от миокарда имеет относительно слабую интенсивность, что позволяет отличить мышечную ткань от крови.

На рисунке 6 показаны четыре плоскости сечения печени пациента с гидатидными кистами [9], которые выглядят как яркие зоны на фоне темной печеночной ткани. При обследовании того же пациента применяли вариант визуализации с использованием в качестве подготовительной фазы последовательности инверсия-восстановление или ИВ-ЭПТ, основанной на перевороте исходного спина под воздействием приложенного импульса. После короткой задержки, или времени инверсии (ВИ), включается импульсная последовательность ЭПТ. Когда ВИ=0, получают нормальные сечения, как на рис. 6. Изменяя ВИ, можно эффективно исключать из изображения компоненты сигнала с малым T_1 и таким образом оконтуривать интактную ткань. Эта процедура

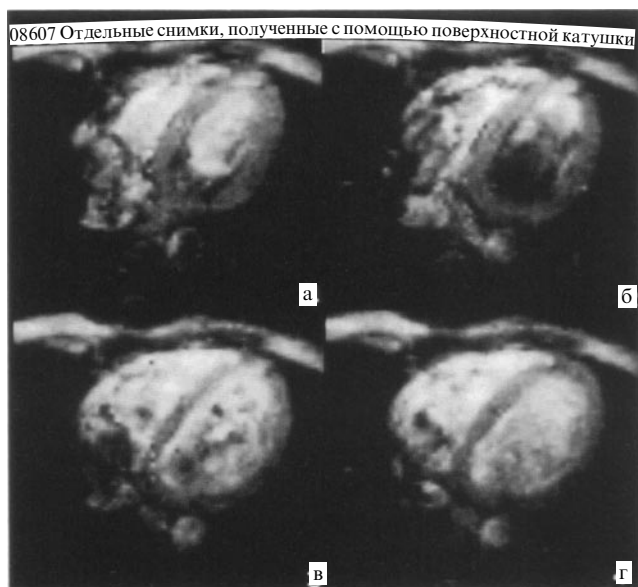


Рис. 5. Мгновенные снимки сердца, полученные методом ЭПТ с использованием поверхностной катушки. (а) На снимке, сделанном во время систолы, видно утолщение стенки левого желудочка. (б) Быстрое наполнение желудочка в конце систолы. (в, г) На снимках, полученных во время диастолы, видна утонченная стенка миокарда. Пространственное разрешение изображений менее 2 мм. (Воспроизводится с разрешения из работы Stehling M J et al. *Radio-logy* 170 257 (1989).)

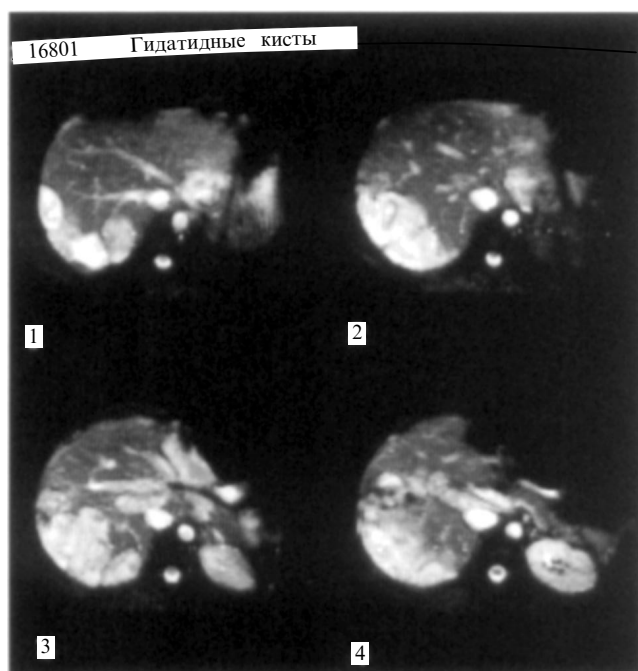


Рис. 6. Четыре мгновенных снимка печени с гидатидными кистами, полученные с использованием импульсной последовательности MBEST за 128 мс. Объект был разбит на 128×128 пикселей при разрешении в плоскости приблизительно 2,3 мм. (Воспроизводится с разрешения из работы Stehling M J et al. *Br. J. Radiol.* 63 430 (1990).)

позволяет точно установить границу между пораженной и нормальной тканями. Увеличение ВИ используют, чтобы устранить компоненты с большими временами

релаксации, выявляя, таким образом, относительно быстро релаксирующие сигналы от гидатидной кисты.

3.3. Результаты визуализации плода при 0,5 Тл

Важной сферой применения ЭПТ является визуализация плода в третьем триместре беременности. Этот подход имеет особенно важное значение для выяснения причин внутриутробной задержки роста [10–12].

На рисунке 7 показано сагиттальное сечение плода на 37-й неделе беременности (корональный вид). На полученном срезе, складывающемся из множества сигналов, хорошо видны голова, мозг, позвоночник и правая ножка плода. Темные сигналы — плацента, а более светлые из непосредственного окружения плода исходят от амниотической жидкости.

На снимках, полученных при сканировании в других плоскостях сечения на 37-й неделе беременности, видно легочное поле, поэтому их можно использовать для определения объема легких плода. Эта же методика пригодна для измерения толщины окружающей плод подкожной клетчатки.

