

Медицинские технологии

Журнал для лидеров в медицинской индустрии

Февраль 2012

SIEMENS



Здравоохранение будущего

Решения для медицины, меняющие качество жизни

Содержание

Обложка номера



- 52 **Делай добро и добивайся успеха**
Ключевой вопрос формирования системы здравоохранения, ориентированной на задачи устойчивого развития: интервью с Икбалом Сюре



- 60
Визуализация объемного распределения крови в отдельных органах

- 4 **МРТ 3 Тл в педиатрии: вопросы клинического применения**
- 15 **Клиническое наблюдение: кардиологическая визуализация с помощью системы MAGNETOM ESSENZA**
- 20 **Клинические наблюдения: *syngo* SWI — визуализация со взвешиванием по магнитной восприимчивости при 3 Тл**
- 27 **МРТ/ПЭТ — комбинированная визуализация следующего десятилетия**
- 37 **МРТ легких — на старт, внимание, марш!**



61
Кардиоангиография

- 47 Вершина комбинированной томографии
- 56 Инновации в области стентирования в Китае
- 58 Технология когерентной визуализации IN Focus
- 58 Увидеть больше: амниоскопическая визуализация
- 59 Клиническая значимость автоматизированного объемного ультразвукового исследования молочной железы
- 59 Консолидация экстракции нуклеиновых кислот
- 60 Визуализация объемного распределения крови в отдельных органах
- 60 В самое сердце
- 61 Высокоэффективные изображения в кардиоангиографии
- 65 Интервенционные вмешательства при врожденных пороках сердца с использованием приложения *syngo iPilot*

МРТ 3 Тл в педиатрии: вопросы клинического применения

Чарута Даджия (Charuta Dagia), Микаэль Дитчфилд (Michael Ditchfield, MD)

Отделение медицинской визуализации, Королевская детская больница
и Научно-исследовательский институт педиатрии Мердока, г. Мельбурн, Австралия

Репринт из European Journal of Radiology, 68 (2008) 309—319, с разрешения Elsevier.

1. Введение

Основная цель увеличения индукции магнитного поля при магнитно-резонансной томографии (МРТ) заключается в повышении отношения сигнал/шум (SNR), величина которого прямо пропорциональна силе поля. С увеличением мощности сигнала, получаемого при МРТ, улучшается пространственное или временное разрешение, а в некоторых случаях и то, и другое [1—4].

В педиатрии* существует ряд уникальных задач, для решения которых требуется повышенное пространственное и (или) временное разрешение. Поэтому все вопросы применения высокопольной МРТ особенно важны для педиатрического применения этого метода. Сюда относятся и переменный T1-контраст, и артефакты, и вопросы обеспечения безопасности, включая те, которые связаны с удельным коэффициентом поглощения (SAR). Решение этих задач открывает перспективы для развития МР-ангиографии (МРА), маркировки спинов артериальной крови (*syngo* ASL), функциональной МРТ (фМРТ), МРТ со взвешиванием по восприимчивости (*syngo* SWI) и МР-спектроскопии (МРС) — все перечисленные методы имеют отдельное применение в педиатрии.

В этом обзоре мы попытаемся рассмотреть основные аспекты МРТ с полем 3 Тл в педиатрии, перечислить часто используемые и потенциально возможные показания и обсудить существующие проблемы и ограничения.

2. В чем состоят проблемы визуализации у детей?

Четыре основные проблемы визуализации у детей: 1 — анатомические особенности, 2 — особенности растущего организма, 3 — физиологические особенности и 4 — поведение при процедурах.

2.1. Анатомические особенности

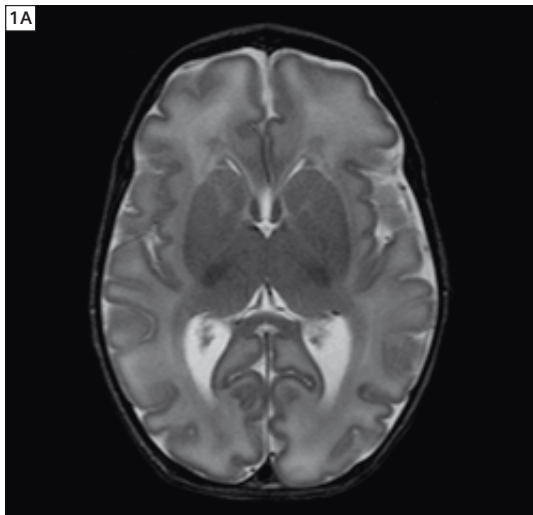
У детей все анатомические структуры в норме мельче, чем у взрослых. Однако мы часто забываем, насколько они меньше по сравнению со средним взрослым. Средний доношенный новорожденный весит 3,5 кг, а его головной мозг составляет 25% от мозга взрослого [5]. Недоношенный младенец на 24 неделе гестации может весить даже 0,5 кг и иметь очень маленький головной мозг. Другие анатомические структуры, которые мы визуализируем (например, внутреннее ухо, краниальные нервы,

черевное сплетение, желчевыводящие пути, периферические сосуды и кровеносные сосуды), у детей имеют очень малые размеры. Более высокое отношение сигнал/шум при большей магнитной индукции позволяет получать более тонкие срезы и улучшить пространственную детализацию этих структур.

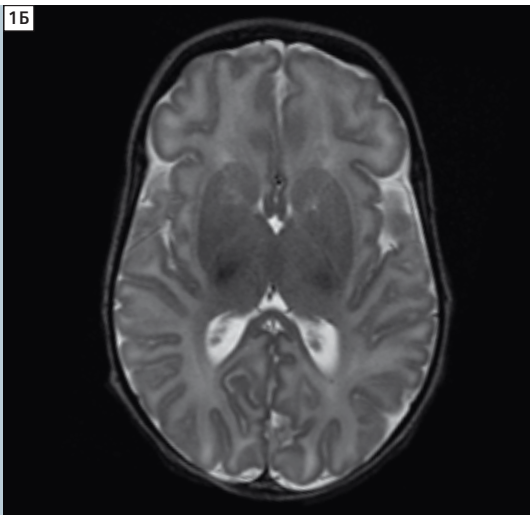
2.2. Особенности растущего организма

С развитием и созреванием, в дополнение к росту, изменяется вид многих структур. Это особенно справедливо для головного мозга, костей и хрящей. Образование борозд в головном мозге и миелинизация трактов белого вещества в неонатальный период развивается очень быстро — наиболее выражены эти изменения у недоношенных (рис. 1А и Б). В суставах по мере созревания происходит превращение эпифизальных и апофизальных хрящей в кость. Такие изменения лучше видны при более высоком пространственном разрешении, поскольку сами структуры малы, а изменения незначительны.

1А

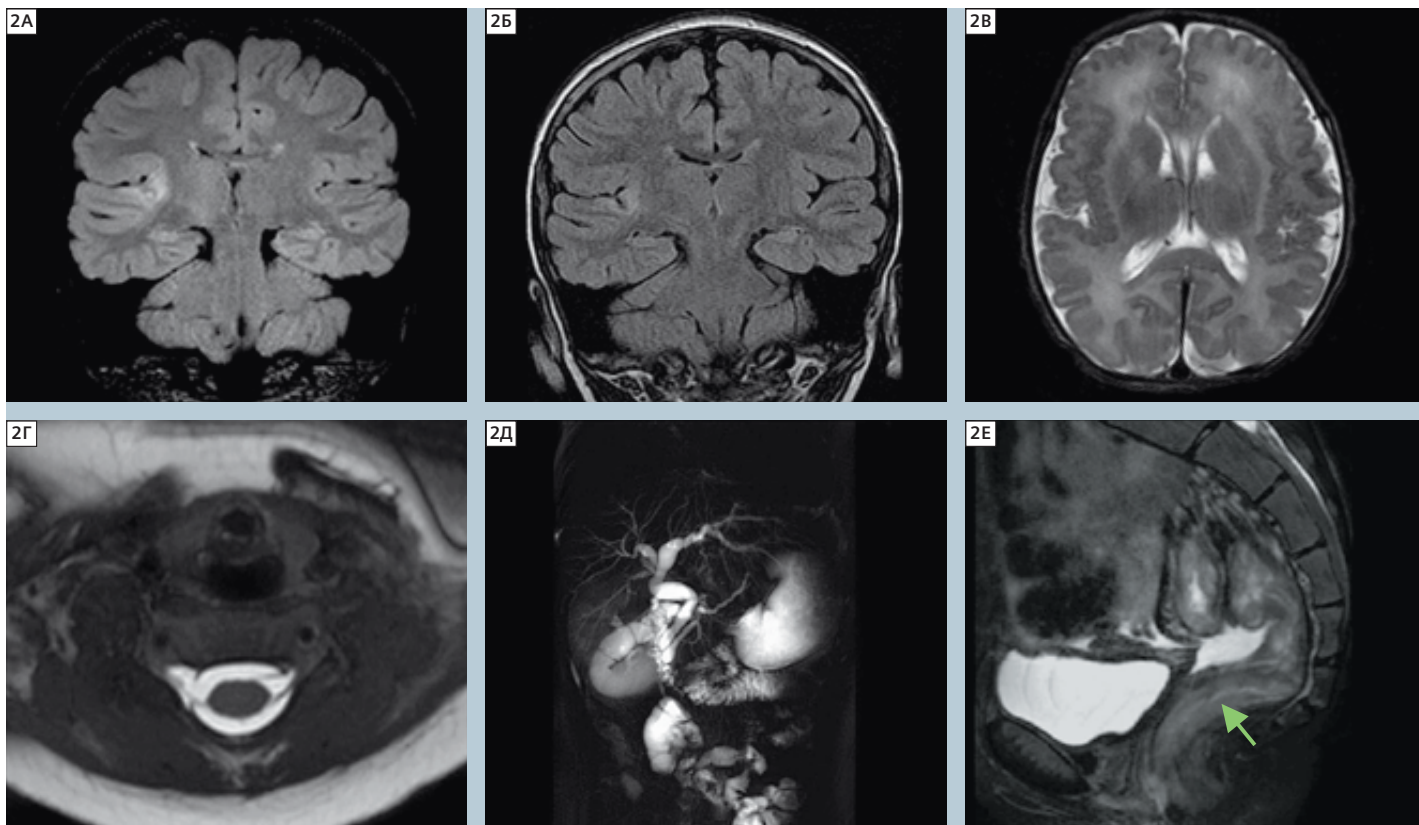


1Б



1 Аксиальные T2-изображения серии МРТ-исследований головного мозга у недоношенного (34 недели гестации) при величине магнитной индукции 3 Тл, полученные через 7 дней (А) и через 6 недель (Б) после рождения, демонстрируют созревание со временем борозд и прогрессивную миелинизацию в задней ножке внутренней капсулы и вентролатеральном таламусе

*Безопасность при визуализации плодов/младенцев не установлена.



2 Гистологически подтвержденная дисплазия коры: фронтальные изображения в режиме T2 FLAIR, полученные при 3 Тл МРТ головного мозга (А), демонстрируют патологический повышенный сигнал в островковой области коры справа и прилегающем белом веществе, причем намного лучше, чем на ранних снимках (Б), сделанных при 1,5 Тл, (В) аксиальные T2-изображения доношенного новорожденного с полимикригией, (Г) аксиальные изображения шейного отдела позвоночника в режиме T2 TrueFISP у 3-месячного младенца демонстрируют отрыв корня вентрального нерва С6 и травматическое псевдоменингецеле вследствие паралича плечевого сплетения при акушерском пособии, (Д) МРХПГ пациента с холедохоцеле и (Е) сагиттальные изображения в режиме T2 TSE, демонстрирующие отек и утолщение стенки ректосигмоидного сегмента толстой кишки вследствие воспалительного заболевания

2.3. Физиологические особенности

У детей скорость кровотока, ЧСС и частота дыхания значительно выше. Нормальная частота сердцебиений у новорожденного может достигать 140/мин, а частота дыхания до 40/мин. Дети также неспособны адекватно задерживать дыхание до достижения 8-летнего возраста [6]. Это существенно для МРТ сердца, грудной клетки и брюшной полости, но влияние этих параметров меньше при более коротких сканах, которые возможны в результате улучшенного временного разрешения.

2.4. Поведение при процедурах

Одна из самых больших проблем при исследовании детей — это адекватное взаимодействие с ними во время процедуры МРТ. Самые маленькие дети обычно требуют седации или общего наркоза для успешного проведения сканирования. Это добавляет соответствующий риск, требует присутствия специализированного персонала, совместимого с МРТ анестетика и оборудования для мониторинга наблюдения. Также это замедляет процедуру и повышает ее стоимость [7]. Потребность в анестезии может быть снижена путем использования специаль-

ных подушек, принимающих форму тела, сочетания скана с временем кормления и сна, обучения и проведения занятий с персоналом по специализированной игровой терапии, использования совместимых с МРТ игрушек и, где это возможно, практичного МРТ-прибора [6]. Шансы действенности таких замен выше при более коротком времени сканирования, что достигается улучшением временного разрешения при высокой индукции магнитного поля.

3. Чем хорошо поле 3 Тл для визуализации детей?

3.1. Возможно ли проведение базовых исследований?

С учетом дальнейшего аппаратного совершенствования, такого как появление специализированных приемных катушек, новые импульсные последовательности и техники параллельной визуализации, МР-томограф 3 Тл может использоваться для исследования тех же органов и областей, что и на системах с полем 1,5 Тл [3, 8]. Большинство педиатрических приложений МРТ выигра-

вают от более сильного сигнала при магнитной индукции 3 Тл (рис. 2А—Е; табл. 1). Некоторые области, включая сердце, грудную клетку и брюшную полость, которые в поле 3 Тл склонны к образованию артефактов, должны быть под особым контролем — об этом пойдет речь далее в этой статье.

3.2. Удваивается ли отношение сигнал/шум?

Ведущим преимуществом визуализации при высокой индукции магнитного поля является возросшее отношение сигнал/шум (SNR). Это напрямую зависит от усиления МР-сигнала, что происходит в результате увеличения количества протонов, выстраивающихся вдоль линий основного магнитного поля [2]. При переходе от 1,5 к 3 Тл МР-сигнал усиливается в четыре раза. Однако шум при этом удваивается. То есть теоретически коэффициент SNR должен удваиваться при 3 Тл по сравнению с 1,5 Тл. Но это предполагает условия полной релаксации T1-взвешенности и постоянство диапазона частот и угла наклона вектора [9].

Реально достигаемое значение SNR подвергается влиянию многочисленных факторов, включая конструкцию принимающей катушки, однородность поля B_0 и B_1 и ограничения угла наклона радиочастотного (РЧ) вектора вследствие депонирования РЧ-энергии [10]. На практике контролирование химического сдвига, восприимчивости и удельного коэффициента поглощения (SAR) при 3 Тл ведет обычно к расширению полосы частот и уменьшению угла наклона вектора. К тому же, при 3 Тл изменяется время релаксации, а время T1 тканей удлиняется [11, 12]. Если время TR остается постоянным, происходит снижение значений SNR. Увеличение интервала TR для компенсации более длительного времени T1 ведет к увеличению продолжительности процедуры [2]. Поэтому отношение сигнал/шум всегда ниже (обычно в 1,7—1,8 раза) и неодинаково в разных тканях [10, 13].

3.3. Насколько быстро?

Повышение значений SNR может использоваться для уменьшения времени сканирования. Однако, как отмечалось

выше, реально достигаемые значения SNR меньше двух — следовательно, увеличить скорость в два раза невозможно. Тем не менее, при 3 Тл визуализация происходит быстрее. Наша практика показывает, что это ускорение все же не позволяет рутинно снизить потребность в общей анестезии. В отдельных случаях, однако, такое возможно. Тем не менее, мы смогли использовать некоторые последовательности чаще, чем при 1,5 Тл, когда время сканирования существенно больше. К ним относятся МР-спектроскопия (МРС) [2], МРТ всего тела и диффузионно-взвешенная МРТ (ДВ МРТ, *syngo* DWI), включая диффузионный тензор МРТ (ДТ МРТ, *syngo* DTI), и 3D-визуализация, в том числе динамическая 3D-визуализация сосудов — эти методики будут рассмотрены ниже.

3.4. Какое разрешение может быть достигнуто?

Увеличение SNR может также использоваться, чтобы повысить пространственное разрешение. Это улучшает качество визуализации мелких структур

у детей (табл. 1). Мы также смогли диагностировать незначительную патологию, которую раньше пропускали на томографе с полем 1,5 Тл (рис. 2А и Б). При сравнении с МРТ с полем 1,5 Тл полезно ознакомиться с теми структурами, которые становятся видны при 3 Тл — это, например, ограда (*claustrum*) и многочисленные периваскулярные пространства при исследованиях головного мозга (рис. 3А и Б).

4. Каковы сложности и возможности МРТ с полем 3 Тл?

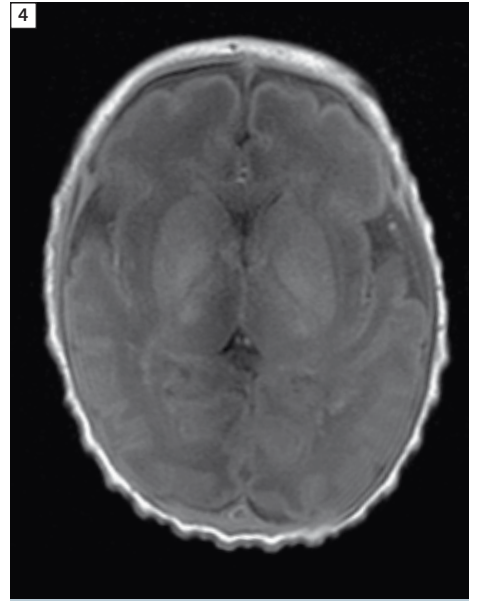
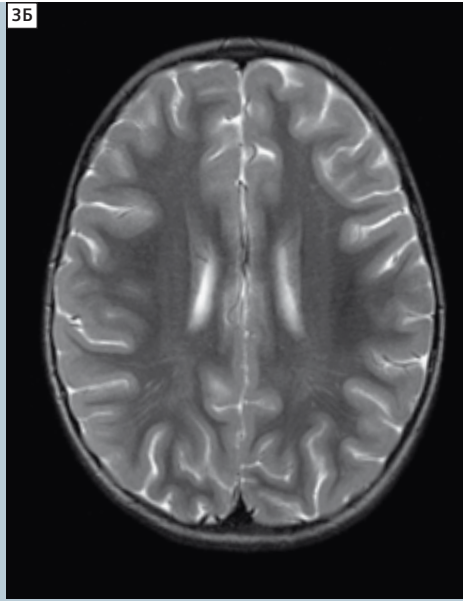
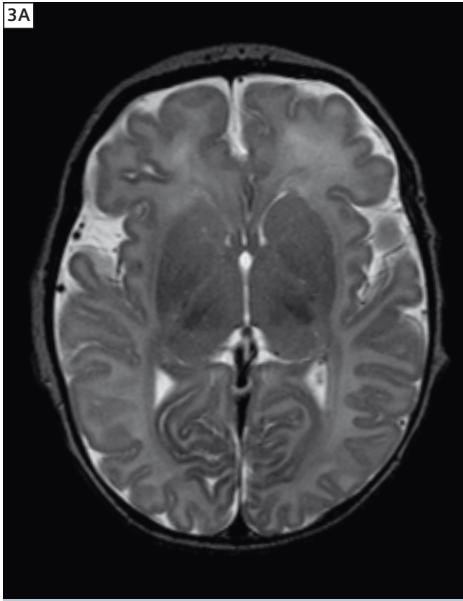
Улучшение МР-сигнала при величине магнитной индукции 3 Тл несет в себе несомненные выгоды. Однако для понимания всего потенциала таких томографов необходимо дальнейшее развитие метода с разработкой новых импульсных последовательностей и созданием специализированных РЧ-катушек для визуализации новорожденных и недоношенных младенцев. К тому же повышенное депонирование энергии вызывает озабоченность в плане безопасности.

Таблица 1. Области применения МРТ в педиатрии, которые получают преимущества от улучшения пространственного и временного разрешения

| | Область применения | Примеры заболеваний |
|---|---|--|
| Новорожденный Нервная система | Все структуры Головной мозг Внутреннее ухо Краниальные нервы Чревное сплетение | Кортикальная дисплазия, миграционные нарушения Врожденная нейросенсорная тугоухость Неврит, например паралич Белла Родовая травма |
| Органы брюшной полости Скелетно-мышечная система | Желчевыводящие пути Мелкие суставы Полиартропатия | Склерозирующий холангит, оценка после трансплантации печени После восстановления врожденного вывиха бедра при дисплазии развития бедра, предоперационная коррекция врожденных деформаций Гемофилия |
| МР-ангиография | Васкулит Сосудистые мальформации Врожденный порок сердца | Артериит Такаясу, болезнь Мойя-Мойя, болезнь Кавасаки Характеристика типа сосудистой мальформации Аномалии легочной артерии и аорты, аномальный легочный венозный возврат |
| МРТ всего тела | Неоплазмы Инфаркт кости Мультифокальные заболевания Остеопороз (компрессионные переломы) | Нейробластома, лимфома, лейкемия, саркома Юинга Серповидочная болезнь, после химиотерапии и лечения стероидами Хронический рецидивирующий мультифокальный остеомиелит, полимиозит, метаболическое заболевание костей, терапия стероидами |

Таблица 2. Как возможности высокопольной МРТ могут применяться в исследовании различных систем органов

| Возможности | Центральная нервная система | Скелетно-мышечная система | Сердечно-сосудистая система |
|------------------|---------------------------------|---|--|
| SNR | Улучшенная ДВ МРТ, ДТ МРТ, фМРТ | Мелкие суставы, структура хрящей | Улучшенное временное разрешение |
| Длительное T1 | Улучшенная МРА | Улучшенная МРА | Улучшенная МРА, ASL, кардиосинхронизация |
| Восприимчивость | Улучшенная фМРТ, SWI | Улучшенное выявление кальциатов | Потенциал для BOLD-визуализации |
| Химический сдвиг | Улучшенная МРС | Улучшенная МРС и подавление сигнала от жира | Потенциал для МРС |



3 Аксиальные T2 TSE MPT-изображения мозга, полученные при 3 Тл: ограда (claustrum) (А) хорошо различима у данного доношенного новорожденного; (Б) периваскулярные пространства обычно видны при 3 Тл

4 Аксиальное T1-взвешенное изображение, полученное при МРТ головного мозга новорожденного. Контраст изображения снижен из-за более продолжительного времени T1 и высокого содержания воды в недостаточно миелинизированном белом веществе

Основные проблемы возникают в связи с более длительными временами релаксации T1, влиянием на времена T2 и T2*, а также большим химическим сдвигом. Каждый из этих факторов играет различную роль в зависимости от исследуемой области, а также представляет дополнительные возможности с точки зрения клинического применения (см. табл. 2). Время продольной релаксации T1 различно для разных тканей; но в целом для каждого типа ткани оно растет с увеличением индукции магнитного поля. Время T1 для разных тканей увеличивается по-разному (табл. 3). Например, время релаксации T1 паренхимы мозга удлинняется на 40% по сравнению с полем 1,5 Тл. Другие ткани со значительным переносом намагниченности также демонстрируют увеличение продолжительности на 20—40%, в то время как для спинномозговой жидкости изменения незначительны (табл. 3). В некоторых тканях время T1 еще выше — так, например, для почек увеличение составляет до 73% [3].

4.1.1. Проблемы, связанные с более продолжительным временем T1

Увеличение времени T1 ткани, как правило, вызывает снижение значений SNR [3]. Кроме того, значения T1 для разных тканей имеет тенденцию становиться более равномерным при более высокой индукции магнитного поля [14—16]. В результате, контраст между различными тканями на T1-изображениях

менее выражен. Параметры импульсной последовательности, используемой при визуализации с полем 1,5 Тл, требуют модификации, если используются при 3 Тл [17]. Эти модификации позволяют минимизировать присутствие высокопольной МРТ потери контрастности изображения. Знание значений T1 для различных тканей в поле 3 Тл помогает выбрать значения TR, TE, угол наклона вектора и время инверсии для оптимизации контрастности изображения (табл. 3 и 4) [2]. Более длительное время релаксации T1 влияет на визуализацию мозга новорожденных. Неонатальный мозг имеет высокое содержание воды, особенно в белом веществе, что затрудняет дифференциацию серого и белого вещества. Это усугубляется при 3 Тл из-за уменьшения контраста T1 (рис. 4). У детей старшего возраста, после завершения миелинизации, данная проблема становится не такой острой. Низкий контраст серого и белого вещества может быть повышен путем использования соответствующих значений времен TR, TE и угла наклона вектора и применения таких последовательностей, как T1 FLAIR.

4.1.2. Преимущества более длительного T1

а) МРА. Более длительные времена релаксации T1 позволяют лучше подавлять фон при использовании методик МРА с большей разницей сигналов или большим контрастом

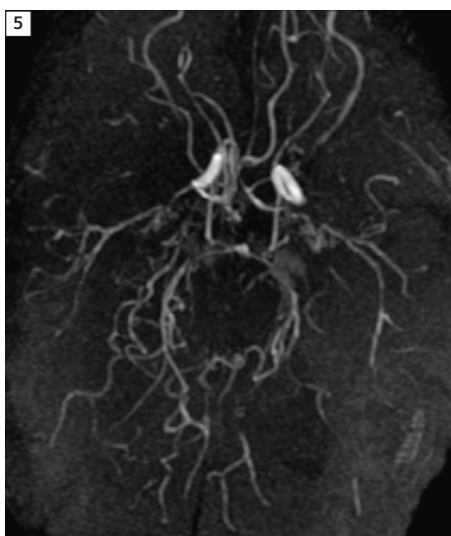
между кровеносными сосудами и окружающими тканями [17]. Это улучшает визуализацию сосудов как с времяпролетной МРА (TOF) (рис. 5) и МРА с контрастным усилением (кМРА). При кМРА разница сигналов между кровью и тканью без усиления возрастает еще больше, тогда как релаксативность парамагнитных контрастных МР-агентов при 3 Тл снижается лишь незначительно [17]. В нашем учреждении улучшенная МРА снизила потребность в обычной ангиографии.

- б)** Исследования с контрастированием. Для визуализации с контрастным усилением в целом, лучший контраст при 3 Тл и относительно менее заметные изменения релаксативности парамагнитных контрастных агентов по сравнению с окружающей паренхимой может позволить снизить дозу гадолиния и потенциально позволит проводить раннюю диагностику воспалительных и опухолевых заболеваний [18—20].
- в)** Маркировка спинов артериальной крови (ASL). Методика ASL позволяет визуализировать перфузию без контрастного вещества и потенциально является очень эффективным методом у детей. Осуществляется магнитное мечение крови и затем отслеживается ее ток в головном мозге. При 3 Тл мечение длится дольше, в связи с более длительным временем релаксации тканей T1 [21],

Таблица 3. Увеличение времен T1 в различных тканях при 3 Тл по сравнению с 1,5 Тл [4, 8, 27, 32, 33]

| Тип ткани | % повышения T1 | Примеры тканевых времен T1, мс | |
|--------------------------------|--------------------------|--------------------------------|--------------------------|
| | | 1,5 Тл | 3 Тл |
| Головной мозг — серое вещество | До 62 % | 960 | 1331 |
| Головной мозг — белое вещество | До 42 % | 700 | 832 |
| Спинномозговая жидкость | Незначительное изменение | Незначительное изменение | Незначительное изменение |
| Миокард | 43 % | 1030 | 1471 |
| Кровь | 34 % | 1200 | 1500 |
| Костный мозг | 30 % | 290—550 | 370—590 |
| Скелетная мышца | До 40 % | 860—1130 | 900—1420 |
| Хрящ | 10 % | 1020—1060 | 1170—1240 |
| Синовиальная жидкость | 27 % | 2850 | 3620 |
| Жир | 20 % | 290—340 | 370—380 |
| Печень | До 41 % | 493 | 641 |
| Селезенка | 20 % | 790 | 950 |
| Почка | 73 % | 652 | 774 |

и потенциально возможно увеличение значения SNR в три раза. Кроме того, скорость кровотока у детей выше, так что метка до ее затухания может также пройти дальше по сосудистому руслу. Метод ASL имеет огромный потенциал в диагностике васкулитов, таких как болезнь Мойя-Мойя. Болезнь Мойя-Мойя проявляется прогрессирующими изменениями, стенозами и облитерациями внутричерепных артерий и неоваскуляризацией с образованием коллатералей, которые при ангиографии имеют вид «стелющегося дыма» (рис. 5). Лечение является хирургическое создание трепанационных отверстий для обеспечения образования интра-экстракраниальных анастомозов.



5 Болезнь Мойя-Мойя. Проекция максимальной интенсивности (MIP), полученные при времяпролетной МР-ангиографии головного мозга, демонстрируют выраженные нарушения (сужение ряда сосудов Веллизиева круга) с развитием коллатеральной неоваскуляризации

Выбор времени операции важен для обеспечения наилучшего возможного результата, поскольку развитие коллатералей оптимизируется в условиях ишемии тканей, но задержка может привести к инсульту. Серийная визуализация проводится для оценки развития внутричерепной сосудистой сети. Метод ASL играет потенциально важную роль в выявлении паренхимы, находящейся в состоянии риска ишемии, чтобы определить оптимальные сроки операции.

4.1.3. Влияние на времена T2 и T2*

Значения времени релаксации T2 для различных тканей имеют тенденцию к снижению по мере изменения магнитной индукции. Тем не менее, контраст тканей на T2-изображениях не столь существенно меняется, как на T1-изображениях [8]. Некоторые последние работы свидетельствуют о снижении T2-релаксации при магнитной индукции 3 Тл на величину до 10% по сравнению с полем 1,5 Тл [16, 22, 23]. При продолжительных TE-последовательностях это приводит к замедлению роста SNR [17]. С другой стороны, затухание T2* значительно сокращается при 3 Тл из-за микроскопических неоднородностей поля, которые линейно возрастают с увеличением его силы.

4.1.4. T2*-связанные артефакты, или артефакты магнитной восприимчивости

Эффект магнитной восприимчивости — это свойство материалов искажать магнитное поле, которое линейно возрастает с повышением его магнитной индукции. Это происходит в воздухе, костях, мягких тканях и может приводить к потере сигнала, неоднородности насыщения жира и геометрическим

искажениям [24] (рис. 6А и 8Г). Это часто наблюдается в придаточных пазухах носа при визуализации головного мозга, из-за газов в кишечнике на изображениях брюшной полости и при металлических имплантатах, особенно стоматологического плана, у детей и подростков. Эффект может быть выражен при 3 Тл и изначально считается одним из основных ограничений для клинического применения высокопольной МРТ. Нежелательные эффекты магнитной восприимчивости макроскопических структур можно уменьшить с помощью ряда методов. По возможности необходимо исключать причины. Соответствующее шиммирование однозначно уменьшает неоднородность поля. Уменьшение размера вокселя и времени TE и расширение полосы частот могут уменьшить подобные артефакты, но, в то же время, будет снижено и SNR. Параллельная визуализация также снижает восприимчивость с уменьшением SNR [2] (табл. 4). Это снижение адекватно компенсируется усилением сигнала при 3 Тл.

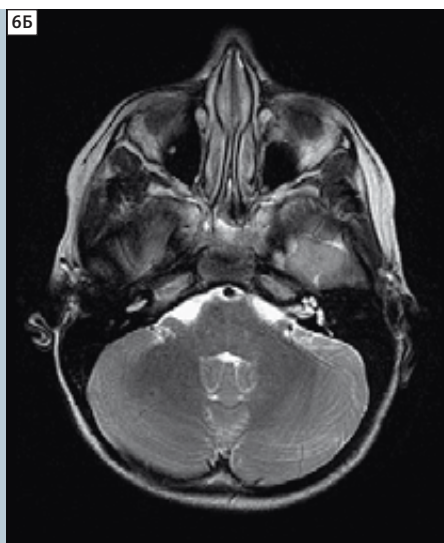
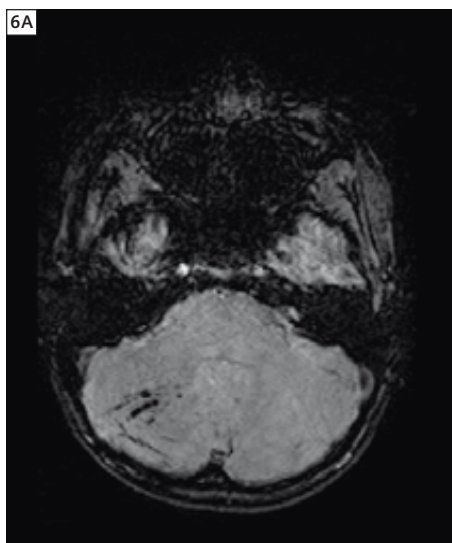
4.1.5. T2*-применения

Повышение магнитной восприимчивости в поле 3 Тл имеет ряд преимуществ:

- Функциональная МРТ. Функциональная МРТ основана на способности выявлять в крови дезоксигемоглобин (BOLD-эффект) — эта методика является T2*-зависимой. Большая восприимчивость при высокой индукции магнитного поля приводит к повышенной чувствительности для фМРТ. Функциональная МРТ имеет важные приложения в педиатрической невровизуализации, особенно в предоперационной оценке детей с неуточненными очагами эпилепсии и опухолей головного мозга, чтобы свести к минимуму резекцию функциональной паренхимы.