У 12 младенцев вес при рождении (от 1,5 до 3,5 кг) сопоставляли с объемом плода, который оценивался по результатам ЭПТ последовательных слоев тела [11, 12]. С помощью вышеописанной методики были получены изображения поперечных срезов плода. Объем каждого слоя определяли, умножая его площадь на толщину, а общий объем плода — как сумму объемов всех поперечных срезов. Полученные результаты свидетельствуют о наличии линейной корреляции между объемом плода и весом при рождении.

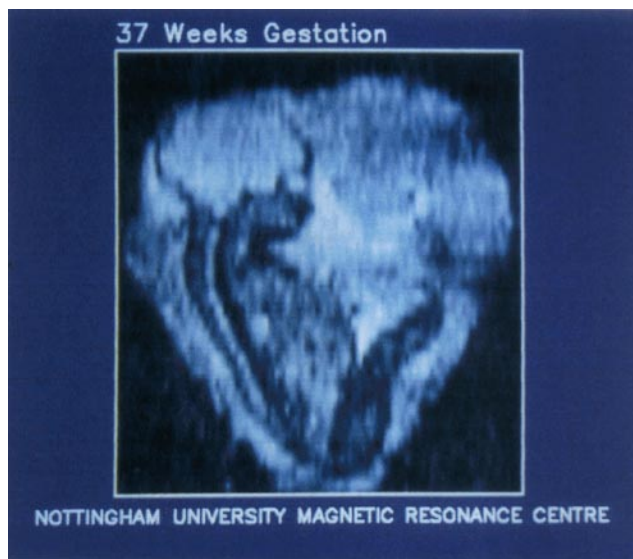


Рис. 7. Сагиттальное сечение плода *in utero* на 37-й неделе беременности, полученное посредством трехмерного сканирования. Хорошо видны головной мозг и спинномозговой канал плода. Справа — несколько более темная плацента. Пространство между плацентой и плодом заполнено амниотической жидкостью.

3.4. Визуализация при 0,5 Тл в педиатрии

В процессе обследования маленьких детей с врожденным "синим" пороком сердца [13–16] были получены также моментальные снимки поперечных сечений через средостение ребенка с нормально функционирующим

сердцем. На всех снимках были хорошо видны легочные поля и срезы сердца, начиная с основания и далее вниз через правый и левый желудочки к верхушке. При этом контрольная томограмма нормального сердца значительно отличалась от картины сердца ребенка с врожденным пороком *truncus arteriosus*. Левый и правый желудочки ближе к верхушке сердца, а также интактная межжелудочковая перегородка были видны как темные зоны, тогда как правое и левое предсердия выглядели более светлыми. На томограмме было заметно слияние легочной артерии и аорты в общий ствол.

3.5. Результаты ЭПТ при 3,0 Тл

Ряд быстрых снимков различных объектов был получен при 3,0 Тл [17], включая сквозное изображение макета мозга, состоящее из 256×256 пикселей. Толщина слоя равнялась 0,5 см, а время получения изображения составляло примерно 90 мс. Были сделаны также снимки срезов мозга добровольцев, на которых были хорошо видны задние и частично передние рога желудочков мозга.

4. Эхо-объемная томография

Последовательность импульсов во времени при эхо-объемной томографии (ЭОТ) [18] подробно показана в верхней части рис. 8. Вверху показан модулированный сигнал градиента G_y , а кривая ниже представляет градиент G_x . Третий сигнал включает градиент G_z , задающий сечение, а также отрицательный предпозиционирующий импульс, сразу за которым следует длинный низкий градиентный импульс. На последней строчке показан импульс выбора среза, а после небольшого интервала — модулированные спиновые сигналы, возникающие из описанной последовательности.

В нижней части рис. 8 представлена траектория в k -пространстве, соответствующая вышеописанной последовательности ЭОТ. Благодаря предпозиционирующему импульсу траектория в k -пространстве начинается при $k_x = k_y = 0$ и $k_z = -k_{z\max}$. Как показано на рис. 8б, траектория сначала идет направо к $k_{y\max}$, а затем, поочередно меняя направление, поднимается до $\pm k_{y\max}$, пока не достигнет первого пика и $k_{x\max}$. После этого траектория начинает снижаться и, продолжая осциллировать, приходит к $-k_{x\max}$. Попеременный ход траектории по восходящей и нисходящей продолжается по мере того, как k_z продвигается вдоль оси z до $k_{z\max}$.