Таблица 4. Адаптация параметров МРТ (1,5 Тл) к особым условиям МРТ при 3 Тл

| | Эффект | Компенсация | Эффект компенсации (компромисс) |
|-----------------------------|---|---|---|
| ↑ значения T1 | ↓ тканевого контраста T1 | Увеличение TR Методы параллельной визуализации IR- или МТ-последовательности | ↑ времени сканирования ↓ SNR |
| ↑ значения T2* | Изменение T2*-контраста | ↓ TE | ↓ SNR |
| ↑ химического сдвига | Артефакты отношения жира и мягких тканей и неправильное отображение MPC | Двукратное увеличение полосы считывающих частот ↓ поля зрения Подавление сигнала от жира ↓ размера воксела | ↓ SNR, позволяет ↑ количество срезов, полученных при данном TR ↓ SNR Позволяет визуализировать при низкой полосе считывания, SNR остается высоким |
| ↑ SAR | ↑ температуры тела | Мониторирование SAR (допустимые пределы) Специальные РС-импульсы ↓ поля зрения Увеличение длительности последовательности ↓ угла наклона ↓ числа срезов Увеличение TR | ↓ SNR |
| ↑ магнитной восприимчивости | Искажения изображений, темные зоны | Частотное кодирование, параллельное к продольной оси имплантата Причина удаления ↓ размера воксела ↓ толщины среза ↓ TE ↑ полосы приемных частот ↑ пространственного разрешения ↑ ETL (TSE лучше, чем SE) Параллельная визуализация Шиммирование Наибольшее влияние на последовательность GRE | ↓ SNR ↓ SNR ↑ SAR ↓ SNR |
| Неоднородность B_1 | Яркий сигнал в центральной зоне, затухание сигнала | Нечувствительные к B_1 (адиабатические) импульсы Шиммирующие диэлектрические прокладки | |
| ↑ сигнала | ↑ артефактов кровотока | Спектр насыщения Фазовое кодирование направления, отличного от переднезаднего Обнуление момента градиента Кардиосинхронизация | |



6 Очаги полной потери сигнала из-за гемосидерина на взвешенных по магнитной восприимчивости МРТ-изображениях головного мозга в ходе наблюдения после травмы (А); идентифицированы только ретроспективно на аксиальных T2-изображениях (Б)

б) МРТ со взвешиванием по магнитной восприимчивости. Повышенная магнитная восприимчивость при 3 Тл повышает чувствительность к регистрации очагов кровотоечения и кальцинаты, что используется в последовательности *syngo SWI*. Эта последовательность очень чувствительна в выявлении геморрагических очагов в головном мозге (рис. 6А и Б). Специализированное педиатрическое применение включает в себя повреждения, родовые травмы и диффузный аксональный ущерб в результате дорожно-транспортных происшествий. Также легче выявляются кальцинаты, что помогает характеризовать объемные образования, такие как дизэмбриопластические нейроэпителиальные опухоли.

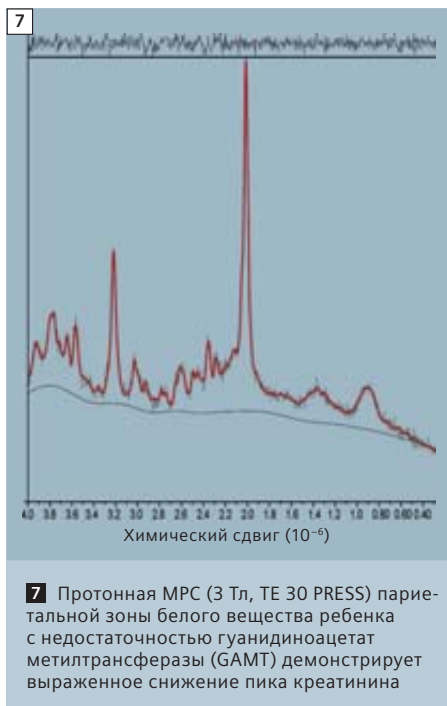
Визуализация, взвешенная по магнитной восприимчивости, также эффективна у детей с гемосидерозом. Патологическое осаждение железа в тканях в раннем возрасте, чаще всего являются следствием постоянных переливаний крови при талассемии. Отложение железа в миокарде может быть фатальным из-за аритмии и кардиомиопатии. Этому препятствует разумное использование хелатных агентов, которые имеют значительные побочные эффекты. МРТ-изображения при 3 Тл могут потенциально повысить чувствительность количественного определения железа в миокарде и печени. Это важно для определения вида терапии, в частности, для оптимизации дозы хелатообразователей, и для сокращения срока начала лечения.

4.2. Химический сдвиг

Эффект химического сдвига при 3 Тл выше в два раза по сравнению с 1,5 Тл [8, 25], и может привести к выраженным артефактам. С другой стороны этот эффект можно использовать для МРС.

4.2.1. Артефакты химического сдвига

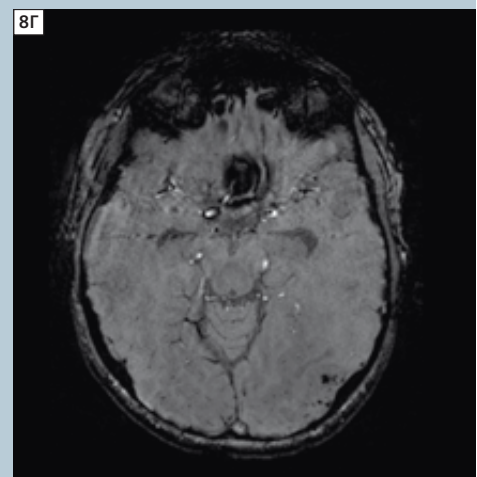
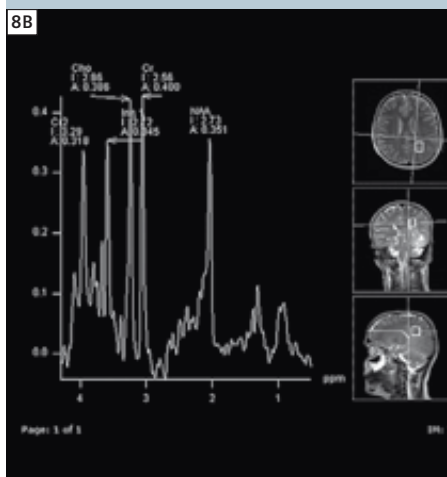
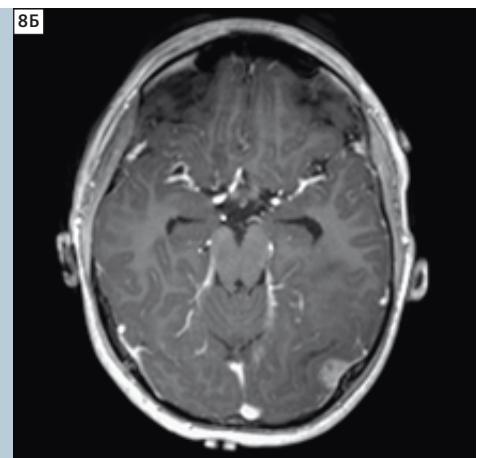
Артефакты химического сдвига вызваны нарушением пространственной регистрации воды и жира, и проявляются в виде темных полос на границе жира и мягких тканей. Это вызывает проблемы при МРС (см. далее) и при МРТ органов брюшной полости — в последнем случае можно пропустить незначительные изменения стенки кишечника на начальном этапе воспалительных заболеваний. Этот артефакт можно устранить удвоением полосы частот [8, 26] или уменьшением поля зрения [26]. Каждый из этих параметров снижает SNR, однако это снижение адекватно компенсируется повышением уровня сигнала при 3 Тл [26].



Артефакты также могут быть уменьшены подавлением сигнала от жира, уменьшением размера воксела и изменением интервала TE.

4.2.2. МР-спектроскопия

В педиатрическом направлении МРС работает как инструмент для решения специфических проблем. Она важна при регистрации метаболических расстройств. При значительном совпадении симптомов различных состояний МРС дает клинически значимую информацию о конкретном пациенте. Она может быть диагностична в определенных ситуациях, таких как синдром недостаточности креатина (рис. 7), в тех случаях, когда целесообразно указать активность заболевания, как, например, при болезни Лея, а также для контроля реакции на терапию. Она также способствует характеристике объемных образований и определению степени инфильтративного распространения (рис. 8).



8 Мультиформная глиобластома: аксиальные изображения (А), полученные при МРТ головного мозга, выполненного по поводу правостороннего выпадения поля зрения, демонстрируют утолщение извилин, патологически повышенный T2-сигнал и нечеткую дифференциацию серого и белого вещества в левой теменно-затылочной области (Б); кортикальное усиление и МР-спектроскопия (В) показывают повышенное содержание холина в небольшой центральной зоне контрастного усиления — это важно при определении степени распространения опухоли и для того, чтобы отличить инфильтративное распространение от перипухолевого отека; очаговые сигналы от продуктов распада крови (Г). Обращает на себя внимание артефакт восприимчивости в основании черепа

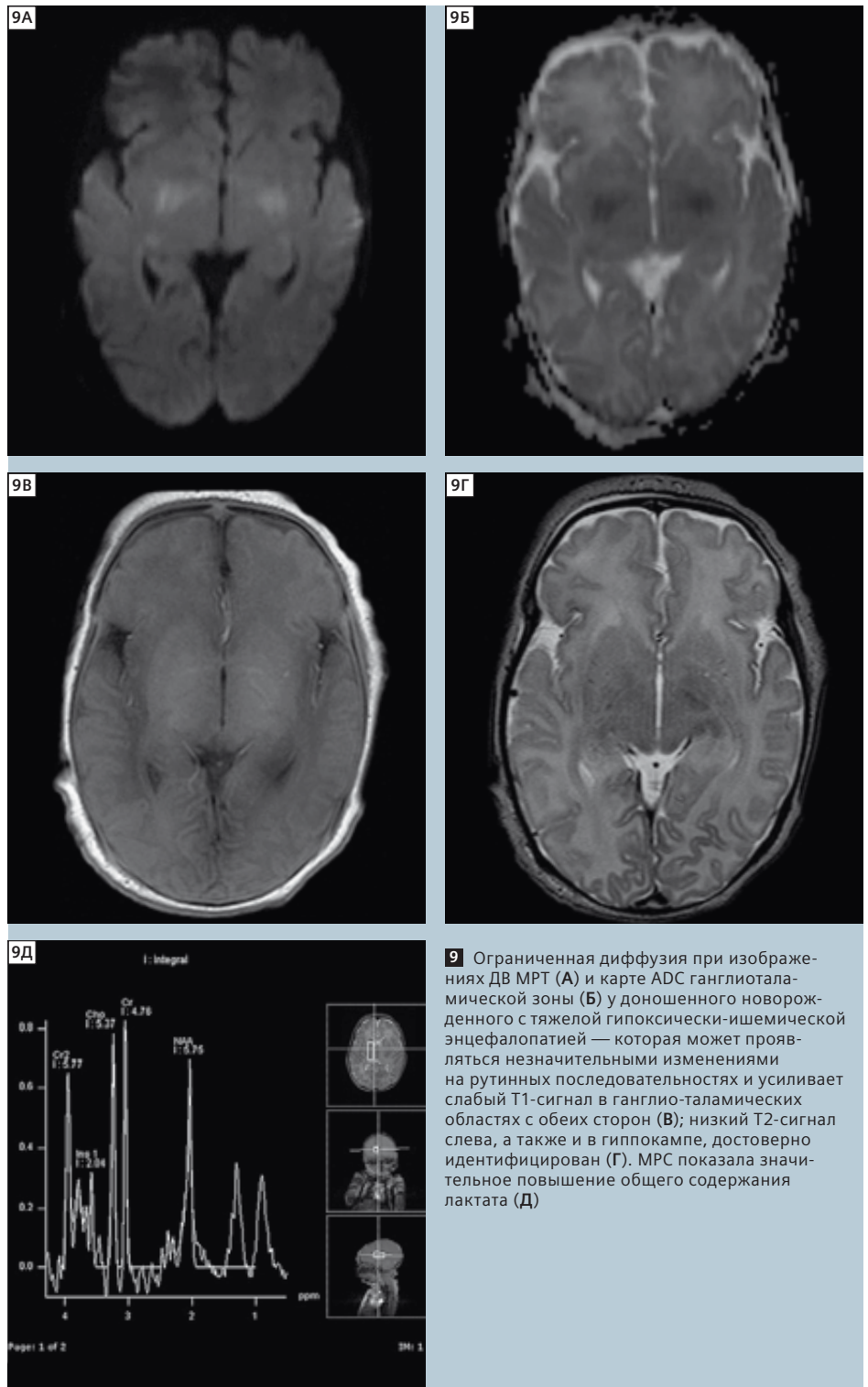
У новорожденных и недоношенных МРС проводится для оценки биохимических изменений по мере созревания головного мозга для того, чтобы обнаружить локальное повреждение (рис. 9) и дифференцировать гипоксические нарушения от метаболических (нейродегенеративных) заболеваний.

4.2.3. МРС: преимущества 3 Тл

Большой химический сдвиг является основой улучшения МРС при 3 Тл, когда увеличение частотного расхождения отдельных пиков приводит к улучшению идентификации метаболитов. Кроме того, количество сигнала, поступающего от каждого метаболита, увеличивается, так что пики метаболитов становятся легче отличить от фонового шума. Усиление сигнала также позволяет осуществить более быстрый сбор данных [8], что особенно важно у детей и новорожденных, которые не способны выдержать длительных последовательностей. Размер вокселя также может быть уменьшен, как при одновоксельной, так и при мультивоксельной МРС, что снижает вероятность воздействия подкожного (ретроорбитального) жира на периферически расположенные очаги поражения.

4.2.4. МРС: сложности при 3 Тл

Выполнение МРС при высокой индукции магнитного поля имеет довольно много преимуществ, но в то же время возникает несколько аспектов, которые необходимо учитывать при переходе от 1,5 к 3 Тл. Повышенный химический сдвиг также вызывает определенные ограничения для МРС при 3 Тл, независимо от того, используется ли одно- или мультивоксельный метод. В частности, возникают проблемы, связанные с ошибками регистрации (что приводит к низкой инверсии лактата при 3 Тл, см. ниже) и артефактами повышенной восприимчивости вблизи костных структур, воздушных пазух и мягкотканых пространств [25] — артефактами, которые становятся более выраженными, чем при 1,5 Тл. Наибольшее увеличение SNR происходит при МРС с использованием коротких интервалов TE — эта методика также наиболее эффективна при оценке метаболических заболеваний, когда можно обнаружить метаболиты с коротким временем релаксации T2, и нет нужды для T2-коррекции. Тем не менее, при МРС с полем 3 Тл проявляются и общие недостатки коротких TE: перекрытие пиков липидов и лактата, а также искажения базового уровня за счет эффекта вихревых токов [27]. Исходя из этого, спектры обычно получают при двух значениях TE.



9 Ограниченная диффузия при изображениях ДВ МРТ (А) и карте ADC ганглиоталамической зоны (Б) у доношенного новорожденного с тяжелой гипоксически-ишемической энцефалопатией — которая может проявляться незначительными изменениями на рутинных последовательностях и усиливает слабый T1-сигнал в ганглио-таламических областях с обеих сторон (В); низкий T2-сигнал слева, а также и в гиппокампе, достоверно идентифицирован (Г). МРС показала значительное повышение общего содержания лактата (Д)

МРС при 3 Тл с промежуточными значениями TE страдает от непостоянной инверсии лактата, что затрудняет разграничение лактата от липидов — это является важным дополнительным признаком гипоксии в неонатальный период. При МРС с длительными интервалами TE выигрыш в сигнале при 3 Тл по сравнению с 1,5 Тл становится пренебрежимо малым [27], а фоновая кривая имеет более гладкую форму, что ограничивает обнаружение минимальных пиков метаболитов.

Однако при гипоксии предпочтительно повторное сканирование, когда липиды в вокселе нейтрализованы и возможна достоверная оценка уровня лактата.

4.3. Неоднородность B₁

Неоднородность поля B₁ снижает интенсивность сигнала в центре отображаемого объекта. Этот эффект обусловлен комбинацией (А) переменной и сниженной глубиной проникновения радиочастот при увеличении индукции магнитного

поля и (В) диэлектрическими свойствами тканей, вызывающими резонансные явления, которые возникают как стоячие волны, когда половина длины волны сопоставима с размером объекта. Этот важный артефакт при 3 Тл непредсказуем и зависит от формы тела и размеров органа. Для маленьких детей это является меньшей проблемой, поскольку глубина РЧ-проникновения в ткани меньше, и органы также меньшего размера. Это может иметь значение при МРТ брюшной полости у детей более старшего возраста. Соответствующее шиммирование действительно для перемещения существующих темных зон от области интереса. Диэлектрические прокладки могут помочь справиться с этим артефактом. Также были разработаны новые B_1 -независимые (адиабатические) импульсы, которые используются в новых МР-томографах.