На протяжении всего процесса производится регистрация данных (в данном случае с постоянной скоростью). Поскольку направление k -траектории периодически меняется на противоположное, необходимо переупорядочивать получаемые данные таким образом, чтобы все стрелки, обозначающие ход траектории, указывали в одном направлении; только после этого можно проводить преобразование Фурье для получения изображения. Фактически требуется одно переупорядочение данных в k -пространстве, при этом получается два несколько отличающихся изображения. Однако их можно объединить в одно без ущерба для четкости. Существуют и другие варианты ЭОТ, в которых вместо формирующих G_x всплесков применяется модуляция G_x квадратным импульсом. Даже G_z

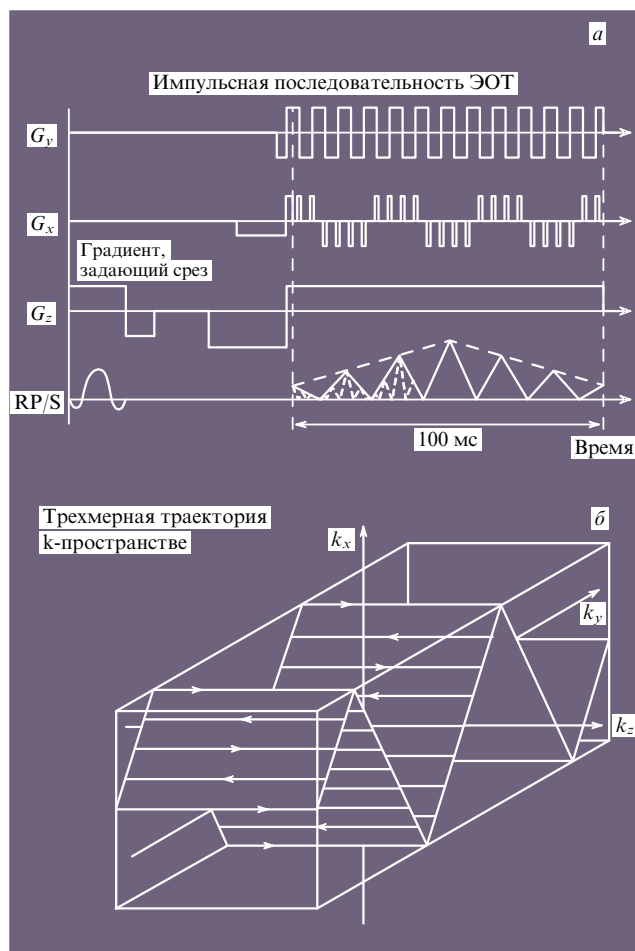


Рис. 8. Последовательность импульсов градиента поля (а) и соответствующая ей траектория в k -пространстве (б) (см. текст). (а) T_A — общее время получения изображения, T_x — время получения одного эхо-сигнала, T_y — время получения одного импульса. Показанные пунктиром части G_x и G_y обозначают альтернативные начальные фазы. (б) Один проход четырехпроходной траектории в трехмерном k -пространстве при ЭОТ. (Воспроизводится с разрешения из работы Harvey P R, Mansfield P *Magn. Reson. Med.* **35** 80 (1996).)

можно заменить последовательностью всплесков. Достаточно качественные многопроходные снимки получают путем модуляции G_x квадратным импульсом без изменения G_z , как в случае рис. 8, при условии, что число линий в изображении велико. Этих сложностей можно полностью избежать, получая мгновенные однопроходные изображения с помощью создаваемых всплесками градиентов G_x и G_z вместо описанных здесь модуляций квадратными или трапециевидными импульсами.

В нашем случае в результате такой обработки данных были одновременно получены восемь снимков. Каждый из них состоял из 64×64 пикселей, а каждый пиксел соответствовал 6×4 мм² при толщине вокселя 10 мм. Для получения всех восьми снимков потребовалось 128 мс. Первые изображения были получены с помощью ЭОТ при 0,5 Тл на добровольце. Серия снимков на рис. 9 демонстрирует заполнение желудка примерно 1 литром воды [18]. На снимках д–з хорошо видна поверхность воды. С помощью ЭОТ того же добровольца были получены также мгновенные снимки переполненного

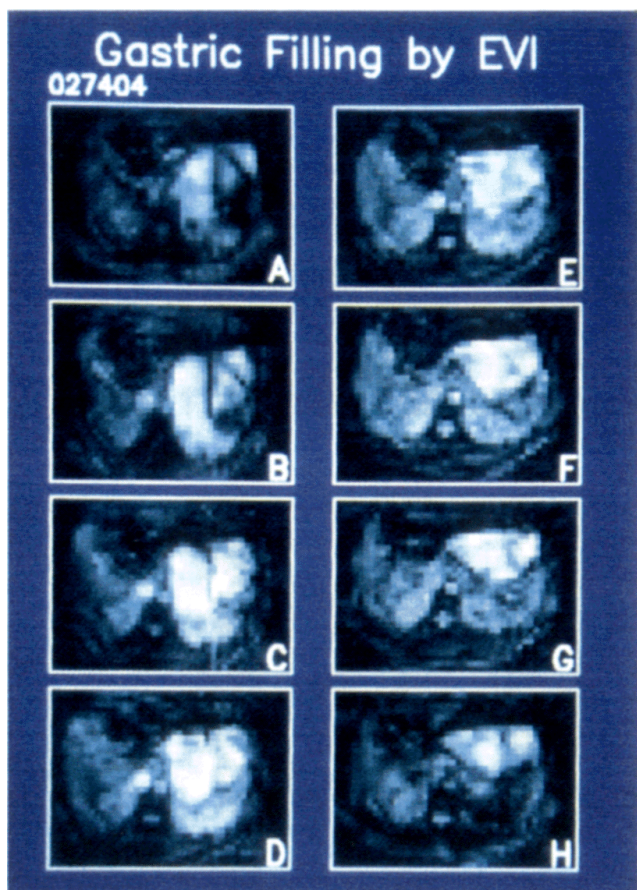


Рис. 9. Фрагмент показового отображения томограмм при ЭОТ-съемке процесса наполнения желудка добровольца, выпивающего 1 литр воды. На рисунке представлены снимки, сделанные в 8 сечениях желудка с расстоянием между ними приблизительно 8 мм. На снимках д–ж видны поверхность воды и заполненное газом пространство внутри желудка. Эти сечения расположены примерно на уровне привратника. Другие морфологические ориентиры на этих снимках включают почки, печень и спинномозговой канал. (Воспроизводится с разрешения из работы Harvey P R, Mansfield P *Magn. Reson. Med.* **35** 80 (1996).)