10 Коронарные T2 STIR МРТ-изображения всего тела при метастатической нейробластоме

4.4. Вопросы безопасности

4.4.1. Удельный коэффициент поглощения (SAR)

Снижение SAR является важным фактором, позволяющим использовать МРТ с магнитной индукцией 3 Тл в клинике. Этот коэффициент определяется количеством энергии, реализуемой РЧ-полем в данной массе ткани — допустимые значения SAR указаны в рекомендациях FDA. Поскольку мощность, необходимая для возбуждения, увеличивается с повышением частоты (и, следовательно, силы поля), SAR увеличивается с увеличением индукции магнитного поля. Это соответствует формуле $SAR \sim B_0^2$ [10]. Это означает, что при переходе от 1,5 к 3 Тл значение SAR возрастает в четыре раза. Увеличение SAR больше при быстрых последовательностях спин-эхо благодаря многочисленным рефокусирующим импульсам и при интенсивных РЧ-импульсных последовательностях, таких как FLAIR [25]. Оно также увеличивается при градиентных эхо-последовательностях, которые имеют очень короткое время TR (например, TrueFISP). Значение SAR связано с углом наклона вектора по формуле $SAR \sim (\text{угол наклона})^2$ [2]. Быстрая 3D-ангиография с контрастным усилением, использующая большие углы наклона вектора, и методы полного рефазирования градиент-эхо, которые дают оптимальный уровень сигнала при интенсивном возбуждении угла наклона вектора с коротким интервалом TR, легко достигают пределов SAR при 3 Тл. Коэффициент SAR можно понизить с помощью специальных РЧ-катушек (например, приемопередающих матричных катушек) за счет сокращения количества срезов, с использованием задержки между последовательностями или за счет использования параллельных методов визуализации. Выбор последовательности может также уменьшить SAR при использовании меньшего угла наклона вектора или длины эхошлейфа либо увеличения полосы частот или TE. Однако сокращение угла наклона вектора или увеличение полосы частот изменяет также и тканевой контраст. Специализированные РЧ-импульсы, которые изменяют угол наклона вектора на протяжении всей последовательности (например, гиперэхо [28]), могут снизить SAR до четырех раз (см. табл. 4).

Большие значения SAR потенциально могут создать проблемы с контролем температуры, особенно у новорожденных. Чтобы сохранить тепло, их помещают в томограф завернутыми

в пленки, однако большее депонирование энергии потенциально ведет к дальнейшему повышению температуры тела. Поэтому необходим контроль температуры (кожи или ректально) и, следовательно, нужны МР-совместимые датчики. Хотя потенциально это является проблемой для 3 Тл, на практике МРТ-сканирование в этом случае не сложнее сканирования при 1,5Тл.

4.5. Специальные приложения, которые получают преимущества при высокой индукции магнитного поля: МРТ всего тела, ДВ МРТ, ДТ МРТ и 3D-визуализация

Меньшее время сканирования позволяет осуществить более широкий охват при сохранении адекватного SNR. Благодаря этому при 3 Тл становится возможным МРТ всего тела и ДТ МРТ (реализация *syngo DTI*).

4.6. МРТ всего тела

Несомненным преимуществом пациентов небольшого размера в педиатрической МР-визуализации всего тела является меньший объем сбора данных, чем для взрослых. МРТ всего тела у детей в основном используется для скрининга онкологических заболеваний и для оценки распространения в скелете [14] путем получения накладывающихся STIR-коронарных срезов (рис. 10). Может быть выполнена оценка общего объема опухоли, в том числе вовлечения мягких тканей. Это имеет важное значение при гематологических злокачественных заболеваниях в педиатрии, таких как лейкомия и лимфома [29], круглоклеточных опухолях, особенно нейробластоме, и опухолях костной ткани, таких как саркома Юинга [30]. Также могут оцениваться миелофиброз и ответ на терапию. Неонкологические показания включают мультифокальный миозит, скрининг переломов при остеопорозе, множественные инфаркты костей, оценку всех депо жира в организме или МР-ангиографию всего тела (например, при артериите Такаясу) [31].

4.6.1. Диффузионно-взвешенная МРТ (ДВ МРТ) и диффузионный тензор МРТ (ДТ МРТ)

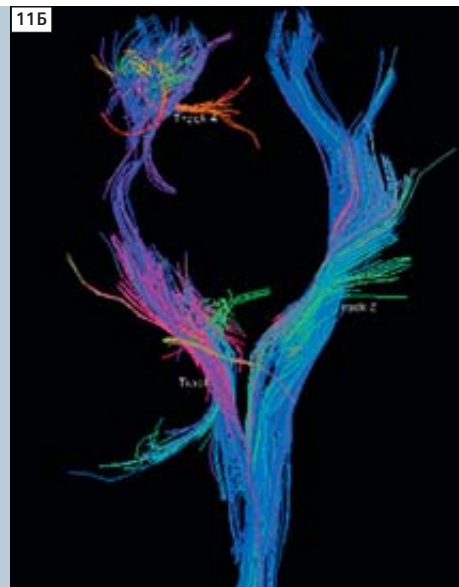
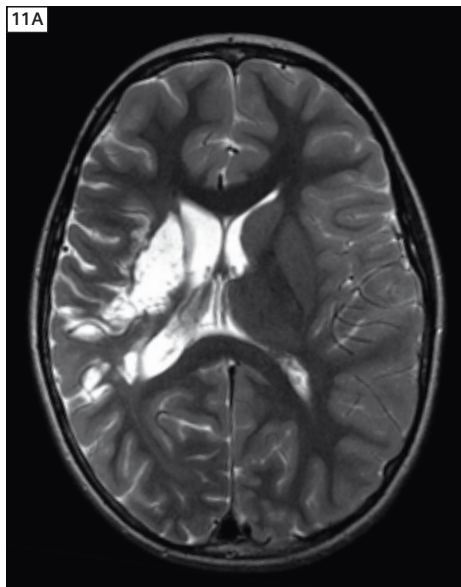
Улучшение SNR при 3 Тл означает, что возможно повышение значения B ($> 1000 \text{ с/мм}^2$), получение более тонких срезов и изображений в большем количестве направлений, что улучшает визуализацию при ДВ МРТ. Артефакты магнитной восприимчивости являются более выраженными при использовании EPI-последовательностей, поэтому при более высокой индукции магнитного

поля могут быть проблемы с проведением ДВ МРТ [32], особенно при наличии брекетов, которые часто встречаются у детей старшего возраста. Это можно контролировать — до некоторой степени — шиммированием объема, параллельными методами визуализации и регулировкой полосы частот. В неонатальный период последовательность *syngo* DWI очень важна для оценки гипоксически-ишемической энцефалопатии, так как она может представить новые данные о тех незначительных изменениях, которые были обнаружены при использовании рутинных последовательностей (рис. 9). Она также эффективна для диагностики педиатрического инсульта, в том числе васкулита и серповидно-клеточной анемии и, кроме того, черепно-мозговой травмы и демиелинизирующих расстройств. Преимущество ДТ МРТ по сравнению с обычной ДВ МРТ заключается в возможности определения ориентации волокон белого вещества относительно коллимированных пучков — эта направленная информация отображается с помощью двумерных направленно-кодированных цветных анизотропических изображений или волоконной 3D-трактографии (рис. 11). Кроме того, качественные показатели, полученные методом ДТ МРТ, как то, средняя диффузность и фракционная анизотропия (ФА), являются инвариантными к повороту и, таким образом, в теории не зависят от положения головы или ориентации волокон.

ДТ МРТ становится все более важной в предоперационной оценке пациентов с опухолями головного мозга. Она способна отразить взаимосвязь объема и значимых трактов в белом веществе и, таким образом, оказать помощь хирургу для сохранения основных функций при максимальной резекции опухоли. По мере дальнейшего прогресса трактография потенциально может обеспечить более комплексную оценку других нейронных путей или вариантов путей в конкретных условиях, таких как родовая травма плечевого сплетения, а также aberrантных связей в структурных мальформациях головного мозга.

4.7. 3D-визуализация и динамическая 3D МРА

Большее значение SNR обеспечивает более высокую скорость сбора 3D-данных, которые мы получаем в нашей практике при 3 Тл, особенно с использованием контраста. Динамическая 3D-визуализация также используется в таком приложении, как TWIST, позволяющем получить суб-



11 Осложнение в результате эмболической окклюзии правой средней мозговой артерии вследствие травматической диссекции внутренней сонной артерии. Аксиальное Т2-изображение (А) представляет кистозную энцефаломалацию и уменьшение объема нарушения хода основных трактов в белом веществе (кодированы цветом), как отображено трактографией (Б)

секундную 3D-последовательность. Мы использовали этот метод для оценки потока через сложные сосудистые пороки развития для планирования лечения.

4.8. Проблемные зоны высокопольной МРТ: визуализация сердца и позвоночника

Есть определенные преимущества в том, чтобы отношение SNR было выше при визуализации сердца и позвоночника, однако обе эти области имеют ряд характеристик, которые приводят к сложностям визуализации.

4.8.1. МРТ сердца при 3 Тл

Основными показаниями для кардиологической МРТ в педиатрии являются оценка функции желудочков, магистральных сосудов и послеоперационных изменений в анатомии в контексте врожденных пороков сердца. Вместе с тем, МРТ используется и для визуализации всех видов патологии, в том числе заболеваний коронарных артерий, кардиомиопатии, инфильтративных нарушений и опухолей сердца. МРТ сердца с магнитной индукцией 3 Тл имеет потенциал для лучшей оценки коронарных артерий и отсроченного контрастирования в таких условиях, как кардиомиопатия и аритмогенная дисплазия правого желудочка — что может быть ограничено по SNR при более низких значениях поля. Визуализация в устойчивом состоянии свободной процессии (TrueFISP) очень важна в МРТ сердца при 1,5 Тл. Для лучшей визуализации при TrueFISP удерживается наиболее короткое TR

(< 4 мс), наибольший и, по возможности, равномерный угол наклона вектора (все, что способствует увеличению удельного коэффициента поглощения SAR), а магнитное поле должно быть однородным (что является сложной задачей при 3 Тл). При 1,5 Тл последовательность TrueFISP работает уже на пределе значения SAR, и для снижения SAR при 3 Тл угол наклона вектора должен быть уменьшен. Это делает кровяной пул более темным и уменьшает контраст между SNR крови. Артефакт неоднородности B_1 , артефакт восприимчивости и эффекты вне резонанса при 1,5 Тл не представляют серьезную проблему в плане сердечной визуализации, однако непредсказуемы и могут быть очень значительными при 3 Тл [33]. Неоднородностью поля можно управлять с помощью жесткого шиммирования и коррекции частоты. Применение параллельных методов визуализации может увеличить клиническую эффективность МРТ сердца при 3 Тл. Более высокие факторы ускорения позволяют сузить окно сбора данных и поддерживают сегментированные схемы получения данных, что является преимуществом для педиатрических пациентов с высокой ЧСС. Кроме того, энергопоглощение может быть уменьшено за счет меньшего количества этапов фазового кодирования [33]. Улучшенная МРА при 3 Тл эффективна при оценке крупных артерий и вен, что очень важно для детей с врожденными пороками сердца. Это особенно верно в отношении легочных артерий, которые обычно требуют оценки в неонатальном периоде.

4.8.2. МРТ позвоночника

T1-визуализация спинного мозга при 3 Тл затруднена. Удлинение интервала T1 приводит к снижению контраста между серым и белым веществом. Это становится явным при визуализации в педиатрии вследствие увеличенного содержания воды в нервной ткани, особенно до завершения полной миелинизации. Кроме того, интенсивность сигнала от спинномозговой жидкости при 3 Тл больше, чем при 1,5 Тл, что означает уменьшение контраста между спинным мозгом/конусом и окружающим ликвором. Градиентные импульсные последовательности, такие как T1 FLAIR, могут уменьшить проблемы, связанные с удлинением T1, с потенциалом оптимального контрастирования при 3 Тл как в нормальных, так и в патологически измененных тканях [26]. Исследования, сравнивающие визуализацию в режиме T1 спин-эхо после введения контраста и визуализацию с градиентными последовательностями, дали неоднозначные результаты в связи с неэффективным выявлением поражения — это может быть преодолено путем исследования каждой из методик в различных плоскостях [26]. Кроме того, артефакты движения спинномозговой жидкости множатся с повышением индукции магнитного поля вследствие усиления сигнала и нарушения пространственной регистрации. Интенсивная пульсация спинномозговой жидкости у детей может привести к значительным артефактам, которые могут маскировать патологию, такую как лептоменингеальное распространение опухоли. Обнуление моментного градиента может оказаться полезным для компенсации движения спинномозговой жидкости [11]. Для преодоления этих эффектов также может быть использована кардиосинхронизация [9].

5. Заключение

МРТ с магнитной индукцией 3 Тл все чаще применяется в клинической практике. Уровень сигнала повышается в четыре раза по сравнению с полем 1,5 Тл и может приводить к увеличению SNR на уровне 1,7—1,8. Повышение SNR является значительным преимуществом в педиатрии — повышенное пространственное и временное разрешение помогает преодолеть основные анатомические, физиологические и поведенческие сложности при визуализации детей. Быстрые изменения в ходе развития и созревания также могут оцениваться более эффективно. Проблемы, свойствен-

ные высокопольной визуализации, остаются — из них важными являются T1-контрастирование, артефакты и вопросы безопасности, связанные, прежде всего, с удельным коэффициентом поглощения SAR. Это требует модификации протоколов визуализации, используемых с 1,5 Тл. Очень важно постоянное присутствие и техническая поддержка физиков. В этом плане очень важны аппаратные усовершенствования, особенно улучшенные градиенты, и специализированные катушки и последовательности. Вышеупомянутые аспекты также способствуют дальнейшему развитию МРТ при 3 Тл, усовершенствованию МРА, режимов *syngo* ASL, *syngo* SWI, фМРТ и МРС — каждая из этих методик имеет применение в педиатрии. Отношение SNR может использоваться как компромисс для компенсации изменений времени релаксации и специфических для 3 Тл артефактов. МРТ с полем 3 Тл потенциально способна визуализировать у детей все возможные системы. Важно оптимизировать параметры с учетом специфических особенностей педиатрии, таких как повышенное содержание воды и отсутствие миелинизации мозга. Некоторые артефакты, характерные для МРТ с магнитной индукцией 3 Тл, тесно связаны с определенными анатомическими областями, типа диэлектрических эффектов, регистрируемых при визуализации брюшной полости у взрослых, менее выражены в педиатрии благодаря небольшому размеру. С другой стороны, головной и спинной мозг новорожденных сложно визуализировать при 3 Тл. Также в настоящее время имеется несколько факторов, ограничивающих кардиологическую визуализацию. Дальнейшее совершенствование технологии изготовления катушек и создание новых последовательностей может помочь в преодолении существующих проблем.

Список литературы

- 1 Akisik FM, Sandrasegaran K, Aisen A, et al. Abdominal MR imaging at 3.0 T. *Radiographics* 2007;27(5):1433—44.
- 2 Barth MM, Smith MP, Pedrosa I, et al. Body MR imaging at 3.0 T: understanding the opportunities and challenges. *Radiographics* 2007; 27(5):1445—64.
- 3 Soher BJ, Dale BM, Merkle EM. A review of MR Physics: 3T versus 1.5T. *Magn Reson Imag Clin N Am* 2007;15(3):277—90.
- 4 Zimmerman RA, Bilaniuk LT, Pollock AN, et al. 3.0 T versus 1.5T. *Paediatr Brain Imag* 2006; 16(2):229—39.
- 5 Kliegman RM, Behrman RE, Jenson HB, et al. *Nelson Textbook of Pediatrics*. 18th ed. Saunders; 2008. p. 41.
- 6 Hollowell LM, Stewart SE, de Amorim e Silva CT, et al., Reviewing the process of preparing children for MRI. *Pediatr Radiol*. 2008;38(3):271—79.
- 7 Stokowski LA. Ensuring safety for infants undergoing magnetic resonance imaging. *Adv Neonatal Care* 2005;5(1):14—27.
- 8 Schick F. Whole-body MRI at high field: technical limits and clinical potential. *Eur Radiol* 2005;15(5):946—59.
- 9 Gonen O, Gruber S, Li BS, et al. Multi-voxel 3D proton spectroscopy in the Brain at 1.5T versus 3.0 T: signal-to-noise ratio and resolution comparison. *AJNR Am J Neuroradiol* 2001;22:1727—31.

- 10 Wen H, Denison TJ, Singerman RW, et al. The intrinsic signal-to-noise ratio in human cardiac imaging at 1.5, 3 and 4 T. *J Magn Reson* 1997; 125(1): 65—71.
- 11 Barker PB, Hearshen DO, Boska MD. Single-voxel proton MRS of the human brain at 1.5T and 3.0 T. *Magn Reson Med* 2001;45:765—9.
- 12 Thulborn KR. Clinical rationale for very-high-field (3.0 Tesla) functional magnetic resonance imaging. *Topics Magn Reson Imag* 1999;10(1):37—50.
- 13 Merkle EM, Dale BM. Abdominal MRI at 3.0 T: the basics revisited. *AJR Am J Roentgenol* 2006; 186(6):1524—32.
- 14 Michaeli S, Garwood M, Zhu XH, et al. Proton T2 relaxation study of water, N-acetylaspartate, and creatine in human brain using Hahn and Carr-Purcell spin echoes at 4 T and 7 T. *Magn Reson Med* 2002;47(4):629—33.
- 15 Ethofer T, Mader I, Seeger U, et al. Comparison of longitudinal metabolite relaxation times in different regions of the human brain at 1.5 and 3 Tesla. *Magn Reson Med* 2003;50(6):1296—301.
- 16 de Bezaire CMJ, Duhamel GD, Rofsky NM, et al. MR imaging relaxation times of abdominal and pelvic tissues measured in vivo at 3.0 T: preliminary results. *Radiology* 2004;230:652—9.
- 17 Bernstein MA, Huston III J, Lin C, et al. High-resolution intracranial and cervical MRA at 3.0 T: technical considerations and initial experience. *Magn Reson Med* 2001;46(5):955—62.
- 18 Bernstein MA, Huston III J, Ward HA. Imaging artifacts at 3.0 T. *J Magn Reson Imag* 2006; 24(4):735—46.
- 19 Fernandez-Seara MA, Wehrli FW. Postprocessing technique to correct for background gradients in image-based R*2 measurements. *Magn Reson Med* 2000;44(3):358—66.
- 20 Wood M, Hardy P. Proton relaxation enhancement. *J Magn Reson Imag* 1993;3:149—56.
- 21 Martirosian P, Klose U, Mader I, et al. FAIR True-FISP perfusion imaging of the kidneys. *Magn Reson Med* 2004;51(2):353—61.
- 22 Gold G, Han E, Stainsby J, et al. Musculoskeletal MRI at 3.0 T: relaxation times and image contrast. *AJR Am J Roentgenol* 2004;183:343—51.
- 23 Stanisz G, Odorobina E, Pun J, et al. T1, T2 relaxation and magnetisation transfer in tissue at 3T. *Magn Reson Med* 2005;54(3):507—12.
- 24 Tin Ging Ma H, Local experience of MR imaging with 3T (TRIO) equipped with TIM. *Biomed Imag Interv J* 2007;3(1):12—39.
- 25 Bronson J. High-field MRI: is it time for 3T? *Imag Econ* 2004. Available via http://www.imagingeconomics.com/issues/articles/2004-02_04.asp.
- 26 Shapiro MD. MR imaging of the spine at 3T. *Magn Reson Imag Clin N Am* 2006;14(1):97—108.
- 27 Kim J-h, Chang K-H, Na DG, et al. 3T 1H-MR spectroscopy in grading of cerebral gliomas: comparison of short and intermediate echo time sequences. *AJNR Am J Neuroradiol* 2006;27:1412—8.
- 28 Hennig J, Scheffler K. Hyperechoes. *Magn Reson Med* 2001;46:6—12.
- 29 Iizuka-Mikami M, Nagai K, Yoshida K, et al. Detection of bone marrow and extramedullary involvement in patients with non-Hodgkin's lymphoma by whole-body MRI: comparison with bone and 67 Ga scintigraphies. *Eur Radiol* 2004;14(6):1074—81.
- 30 Mazumdar A, Siegel MJ, Narra V, et al. Whole body fast inversion recovery MR imaging of small cell neoplasms in pediatric patients: a pilot study. *AJR* 2002;179:1261—6.
- 31 Laffan EE, O'Connor R, Ryan SP, et al. Whole-body magnetic resonance imaging: a useful additional sequence in pediatric imaging. *Pediatr Radiol* 2004;34(6):472—80.
- 32 Phalke VM, Gujar S, Quint DJ. Comparison of 3.0 T versus 1.5T MR: imaging of the spine. *Neuroimaging Clin N Am* 2006;16(2):241—8.
- 33 Nael K, Fenchel M. Cardiac MR imaging: new advances and role of 3T. *Magn Reson Imag Clin N Am* 2007;15(3):291—300.

Контактный адрес

Michael Ditchfield, M.D.
The Royal Children's Hospital
Flemington Road, Parkville
Victoria, Australia, 3052
michael.ditchfield@rchd.org.au

Клиническое наблюдение: кардиологическая визуализация с помощью системы MAGNETOM ESSENZA

МРТ сердца при инфаркте миокарда передневерхушечной локализации на фоне аневризмы левого желудочка с тромбом в области вершины/ такоцубо-подобный синдром

Г. Хаджидеков (G. Hadjidekov); Г. Тонев (G. Tonev)

Медицинский центр «Про-Вита», г. София, Болгария

Введение

Аневризму левого желудочка при кардиологической МРТ выявляют редко. Мы описываем клиническое наблюдение аневризматической дилатации левого желудочка с образованием тромба в области вершины сердца, заподозренным по данным эхокардиографии и подтвержденным методом магнитно-резонансной томографии (МРТ) сердца. Передневерхушечный инфаркт миокарда выявили с помощью перфузии и позднего контрастирования.

Пациент

На МРТ сердца был направлен 42-летний мужчина, страдавший ишемической болезнью сердца II класса по NYHA, постоянной формой мерцательной аритмии и аневризматической дилатацией левого желудочка с подозрением на образование тромба. Пациент поступил в больницу с жалобами на кашель, затрудненное дыхание и ортопноэ; развился отек легких. При эхокардиографии выявлены дилатация левого желудочка с гипокинезией передней стенки и перегородки, тяжелая гипокинезия в области вершины, снижение фракции выброса (ФВ) до 29%, соответствующие диагнозу кардиомиопатии такоцубо (КТЦ) [1]. Кроме того, проведена коронарография, при которой выраженного поражения коронарных артерий не выявлено. Для дополнительного обследования пациент был направлен на МРТ сердца.

Описание последовательности

Изображения получены на нашем МР-томографе 1.5T MAGNETOM Essenza с использованием 6-элементной катушки для тела в сочетании со встроенной катушкой IsoCenter. Были использованы следующие параметры последовательности. TrueFISP: TR 54,6 мс, TE 1,6 мс, матрица 256/192, FOV 340/276 мм, диапазон 930 Hz/px, угол отклонения 80°, разрешение 192/134.

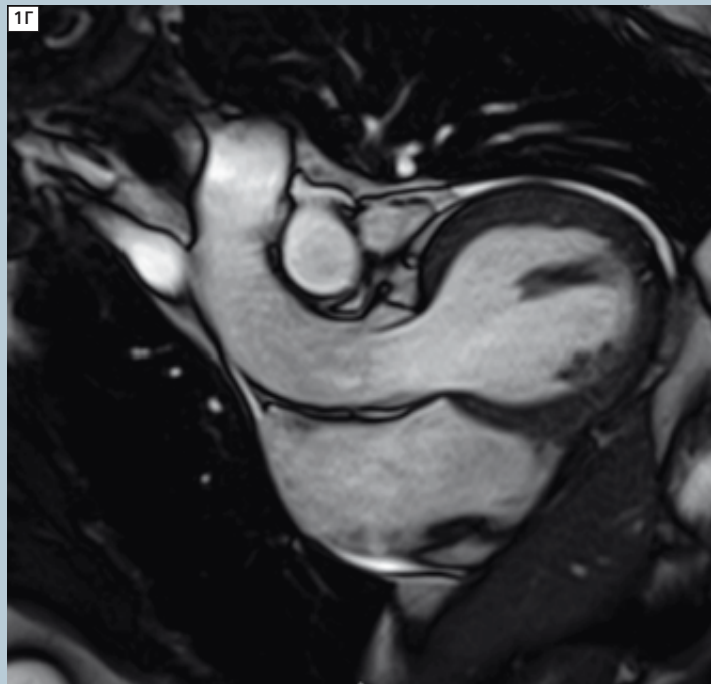
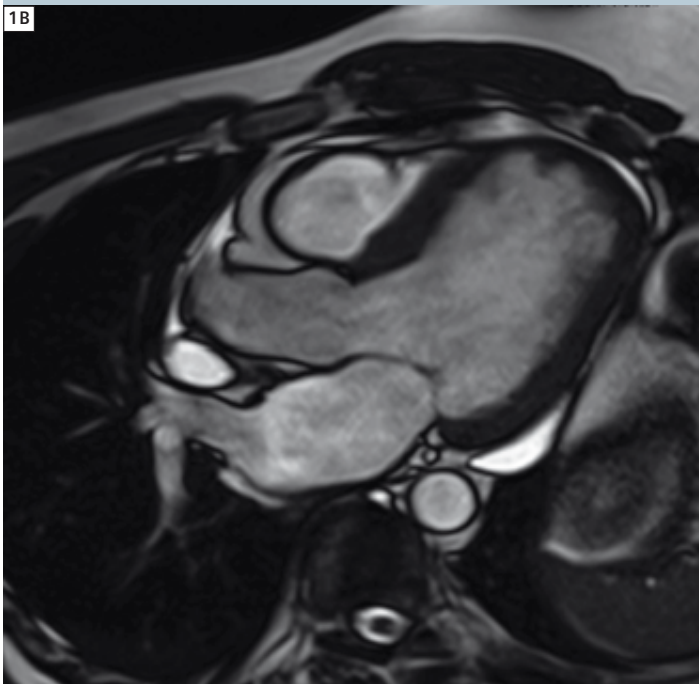
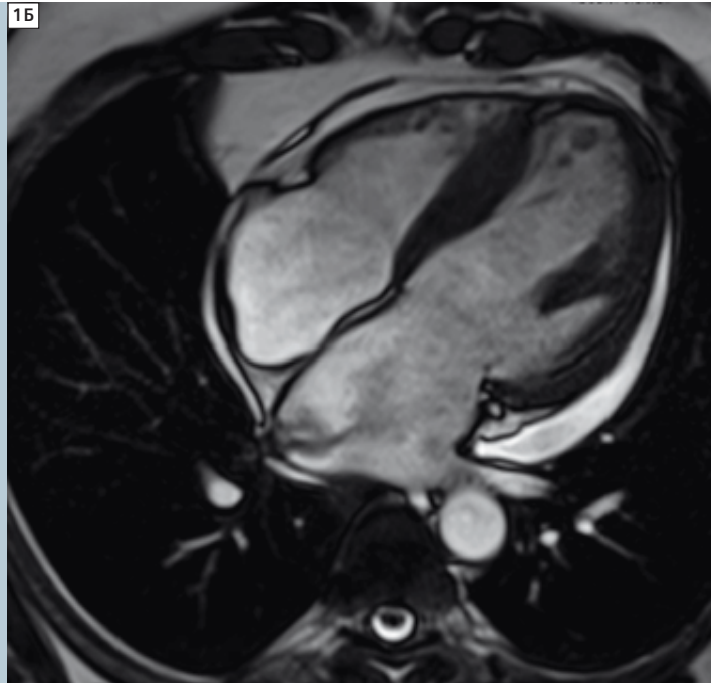
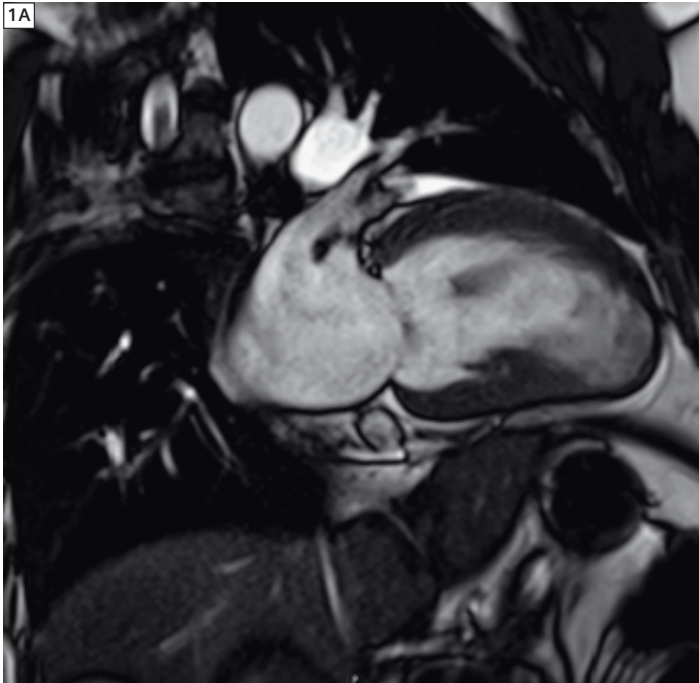
Динамическое исследование перфузии с использованием последовательности с градиентным эхо: TR 167,48 мс, TE 1,21 мс, матрица 256/192, TI 100 мс, FOV 360/293 мм, диапазон 651 Hz/px, угол отклонения 12°, разрешение 160/120.

Исследование с поздним контрастированием и использованием чувствительной к фазе одноимпульсной последовательности типа инверсия-восстановление (psir-single-shot): TR 936 мс, TE 3,39 мс, TI 370 мс, матрица 256/192, FOV 340/276 мм, диапазон 140 Hz/px, угол отклонения 25°, разрешение 256/179.

Данные визуализации

При кардиологической МРТ выявлена дискинезия с аневризмой передней и верхушечной области стенки левого желудочка, отмеченная на изображениях в кинорежиме TrueFISP при диастолических и систолических двухкамерной, трехкамерной и четырехкамерной проекциях, а также в проекции выходных отделов левого желудочка сердца

(рис. 1, А—Г). Выявлено наличие аневризматической дилатации левого желудочка и небольшого прилежащего тромба, 11 на 9 мм в диаметре. Также отмечен небольшой перикардиальный выпот. Аналогичные результаты четко продемонстрированы в проекции по короткой оси (рис. 5) в направлении от основания к вершине сердца. На рис. 3 и 4 приведены динамические последовательности изображений в четырехкамерной проекции (рис. 3) и проекциях по короткой и длинной оси левого желудочка (рис. 4), в которых тромб в области вершины визуализировался на уровне передне-верхушечной аневризмы левого желудочка. Визуализация с применением режима инверсия-восстановление после контрастирования (рис. 2) позволила выявить трансмуральное усиление сигнала от левого желудочка в области вершины и части передней стенки, что свидетельствует о наличии в этой области рубца. На изображениях позднего контрастирования отмечено трансмуральное поражение повышенной интенсивности, охватывающее сегменты 17, 14 и частично 13. К гиперэхогенной области аневризмы и рубцовому миокарду прилежит темное слабоинтенсивное объемное образование. Полость левого желудочка расширена, ее размеры в конце диастолы составляют 92 на 66 мм; фракция выброса снижена до 32%, что соответствует значениям, полученным при эхокардиографии. Толщина перегородки составляет 18 мм.