мочевого пузыря, имеющего характерную прямоугольную форму [18].

Была проведена также ЭОТ при 3,0 Тл. Первые результаты при такой напряженности магнитного поля были получены в процессе визуализации мозга здорового человека. На срезах были видны желудочки мозга на несколько разных уровнях [19]. На получение всех восьми изображений было затрачено 115 мс. На рисунке 10 показаны результаты первой экспериментальной функциональной визуализации методом ЭОТ на здоровом добровольце. В верхней части рис. 10 представлены восемь срезов мозга, полученные в условиях стимуляции правой половины поля зрения. Яркие точки на этих срезах отвечают изменениям сигнала, возникающего главным образом в левой части зрительной коры. В нижней части рис. 10 представлены срезы мозга того же добровольца, полученные при стимуляции левой половины поля зрения. Яркие точки на этих срезах отражают изменения сигнала, который в этом случае исходит преимущественно из правой части зрительной коры.

3 УФН, т. 175, № 10

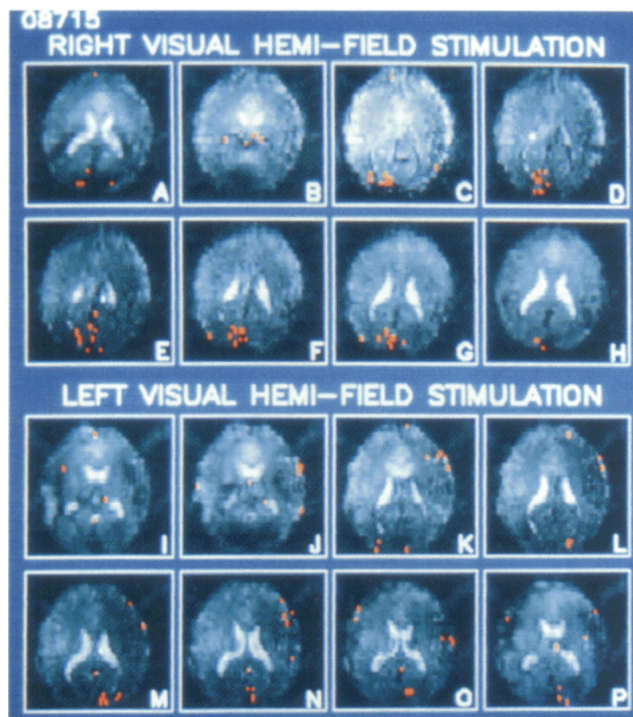


Рис. 10. Две серии снимков, полученных посредством полной эхо-объемной томографии. Каждая серия представляет восемь смежных срезов мозга. Первая серия (а–з) с функционально активными областями в виде ярких точек получена в условиях стимуляции правой половины поля зрения. Вторая серия (и–р) представляет срезы мозга того же добровольца с показанными яркими точками функционально активными областями, которые были получены при стимуляции левой половины поля зрения. Срезы з и р самые каудальные соответственно в одной и другой серии. Параметры и разрешение экспериментальной ЭОТ были следующими: каждое изображение состояло из 64×64 пикселей, толщина слоев равнялась 2,5 мм. (Воспроизводится с разрешения из Mansfield P, Coxon R, Nykin J J. *Comput. Assist. Tomogr.* **19** 847 (1995).)

5. Активный акустический контроль

Одна из основных проблем при использовании ЭПТ и ЭОТ состоит в высоком уровне акустического шума, создаваемого градиентными катушками при быстром переключении. Этот шум возникает из-за колебания обмоток катушек под воздействием лоренцевых сил, индуцируемых протекающими в катушках сильными токами. Даже когда провода жестко закреплены в каркасе катушки, последний испытывает слабые поверхностные деформации, и этих небольших изменений оказывается достаточно, чтобы при взаимодействии с окружающим воздухом генерировать нежелательные звуковые волны внутри и вокруг аппарата МРТ.

Типичный уровень шума при ЭПТ может достигать 140 дБ и более. В то же время, в соответствии с требованиями техники безопасности, уровень шума на рабочем месте не должен превышать 85 дБ [20, 21]. Длительное воздействие сильного шума приводит к необратимому ухудшению слуха. Конечно, для уменьшения вредного влияния шума можно использовать локальные средства защиты. Чаще всего такими средствами служат съемные звукоизолирующие наушники, которые выдаются пациенту на время обследования и обычно снижают шум на 30 дБ. Однако они не обес-

печивают надежную защиту маленьких детей, так как слишком свободно сидят на голове. Точно так же фактически отсутствуют эффективные средства защиты плода при обследовании беременных женщин.