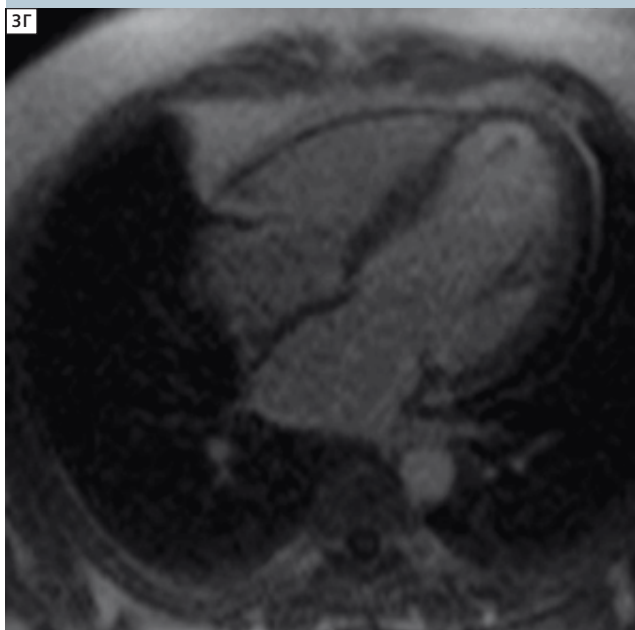
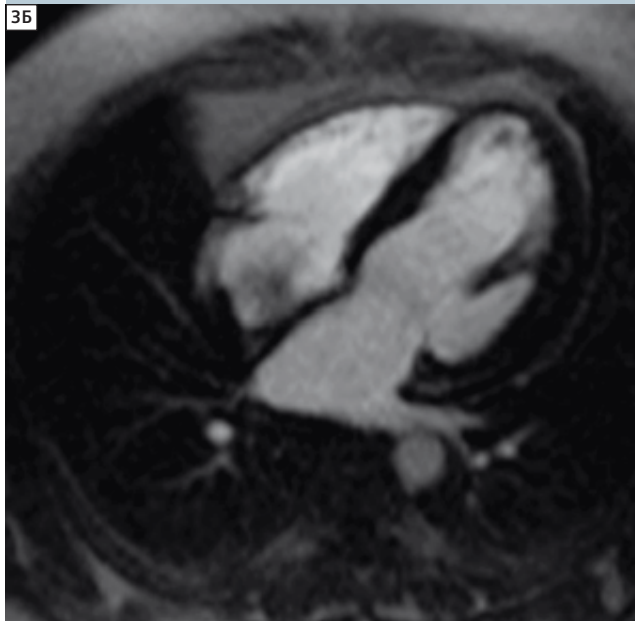
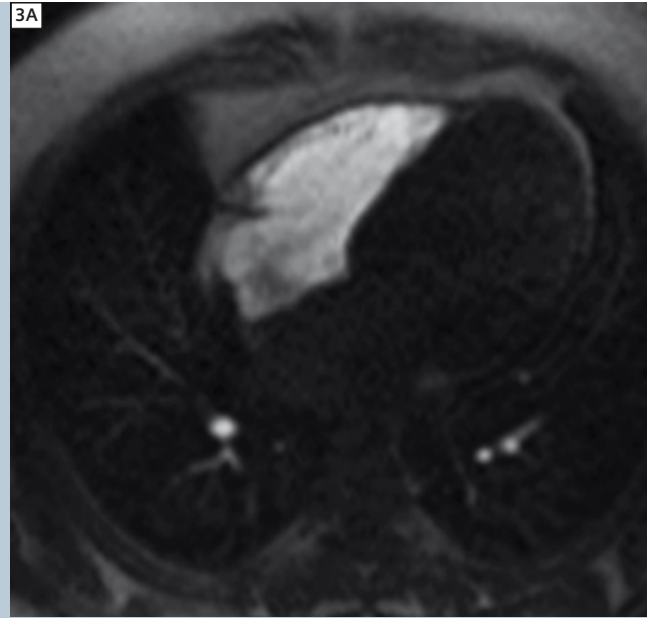
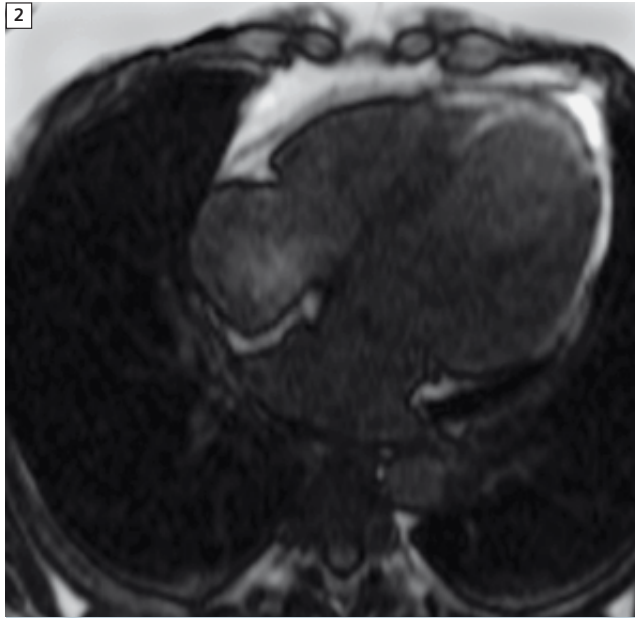
1А-Г Трехкамерная и четырехкамерная проекции сердца по длинной оси, а также проекция выходных отделов левого желудочка сердца при сбалансированной визуализации в кинорежиме при стабильном состоянии со свободной прецессией (steady-state free precession — b-SSFP)

Обсуждение

В прошлом при визуализации сердца импульсную последовательность градиентное эхо с очищением (GRE) и использованием углов отклонения менее 90° можно было получать значительно быстрее, чем последовательность спин-эхо [2]. Более высокое отношение сигнал/шум при последовательности TrueFISP позволяет получать данные быстро, с очень небольшими, в диапазоне 3—5 мс, значениями TR.

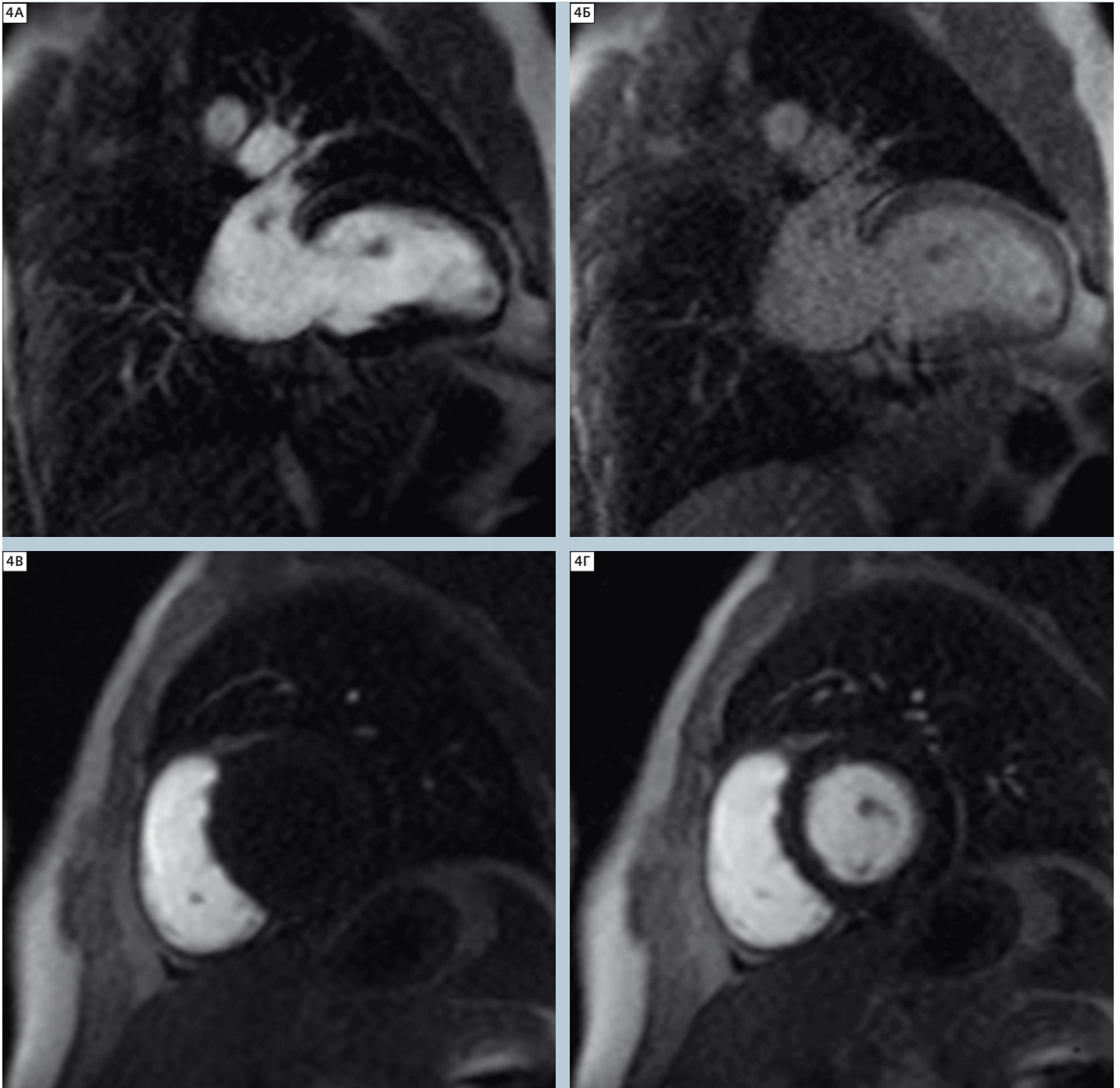
Эта последовательность обеспечивает четкое контрастирование крови и миокарда, позволяя отлично разграничивать такие анатомические структуры, как папиллярные мышцы, трабекулы в эндокарде, листки клапанов; благодаря этому метод удобен для оценки нарушений движения стенки сердца [3, 4]. Методы параллельной визуализации позволяют существенно сократить время исследования; поэтому их часто соче-

тают с последовательностями, обеспечивающими высокое соотношение сигнал/шум, благодаря чему более быстрое получение данных при сочетании этих методов позволяет сократить процедуру [5, 6]. Визуализация сердца в режиме реального времени позволяет проводить обследование на фоне аритмии и неспособности задержать дыхание и не требует проводить компенсацию сердечных или дыхательных движений



2 Изображения позднего контрастирования в четырехкамерной проекции; выявляются области инфаркта

3А—Г Четырехкамерная проекция; в последовательности для визуализации перфузии четко виден небольшой апикальный тромб на уровне передне-верхушечной аневризмы левого желудочка

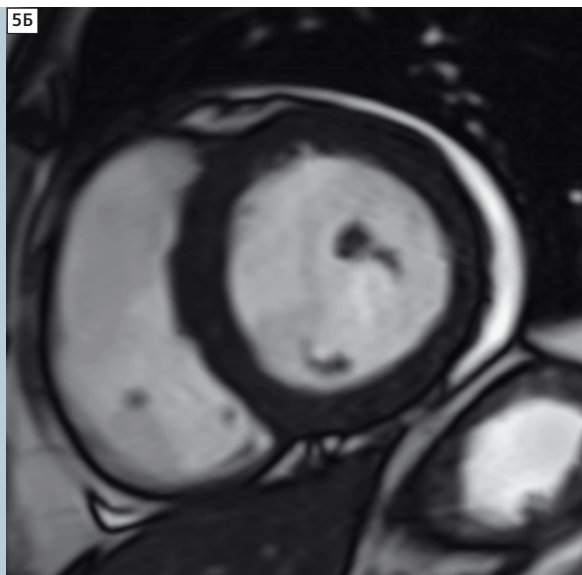
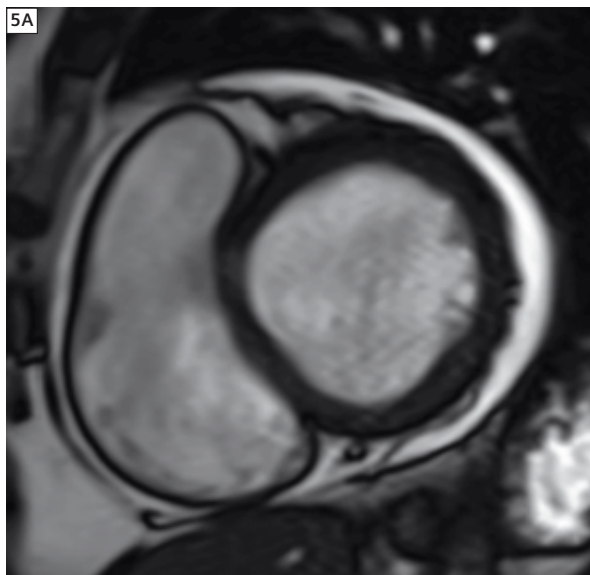


4А—Г Проекция левого желудочка по длинной оси; видны дилатация аневризмы левого желудочка и небольшой апикальный тромб (А, Б). Последовательность для визуализации перфузии в проекции по короткой оси (В, Г)

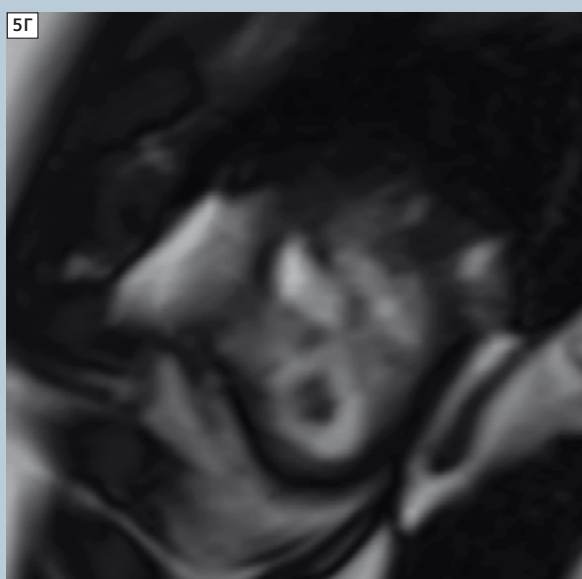
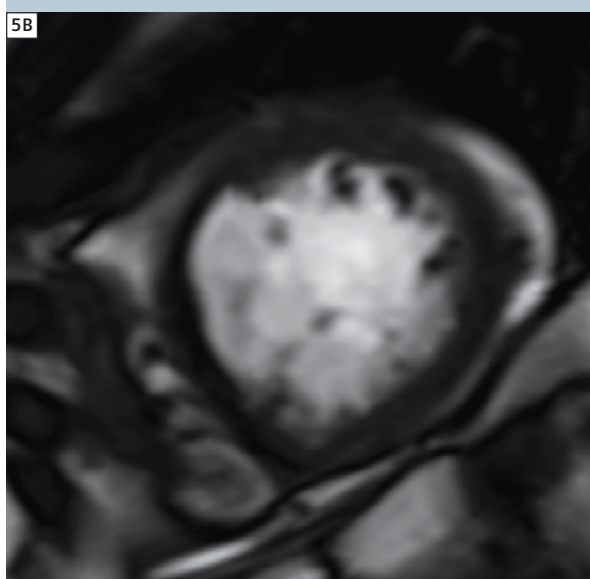
[7]. Недавно проведены сравнительные исследования метода МРТ в виде динамической петли при контрастном усилении или без контрастирования с целью оценить функцию левого желудочка; выявлено, что оба метода позволяют получать сопоставимые количественные данные о региональной сократительной функции [8]. Авторы исследований предлагают снизить общее время проведения исследования, использовать метод МРТ с контрастированием в кинорежиме True-FISP между последовательностями

с визуализацией при первом прохождении контраста и с задержкой контрастирования. Для выявления тромба в левом желудочке чувствительность и специфичность метода кардиологического МРТ с контрастированием выше, чем трансторакальной эхокардиографии (ТТЕ) и чреспищеводной эхокардиографии (ТЭЭ) [9, 10, 11]. Метод МРТ с контрастированием и использованием импульса инверсия-восстановление особенно эффективен при выявлении внутрисердечных тромбов; кроме того,

этот метод позволяет отлично контрастировать прилежащие области инфаркта миокарда и рубцы. Этот метод визуализации позволяет выявлять небольшие тромбы, которые при ТЭЭ часто могут оказаться незамеченными. По нашему опыту, наличие медленного и турбулентного потока в сегментах стенки, функция которых нарушена, и отсутствие контрастирования между небольшими внутрисердечными тромбами и прилежащим миокардом может при МРТ в виде динамической петли затруднять



5 Проекция по короткой оси от основания к верхушке сердца (кинопоследовательности)



визуализацию мелких тромбов даже при использовании новых методов TrueFISP [9, 11]. В клинической практике, чтобы не пропустить тромб, целесообразно сочетать МРТ в виде динамической петли с использованием новых методов TrueFISP, контрастирования и инверсии-восстановления и тщательно анализировать состояние участков миокарда, в которых риск наличия инфаркта повышен, аневризм, дисфункциональных сегментов стенки желудочков, ушек предсердий.

Заключение

Наше клиническое наблюдение свидетельствует, что магнитно-резонансную томографию сердца можно считать мощным методом диагностики тромбов и дополнительного обследования при ишемической болезни сердца.