В связи с этим мы ищем иные пути решения проблемы, в частности пытаемся уменьшить шумность катушек.

5.1. Прямоугольная градиентная катушка

Обратившись к проблеме снижения уровня шума, мы вначале остановились на довольно общем варианте расположения катушек, в виде четырех прямоугольных пластин или секторов. Каждый сектор несет ток I_1 . Дополнительно имеется замкнутый контур, который служит управляющей обмоткой. Через эту обмотку проходит ток $I_2 \exp(i\phi)$, где ϕ есть фаза I_2 относительно I_1 . В настоящее время изготовлен и испытан только один сектор [22–25].

Конструкция схематически представлена на рис. 11. Единственный сектор подвешен в безэховой камере, которая, в свою очередь, помещена в магнит с полем 3,0 Тл. Установленные в линию микрофоны принимают акустические сигналы через один из концов магнита.

Были проведены теоретические расчеты выходного акустического сигнала с пластины, которые показывают, что максимальная акустическая мощность на выходе реализуется при $\phi = 180^\circ$. В случае уменьшения фазы до $\phi \simeq 0^\circ$ мощность акустического сигнала значительно уменьшается.

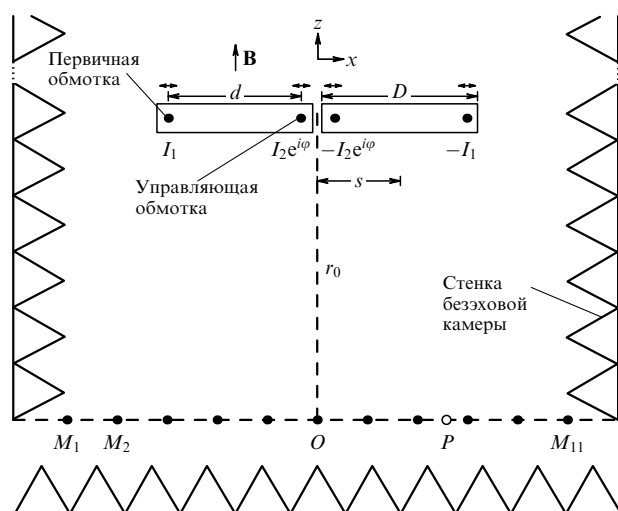


Рис. 11. Вид сверху в разрезе разделенной надвое пластины, подвешенной в безэховой камере перпендикулярно основному полю $\mathbf{B}$ (масштаб не выдержан). Каждая половина пластины имеет ширину $D = 0,126$ м. В каждый из блоков вмонтированы по два проводника на расстоянии $d = 0,1$ м друг от друга. Центры пластин смещены на $s = \pm 0,063$ м относительно центра конструкции. Пара наружных проводников представляет собой первичную обмотку, несущую ток I_1 , а пара внутренних — управляющую обмотку с током $I_2 \exp(i\phi)$, где ϕ — разность фаз между токами. Ряд микрофонов образует линию, проходящую через точку O параллельно пластине. Каждая точка P представляет отдельный микрофон. Расстояние $r_0 = 1,25$ м. Длина пластины $l = 0,58$ м, толщина $0,012$ м. Общая ширина пары пластин $0,255$ м, они разделены воздушным зазором шириной $0,003$ м. Скорость звука принята равной 2500 м с^{-1} . (Воспроизводится с разрешения из Chapman B L W, Haywood B, Mansfield P *Magn. Reson. Med.* **50** 931 (2003).)

5.2. Результаты

Для оценки акустической эффективности градиентного сектора был использован специальный оптимизированный импульс, соответствующий последовательности ЭПТ [25]. Длительность импульса ЭПТ составляла примерно 10 мс. Серия таких импульсов подавалась на градиентный сектор с интенсивностью 5 импульсов в секунду в акустически оптимизированном (сплошная черная линия) и неоптимизированном (серая линия) режимах. Полученные результаты представлены на рис. 12 для пяти импульсов общей продолжительностью 1 с. При оптимизированном режиме акустический сигнал на этой линейной записи уменьшался практически до нуля. Один импульс из данной серии мы проанализировали с помощью преобразования Фурье, чтобы получить частотный спектр импульсов ЭПТ при включенном и выключенном акустическом контроле. Эти данные представлены на рис. 13. В отсутствие активного контроля акустический шум был равен примерно -20 дБ и сосредоточен главным образом около частоты 3,2 кГц, что соответствовало основной несущей частоте импульсов ЭПТ. Дополнительно имелась вторая гармоника при 6,4 кГц, а также более высокие гармоники. В случае оптимизированного режима основная компонента шума снижалась приблизительно до -70 дБ, вторая гармоника отсутствовала, а высшие гармоники подавлялись. В целом шум с основной частотой 3,2 кГц понижался на 50 дБ. Отмечалось также дальнейшее уменьшение шума в частотах гармоник.