Контактный адрес

Georgi Hadjidekov, M.D.
MC "Pro-Vita"
Montevideo str. N66
Sofia 1632, Bulgaria
jordiman76@yahoo.com

Список литературы

- 1 G. Leurent, A. Larralde, D. Boulmier, C. Fougerou, B. Langella, R. Ollivier, M. Bedossa, H. Le Breton (2009). Cardiac MRI studies of transient left ventricular apical ballooning syndrome (takotsubo cardiomyopathy): A systematic review. *International Journal of Cardiology*, Volume 135, Issue 2, Pages 146—149.
- 2 Sprung K (2005) Basic techniques of cardiac MR. *Eur Radiol* 15 (suppl 2): B10—B16.
- 3 Thiele H et al (2001). Functional cardiac MR imaging with steady-state free precession (SSFP) significantly improves endocardial border delineation without contrast agents. *J magn Reson Imaging* 14(4):362—367.
- 4 Barkhausen J et al. (2001) MR evaluation of ventricular function: true fast imaging with steady-state precession versus fast low-angle shot cine MR imaging: feasibility study. *Radiology* 219(1): 264—269.
- 5 Pruessmann KP et al. (1999) SENSE: sensitivity encoding for fast MRI. *Magn Reson Med* 42(5): 952—962.
- 6 Kyriakos WE et al. (2000) Sensitivity profiles from an array of coils for encoding and reconstruction in parallel (SPACE RIP). *Magn Reson Med* 44(2): 301—308.
- 7 Weiger M, Pruessmann KP, Boesinger P (2000) Cardiac real-time imaging using SENSE. *SENSitivity Encoding scheme. Magn Reson Med* 43(2): 177—184.
- 8 Lasalarie JC, Serfaty JM, Carre C, Messika-Zeitoun D, Jeannot C, Schouman-Claeys E, Laissy JP (2007) Accuracy of contrast-enhanced cine-MR sequences in the assessment of left ventricular function: comparison with precontrast cine-MR sequences. Results of a bicentric study. *Eur Radiol* 17(11): 2838—2844.
- 9 Mollet NR, Dymarkowski S, Volders W, et al. (2002) Visualization of ventricular thrombi with contrast-enhanced magnetic resonance imaging in patients with ischemic heart disease. *Circulation* 106: 2873—2876.
- 10 Srichai MB, Junor C, Rodriguez LL, et al. (2006) Clinical, imaging, and pathological characteristics of left ventricular thrombus: a comparison of contrast-enhanced magnetic resonance imaging, transthoracic echocardiography, and transesophageal echocardiography with surgical or pathological validation. *Am Heart J* 152:75—84.
- 11 Barkhausen J, Hunold P, Eggebrecht H, et al. (2002) Detection and characterization of intracardiac thrombi on MR imaging. *AJR* 179:1539—1544.

Клинические наблюдения: *syngo* SWI — визуализация со взвешиванием по магнитной восприимчивости при 3 Тл

Кейт Негус (Kate Negus); Петер Бротчи (Peter Brotchie), MBBS, Ph.D.

Центр медицинской визуализации Varwon Medical Imaging, больница Джилонга, г. Джилонг, штат Виктория, Австралия

Введение

Предлагаем иллюстрированный обзор результатов применения метода визуализации со взвешиванием по магнитной восприимчивости (*syngo* SWI) на МР-томографе MAGNETOM Trio с программным обеспечением версии *syngo* MR B15 и 32-канальной РЧ-катушкой для исследования головы (больница г. Джилонг, шт. Виктория, Австралия). *syngo* SWI представляет собой 3D FLASH-последовательность, которая компенсирована по потоку в срезовом направлении, в направлении фазового кодирования и в направлении считывания. В получаемых данных содержится комбинированная информация о фазе и амплитуде сигнала. Для формирования изображений, взвешенных по магнитной восприимчивости (МВ), фазовые изображения сначала фильтруются так, чтобы избавиться от нежелательной неоднородности поля, а затем амплитудные изображения взвешиваются с этой фазовой маской. Автоматически рассчитываются две карты: амплитудные изображения, умноженные на фазовую маску, и SWI-проекция минимальной интенсивности (рассчитанные по 8 изображениям с использованием скользящей шкалы). Также можно получить сами фазовые и амплитудные изображения — для этого достаточно изменить параметры на программной карточке реконструкции. SWI-изображения являются T2*-взвешенными, а их контрастность увеличена с помощью компенсации по потоку и фазового маскирования. Все это позволяет очень подробно визуализировать анатомическую структуру изучаемой области, в том числе венозную кровь, области кровоизлияния, отложения железа. Кроме того, ширину и уровень «окна» фазовых изображений можно подобрать так, чтобы лучше контрастировать отложения железа и нормальные ткани, визуализировать кровотоки и анатомически более точно отобразить ориентацию поражений. Скользящая

SWI-проекция минимальной интенсивности позволяет лучше визуализировать ряд структур, в том числе вены, которые пересекают множество срезов. Для всех клинических наблюдений была использована следующая последовательность SWI: swi3d1r, поперечная плоскость, TR 28 мс, TE 20 мс, угол отклонения 15, диапазон 120 Нх/рх, FOV 220 (фаза FOV 84,4%), разрешение 199×256, толщина среза 3 мм, 48 срезов, размер воксела 0,9×0,9×3 мм, среднее 1, время получения изображений 2 мин 19 с. Так как метод SWI более чувствителен для выявления кровоизлияния, чем обычные T2*-взвешенные изображения с градиентным эхо, во всех протоколах для исследования головного мозга мы вместо T2*-последовательности с градиентным эхо использовали метод *syngo* SWI. Чтобы не увеличивать при этом время сканирования, мы усовершенствовали последовательность SWI, предусмотренную в стандартном дереве протоколов программного обеспечения *syngo* MR B15, увеличив размер воксела с 0,8×0,7×1,2 мм (разрешение 256×384 и толщина среза 1,2 мм) до 0,9×0,9×3 мм (разрешение 199×256 и толщина среза 3 мм). При этом разрешение снизилось, но головной мозг стало возможным визуализировать целиком, а не только по частям, и в два раза быстрее, чем при стандартной последовательности. Толщина среза 3 мм также соответствует используемой в других применяемых нами последовательностях для исследования головного мозга, что позволяет сравнивать изображения, полученные разными способами. Разрешение оказывается достаточным, чтобы диагностировать клинически значимые поражения, а время получения последовательности — достаточно коротким, чтобы включить ее во все протоколы — при этом увеличивать продолжительность исследования не требуется. Возможность визуализации головного мозга целиком, обеспе-

чиваемая нашей последовательностью, позволяет не пропустить поражения с неожиданной локализацией, не охватываемой обычными методами.

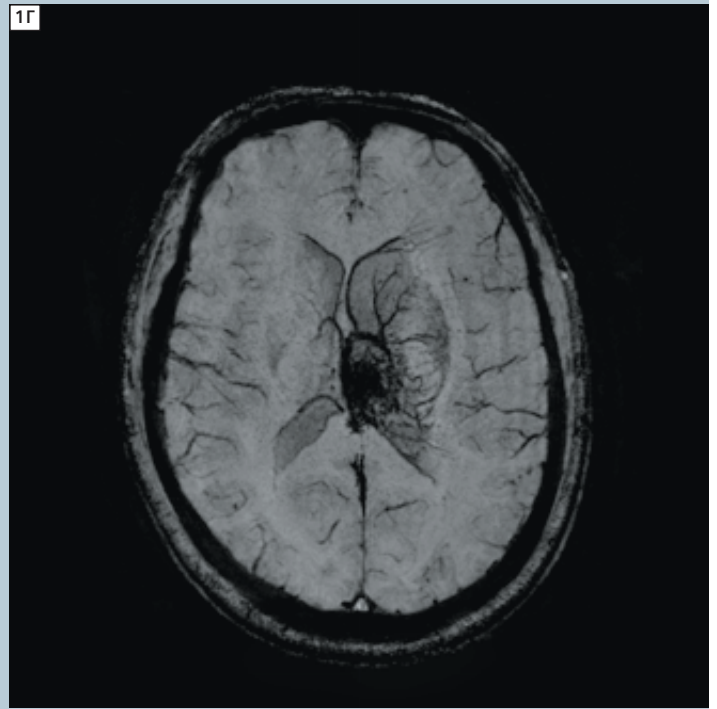
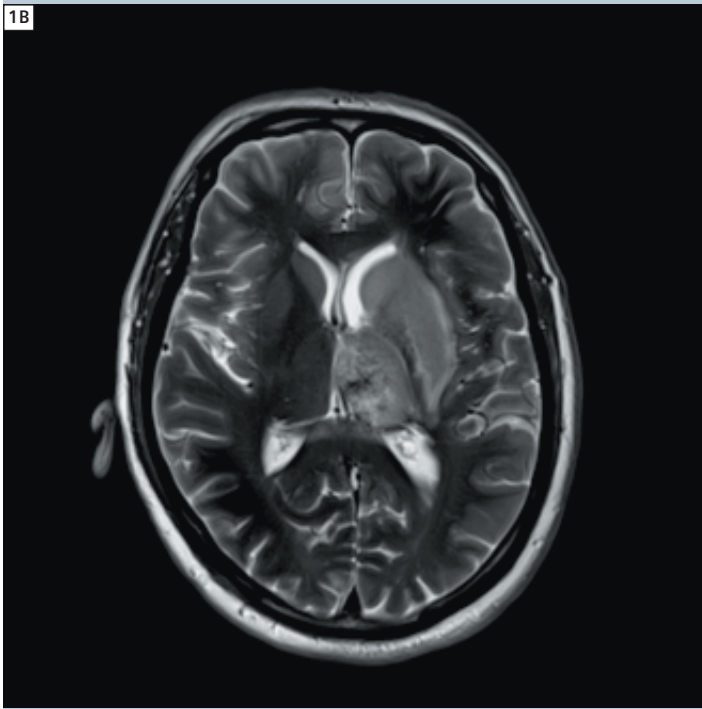
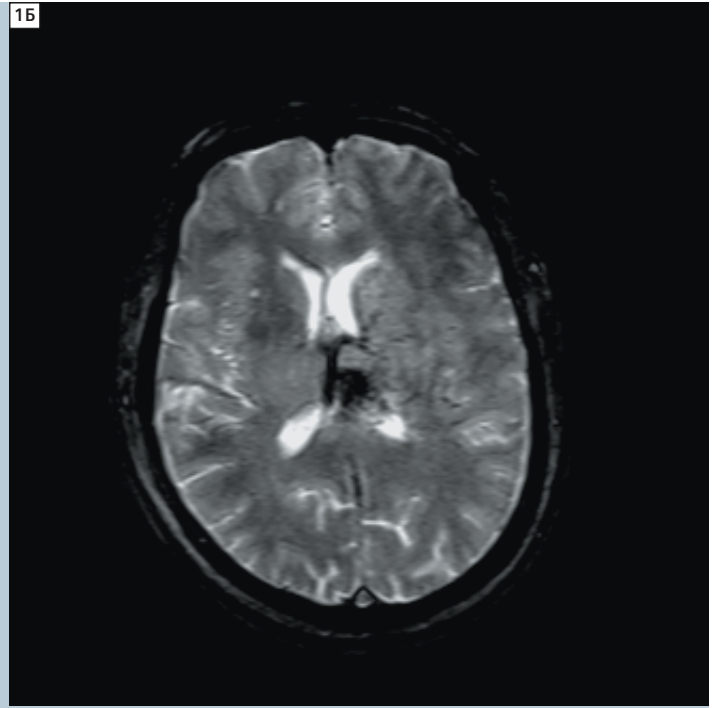
Клинический случай 1: тромбоз и сопутствующий венозный инфаркт головного мозга

Пациент

65-летний мужчина поступил в отделение неотложной помощи с дисфагией, затруднением речи и правосторонней слабостью.

Данные визуализации

При КТ без контрастирования выявлено объемное поражение пониженной плотности в левом таламусе, с границей повышенной плотности. При КТ с контрастным усилением и КТ-флебографии выявлен неконтрастируемый сегмент, вероятно, обусловленный тромбозом левой внутренней мозговой вены, сочетающийся с венозным инфарктом в левом таламусе. Для подтверждения тромбоза вен и оценки распространенности инфаркта проведена МРТ. При МРТ, проведенной на системе Philips Edge 1.5T, подтвердилось наличие неконтрастируемого отдела в левой внутренней мозговой вене, соответствующего тромбозу, распространяющемуся на галенову вену. На изображении с градиентным эхо в левом таламусе обнаружена область с артефактом чувствительности, представляющим собой участок кровоизлияния. В левом полуовальном центре выявлены два небольших очага ограниченной диффузии, вероятно, связанные с венозным инфарктом, но отчетливого ограничения диффузии в левом таламусе или левых базальных ганглиях не выявлено. При МР-спектроскопии в области базальных ганглиев выявлено увеличение пика лактата, указывающее на наличие ишемии.



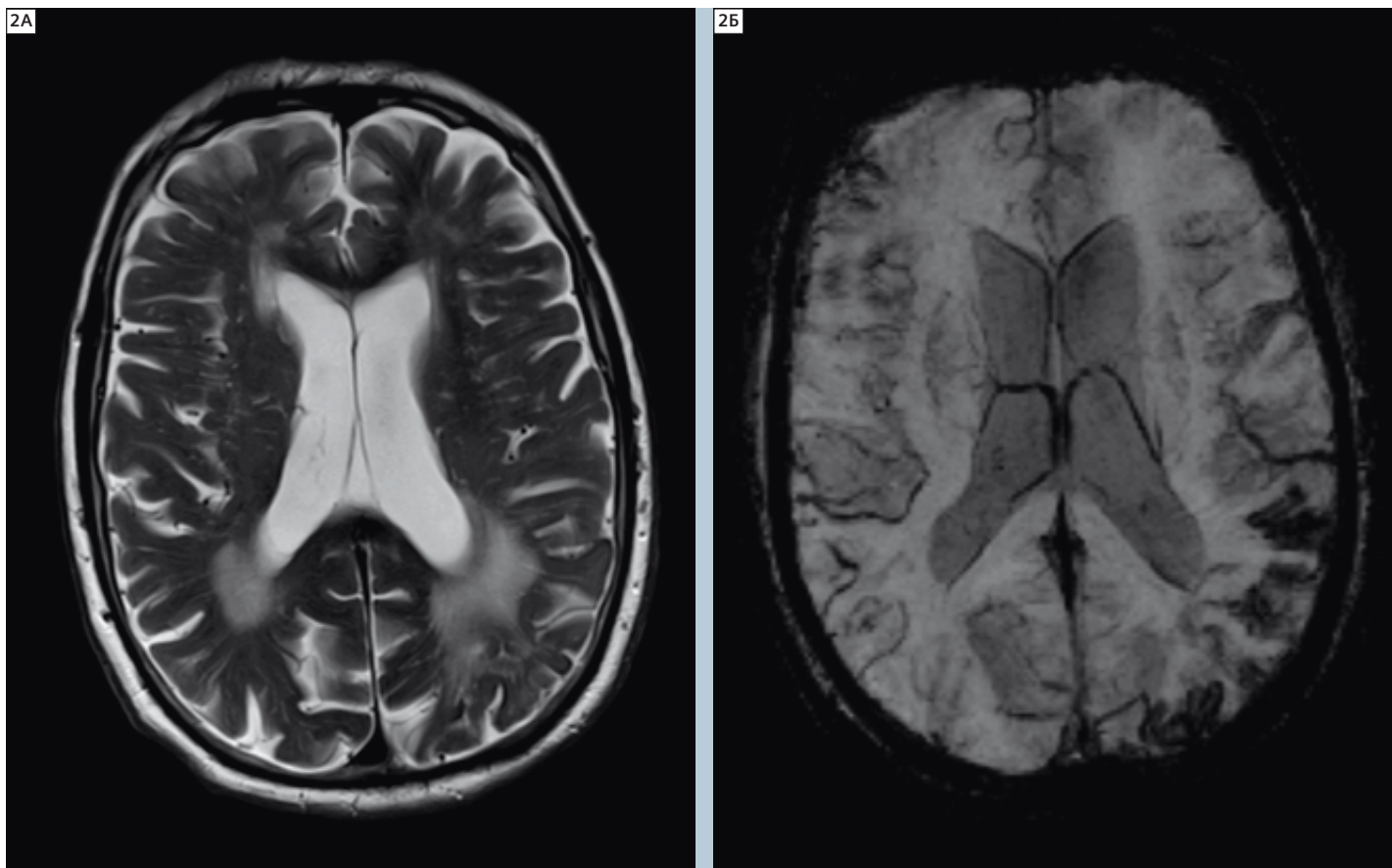
1 Исходное КТ-изображение (А); T2* GRE при 1,5 Тл (Б); T2w TSE с последовательностью *syngo* BLADE при 3 Тл (В); соответствующая последовательность *syngo* SWI при 3 Тл (Г)

Обсуждение

На следующий день пациент был направлен на исследование на МР-томографе Siemens 3T MAGNETOM Trio. Был получен ряд последовательностей, включая осевую T2w, T1w, диффузионно-взвешенную (DWI), взвешенную по магнитной восприимчивости (*syngo* SWI), МР-флебографию. На этих изображениях были подтверждены тромбоз левой внутренней церебральной вены и сопутствующий венозный инфаркт.

Метод SWI обеспечил отличную визуализацию ветвей левой внутренней мозговой вены, с резким ослаблением сигнала из-за наличия в сосудах дезоксигемоглобина. Резкое ослабление сигнала также отмечено в тромбированной внутренней мозговой вене и в области кровоизлияния в таламусе, причем эта последовательность обеспечивала высокую чувствительность, но низкую специфичность исследования.