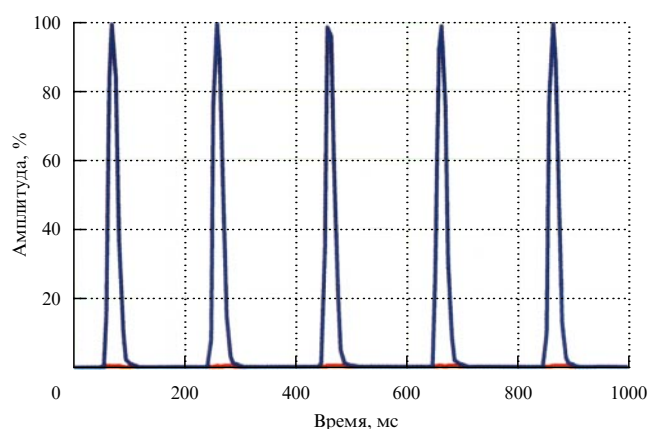


Рис. 12. Результаты регистрации звуковых сигналов до (высокие пики, черная линия) и после (слабые всплески, серый цвет) включения акустического контроля для оптимизированной последовательности градиентных импульсов, прикладываемых со скоростью 5 импульсов в секунду.

6. Заключение

Представлен обзор основных принципов сверхбыстрой МРТ, которые иллюстрируются примерами результатов практической ЭПТ при 0,5 Тл и 3,0 Тл и рядом оригинальных трехмерных изображений, полученных с помощью мгновенной ЭОТ. Обе эти методики перспективны как инструменты диагностической визуализации. Следует, однако, признать, что пока в медицинской практике регулярно применяется только ЭПТ. Зачастую ее использование ограничивается быстрым осмотром

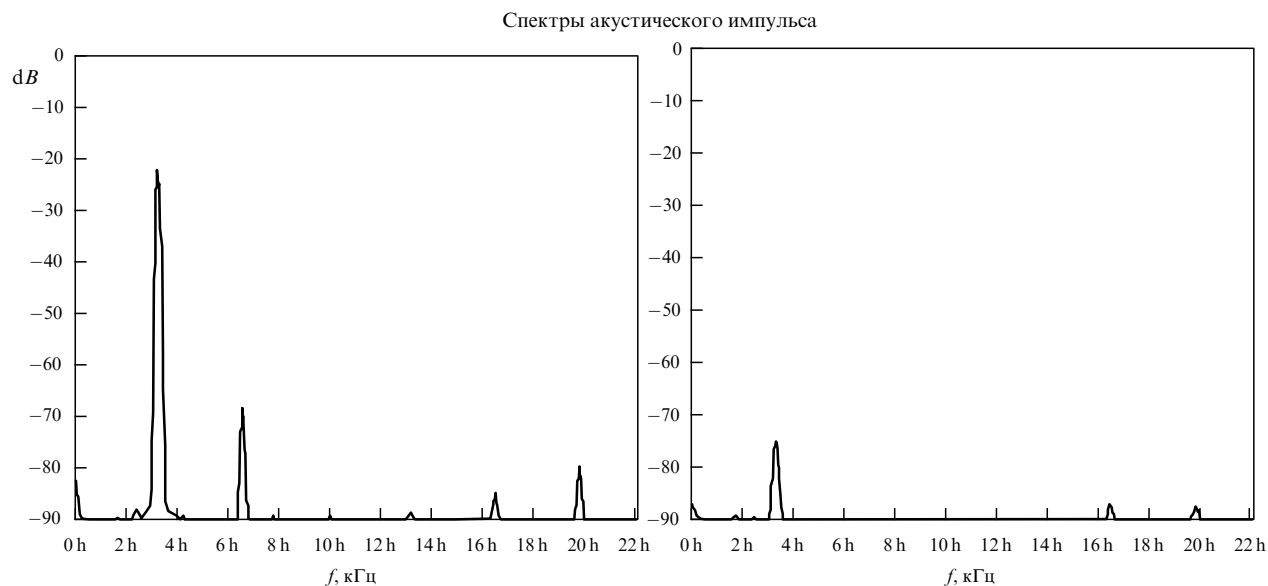


Рис. 13. Логарифмические спектры единичного отфильтрованного импульса (Kaiser-7, 22 м с^{-1}) при выключенном (слева) и включенном (справа) активном контроле, иллюстрирующие уменьшение компоненты шума с основной частотой 3,2 кГц на 50 дБ (99,7 на %). (Воспроизводится с разрешения из работы Chapman B L W, Haywood B, Mansfield P *Magn. Reson. Med.* **50** 931 (2003).)

проблемной части тела пациента, тогда как окончательный снимок получают более медленными способами.

Такое положение дел отчасти обусловлено исторически. Компании-изготовители продолжают разрабатывать и апробировать аппаратуру для обычной, медленной, МРТ, игнорируя новейшие достижения в области сверхбыстрой визуализации. Между тем, столь же интенсивное развитие ЭПТ и, возможно, ЭОТ способствовало бы их превращению из способов быстрого осмотра пациентов в самостоятельные, полноценные диагностические процедуры.

Это, в свою очередь, избавило бы страдающих клаустрофобией пациентов от страха перед перспективой пролежать в томографе в течение получаса, а то и часа. Разумеется, быстрая визуализация тоже ставит проблемы, требующие решения. Одна из них — высокий уровень шума, обусловленный большими, быстро переключаемыми градиентами, которые необходимы для ЭПТ и ЭОТ. В настоящее время достигнут известный прогресс на пути принципиального решения этой проблемы. Тем не менее еще предстоит подтвердить возможность применения активного акустического контроля для снижения шумности градиентных катушек. Дополнительный материал для чтения можно найти в публикациях [26–31].

Благодарности. Я благодарен моим первым научным руководителям — проф. Дж.Г. Паулесу (J.G. Powles) (Колледж Королевы Марии Лондонского университета) и проф. К.П. Сличтеру (C.P. Slichter) (Университет штата Иллинойс, Урбана, Иллинойс, США), преподавшим мне теорию и практику ЯМР. Я многим обязан проф. Р. Боули (R. Bowley) и другим коллегам из Ноттингемского университета, а также работавшим под моим руководством исследователям и приглашенным специалистам, перечисленным на рис. 14. Все они внесли большой вклад в развитие МРТ в Ноттингеме. В этот список включены также основные участники медицинских исследований, чья помощь и поддержка способство-

Ноттингемский университет

Физики:

Dr. P.K. Grannell, Prof. A.A. Maudsley, Prof. P.G. Morris, Dr. I.L. Pykett, Prof. R.J. Ordidge, Dr. R. Rzedzian**, Dr. M. Doyle, Dr. D.N. Guilfoyle, Dr. S.J. Blackband, Dr. M.G. Cawley, Prof. R.W. Bowtell, Dr. A.M. Howseman, Dr. R.J. Coxon, Dr. M.K. Stehling, Dr. A.M. Blamire, Dr. P. Gibbs, Dr. P.R. Harvey, Dr. M. Symms, Dr. M. McLury, Dr. M. Clemence, Dr. B. Issa, Dr. P. Glover, Dr. A. Freeman, J. Hykin, Dr. A. Rodriguez, Dr. A. Peters, Dr. P. Boulby, Dr. M. Al-Mugheiry, Dr. J. Beaumont, Dr. M. Bencsik, B. Haywood*, Prof. R. Bowley.

Постдоки и приглашенные специалисты:

Dr. B. Chapman*, Dr. A.N. Garroway, Dr. P. Gowland, Dr. J.C. Sharp, Prof. R. Turner, Dr. P. Tokarczuk, Prof. A. Jasinski, Dr. G. Planinsic, Dr. A. Snaar

Специалисты-медики:

Dr. K. Morris, Prof. I. Johnson, Prof. R. Coupland, Prof. B. Worthington, Dr. P. Small, Dr. A. Chrispin *, Dr. C. O'Callaghan, Mr. J. Firth, Prof. M. Symonds

* Особая благодарность за подготовку настоящего сообщения.

** Скончался.

Рис. 14. Перечень участвовавших в работе студентов, постдоков, приглашенных специалистов и медиков.

вали признанию МРТ как метода диагностики в нашей стране и за ее пределами.

Хотелось бы особо поблагодарить технический персонал и рабочих Центра магнитного резонанса и Факультета физики и астрономии за многолетнюю неустанную и самоотверженную работу по конструированию и испытанию нескольких прототипов установок МРТ.

Я глубоко благодарен за финансовую поддержку со стороны учреждений, перечисленных на рис. 15. Без их непрерывной щедрой помощи на протяжении многих лет мы не могли бы отмечать сегодняшнее событие.

Наконец, я хотел бы выразить самую искреннюю признательность и благодарность моим личным секре-

Научный медицинский совет
(Medical Research Council)

Отдел здравоохранения и социального обеспечения
(Department of Health and Social Security:
G. Hickson, Dr. M. Slarke, J. Williams)

Британская технологическая группа
(British Technology Group:
I. Harvey, N. Davis, G. Blunt, R. Sutherland)

Ноттингемский университет
(University of Nottingham: sir Colin Campbell)

Британский фонд сердца (British Heart Foundation)

Оксфордские магнитные технологии (Oxford Magnet Technology)

Компания "Дженерал магнетик" (General Magnetic)

Рис. 15. Перечень учреждений, оказывавших финансовую и материальную поддержку.

тарям, Мэри Ньюсам-Смит и Лесли Ки, с которыми я работал очень долго, а также недавно занявшей эту должность Памеле Дейвис, за их безостановочную работу по печатанию и перепечатыванию множества рукописей, отчетов и общей корреспонденции.

Перевел с англ. Ю.В. Морозов
Научный редактор перевода С.М. Апенко

Список литературы

- Mansfield P, Grannell P K, Garroway A N, Stalker D C "Multi-pulse line narrowing experiments", in *Proc. of the First Specialized Colloque Ampère, Krakov, Poland* (Ed. J W Hennel) (Krakow: Institute of Nuclear physics, 1973) p. 16
- Mansfield P, Grannell P K "NMR 'diffraction' in solids?" *J. Phys. C: Solid State Phys.* **6** L422 (1973)
- Garroway A N, Grannell P K, Mansfield P "Image formation in NMR by a selective irradiative process" *J. Phys. C: Solid State Phys.* **7** L457 (1974)
- Mansfield P, Maudsley A A "Medical imaging by NMR" *Br. J. Radiol.* **50** 188 (1977)
- Mansfield P "Multi-planar imaging formation using NMR spin echoes" *J. Phys. C: Solid State Phys.* **10** L55 (1977)
- Mansfield P, Chapman B "Active magnetic screening of coils for static and time-dependent magnetic field generation in NMR imaging" *J. Phys. E: Sci. Instrum.* **19** 540 (1986)
- Chapman B, Mansfield P "Double active magnetic screening of coils in NMR" *J. Phys. D: Appl. Phys.* **19** L129 (1986)
- Stehling M J, Howseman A M, Ordidge R J, Chapman B, Turner R, Coxon R, Glover P, Mansfield P, Coupland R E "Whole-body echo-planar MR imaging at 0.5 T" *Radiology* **170** 257 (1989)
- Stehling M K, Charnley R M, Blamire A M, Ordidge R J, Coxon R, Gibbs P, Hardcastle J D, Mansfield P "Ultrafast magnetic resonance scanning of the liver with echo-planar imaging" *Br. J. Radiol.* **63** 430 (1990)
- Chapman B, O'Callaghan C, Coxon R, Glover P, Jaroszkiewicz G, Howseman A, Mansfield P, Small P, Milner A D, Coupland R E "Estimation of lung volume in infants by echo planar imaging and total body plethysmography" *Arch. Dis. Child.* **65** 168 (1990)
- Baker P N, Johnson I R, Gowland P A, Hykin J, Harvey P R, Freeman A, Adams V, Mansfield P, Worthington B S "Fetal weight estimation by echo-planar magnetic resonance imaging" *Lancet* **343** 644 (1994)
- Hykin J, Gowland P, Mansfield P "Obstetrics. Echo-planar magnetic resonance imaging in the estimation of fetal weight" *Contemp. Rev. Obstet. Gynaecol.* **6** 173 (1994)
- Chrispin A, Small P, Rutter N, Coupland R E, Doyle M, Chapman B, Coxon R, Guilfoyle D, Cawley M, Mansfield P "Transectional echo planar imaging of the heart in cyanotic congenital heart disease" *Pediatr. Radiol.* **16** 293 (1986)
- Chrispin A, Small P, Rutter N, Coupland R E, Doyle M, Chapman B, Coxon R, Guilfoyle D, Cawley M, Mansfield P "Echo planar imaging of normal and abnormal connections of the heart and great arteries" *Pediatr. Radiol.* **16** 289 (1986)
- Mansfield P, Small P, Chrispin A, Rutter N, Coupland R E, Doyle M, Chapman B, Guilfoyle D N, Cawley M G "EPI of the infant heart (1). Demonstration of connection between ventricle and artery by EPI construction" *Pediatr. Radiol.* **15** 280 (1985)
- Mansfield P, Chrispin A, Small P, Rutter N, Coupland R E, Doyle M, Chapman B, Guilfoyle D N, Cawley M G "EPI of the infant heart (2). Demonstration of ventriculo/bulbar septation by EPI transection" *Pediatr. Radiol.* **15** 280 (1985)
- Mansfield P, Coxon R, Glover P "Echo-planar imaging of the brain at 3.0 T: first normal volunteer results" *J. Comput. Assist. Tomogr.* **18** 339 (1994)
- Harvey P R, Mansfield P "Echo-volumar imaging (EVI) at 0.5 T: first whole-body volunteer studies" *Magn. Reson. Med.* **35** 80 (1996)
- Mansfield P, Coxon R, Hykin J "Echo-volumar imaging (EVI) of the brain at 3.0 T: first normal volunteer and functional imaging results" *J. Comput. Assist. Tomogr.* **19** 847 (1995)
- Natl. Radiol. Protection Board Statement on Clinical Magnetic Resonance Diagnostic Procedures, Documents of the NRPB (UK), Vol. 2 (1) (1991)
- Price R R "The AAPM/RSNA physics tutorial for residents: MR imaging safety considerations" *Radiographics* **19** 1641 (1999)
- Mansfield P, Glover P M, Beaumont J "Sound generation in gradient coil structures for MRI" *Magn. Reson. Med.* **39** 539 (1998)
- Mansfield P, Haywood B "Principles of active acoustic control in gradient coil design" *MAGMA* **10** 147 (2000)
- Mansfield P, Haywood B, Coxon R "Active acoustic control in gradient coils for MRI" *Magn. Reson. Med.* **46** 807 (2001)
- Chapman B L, Haywood B, Mansfield P "Optimized gradient pulse for use with EPI employing active acoustic control" *Magn. Reson. Med.* **50** 931 (2003)
- Mansfield P, Blamire A M, Coxon R, Gibbs P, Guilfoyle D N, Harvey P, Symms M "Snapshot echo-planar imaging methods: current trends and future perspectives" *Philos. Trans. R. Soc. London Ser. A* **333** 495 (1990)
- Ordidge R J, Howseman A, Coxon R, Turner R, Chapman B, Glover P, Stehling M, Mansfield P "Snapshot imaging at 0.5 T using echo-planar techniques" *Magn. Reson. Med.* **10** 227 (1989)
- Stehling M K, Turner R, Mansfield P "Echo-planar imaging: magnetic resonance imaging in a fraction of a second" *Science* **254** 43 (1991)
- Mansfield P, Morris P G *NMR Imaging in Biomedicine* (New York: Academic Press, 1982)
- Schmitt F, Stehling M K, Turner R (Eds) *Echo-Planar Imaging: Theory, Technique, and Application* (Heidelberg: Springer-Verlag, 1998)
- Morris P G *Nuclear Magnetic Resonance Imaging in Medicine and Biology* (Oxford: Clarendon Press, 1986)