Клинический случай 2: амилоидная ангиопатия



2 Все изображения получены при магнитной индукции 3 Тл: А — T2w TSE; Б — syngo SWI

Пациент

83-летний мужчина, направлен на МРТ из специализированной клиники для лечения памяти по поводу дифференциальной диагностики лобно-височной деменции и болезни Альцгеймера с поражением лобной доли.

Описание последовательности

Выполнен стандартный протокол исследования по поводу деменции. Последовательности: T1-объемная, аксиальная T2, FLAIR, syngo SWI, DWI всего головного мозга с МР-спектроскопией серого вещества теменной области методом PRESS 30.

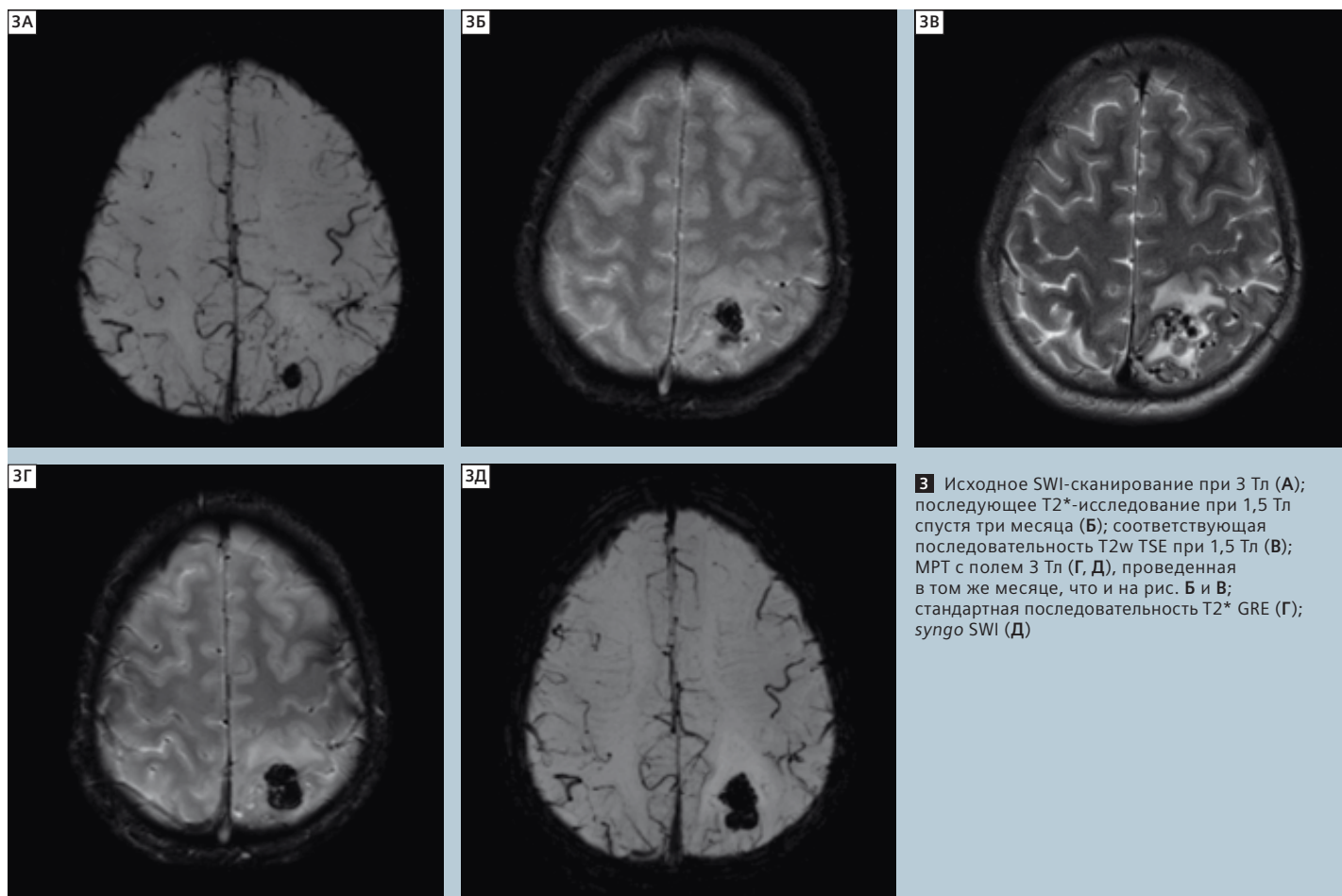
Данные визуализации

На SWI-изображении выявлено окрашивание гемосидерином по поверхности коры лобной и теменной долей, соответствующее диагнозу субарахноидального кровоизлияния в анамнезе, скорее всего, осложнившего течение амилоидной ангиопатии.

Обсуждение

При использовании последовательности SWI выявлена потеря сигнала вследствие кровоизлияния, не выявленного при визуализации стандартными методами. Микрокровоизлияния в артериолы серого вещества могут привести к развитию сосудистой деменции, связанной с амилоидной ангиопатией. Последовательность syngo SWI может быть информативным методом диагностической визуализации при деменции.

Клинический случай 3: кровоизлияние в мозг при АВМ



3 Исходное SWI-сканирование при 3 Тл (А); последующее T2*-исследование при 1,5 Тл спустя три месяца (Б); соответствующая последовательность T2w TSE при 1,5 Тл (В); МРТ с полем 3 Тл (Г, Д), проведенная в том же месяце, что и на рис. Б и В; стандартная последовательность T2* GRE (Г); *synngo* SWI (Д)

Пациент

33-летний мужчина с артериовенозной мальформацией (АВМ) сосудов головного мозга, направлен в отделение неотложной помощи по поводу продолжавшихся 5 минут двигательных нарушений в правой руке. Для исключения кровоизлияния в мозг проведена МРТ.

Описание последовательности

На системе Siemens 1.5T MAGNETOM Avanto проводили последовательности: T1 объемная, аксиальная T2, FLAIR, field-echo для визуализации головного мозга целиком, 3D TOF, МР-ангиографию и МР-флебографию с контрастированием.

Данные визуализации

В пределах левой верхней теменной доли выявлено скопление серпигинозных участков снижения кровотока, сходных с выявленными у пациента при предыдущих исследованиях. Однако в области сосудистой мальформации также отмечена область сигнала со сниженной интенсивностью, не выявленная методом SWI при предыдущем исследовании, проведенном 3 месяца назад. Было заподозрено острое кровоизлияние. Пациент был направлен на SWI-исследование на томографе с полем 3 Тл, чтобы провести прямое сравнение с данными предыдущей визуализации, проведенной при той же индукции магнитного поля. Выявлено формирование области сигнала сниженной интенсивности, локализованной в центре сосудистой мальформации в левой теменной доле, размером 2,0 × 1,5 × 3,0 см.

На предыдущих изображениях, полученных 3 месяца назад, в этой области отмечен небольшой фокус сниженной интенсивности размером 1 × 1 × 1 см.

Обсуждение

Метод SWI позволил выявить развившееся после предыдущего исследования кровоизлияние внутри сосудистой мальформации в левой теменной доле. Снижение интенсивности сигнала на SWI-изображении позволило выявить края области кровоизлияния и связанные с ним патологические сосуды более точно, чем с помощью других стандартных последовательностей.

Клинический случай 4: травматическое кровоизлияние

Пациент

48-летняя женщина направлена в отделение неотложной помощи по поводу рвоты и головной боли; ранее пациентка выписалась после выявления у нее тромбоза вен коркового вещества.

Описание последовательности

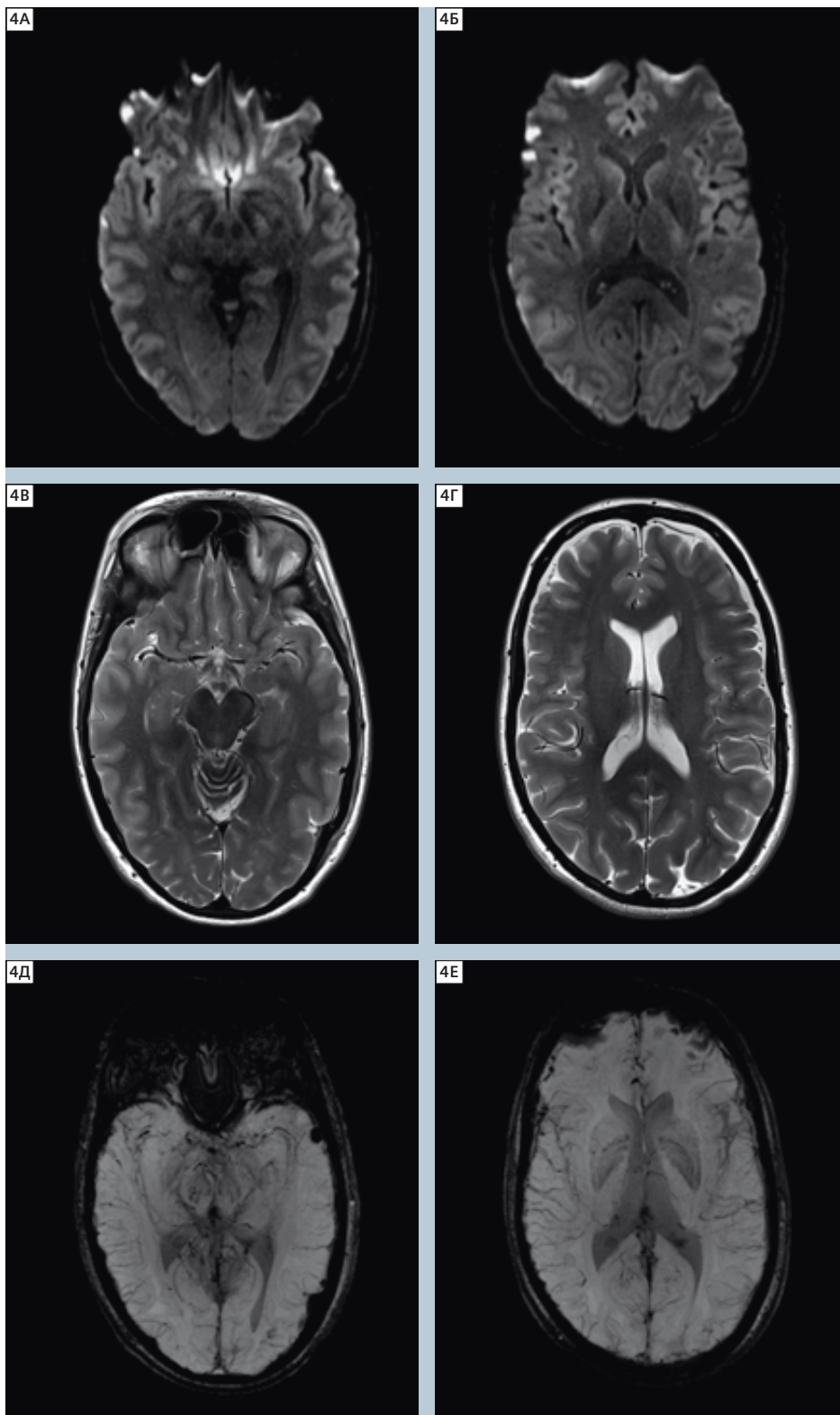
T1-изображения головного мозга целиком до и после контрастирования, аксиальное T2-изображение, DWI, *syngo* SWI-изображения головного мозга целиком, в сочетании с МР-флебографией.

Данные визуализации

При *syngo* SWI выявлено несколько двусторонних очагов сниженной интенсивности сигнала в пределах борозд лобной доли и ряд поражений вне вещества мозга. Они были связаны с рядом небольших очагов ограниченной диффузии в коре головного мозга. При дополнительном распросе выяснено, что пациентка недавно перенесла черепно-мозговую травму; наиболее вероятной причиной выявленных изменений были участки кровоизлияния вне вещества мозга и мелкие контузии коркового вещества.

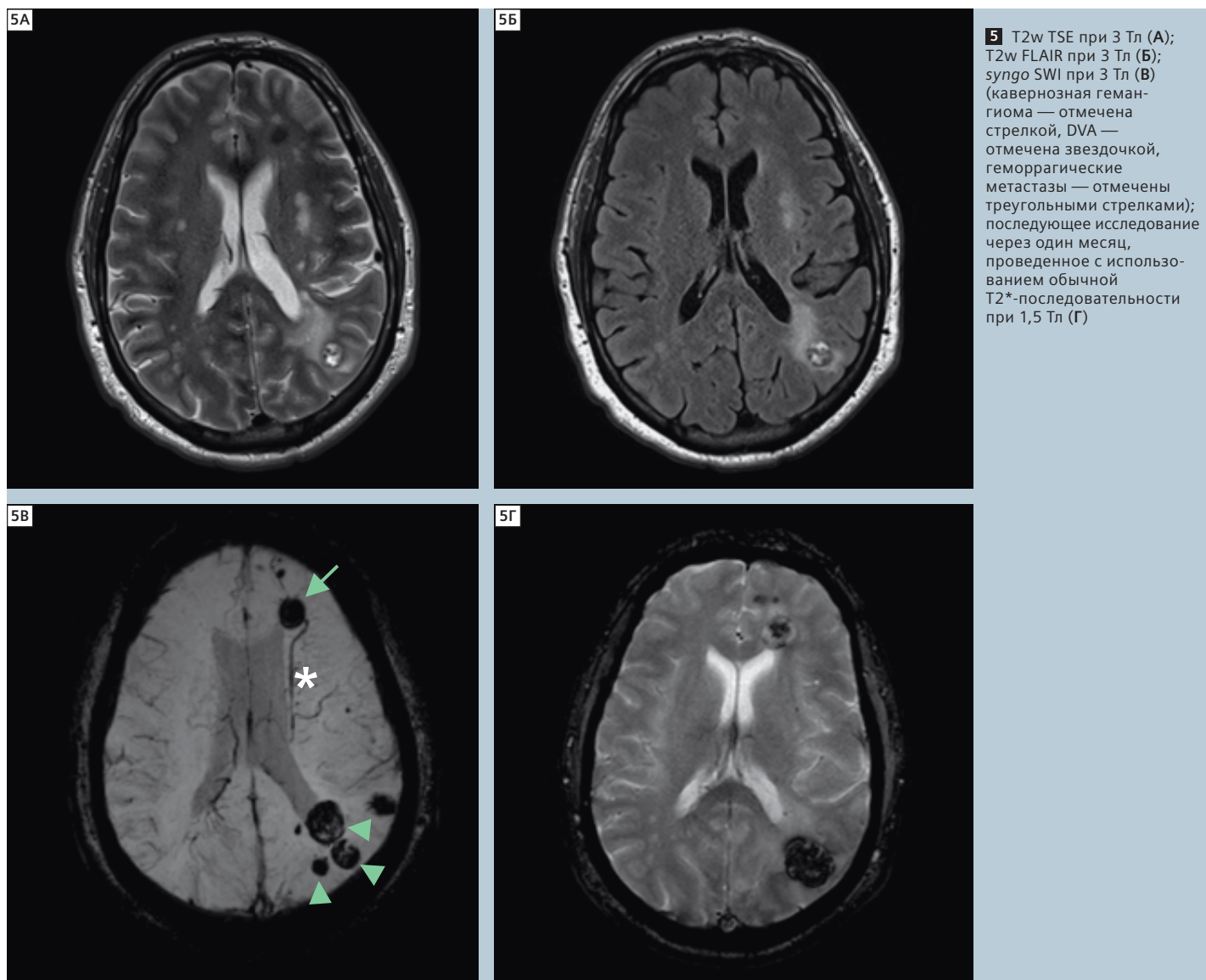
Обсуждение

Метод SWI более чувствителен для выявления очень небольших участков травматического кровоизлияния, поскольку обеспечивает более высокое разрешение и более высокую чувствительность к продуктам кровоизлияния, чем стандартные МР-последовательности.



4 Все изображения получены при 3 Тл: А, Б — DWI; В, Г — T2w TSE 4; Д, Е — *syngo* SWI

Клинический случай 5: метастазы аденокарциномы пищевода в головной мозг



Пациент

48-летний мужчина, страдающий аденокарциномой пищевода, обратился по поводу болей в правой позадиглазничной области в течение 8 недель, и был направлен на исследование для исключения метастазов в головной мозг.

Описание последовательности

Объемные T1-изображения головного мозга до и после контрастирования, аксиальное T2-изображение, DWI, syngo SWI-изображения головного мозга целиком; изображения глазниц и придаточных пазух носа: фронтальное T1-изображение, T2-изображение с насыщением жира, T1-изображение с насыщением жира после контрастирования.

Данные визуализации

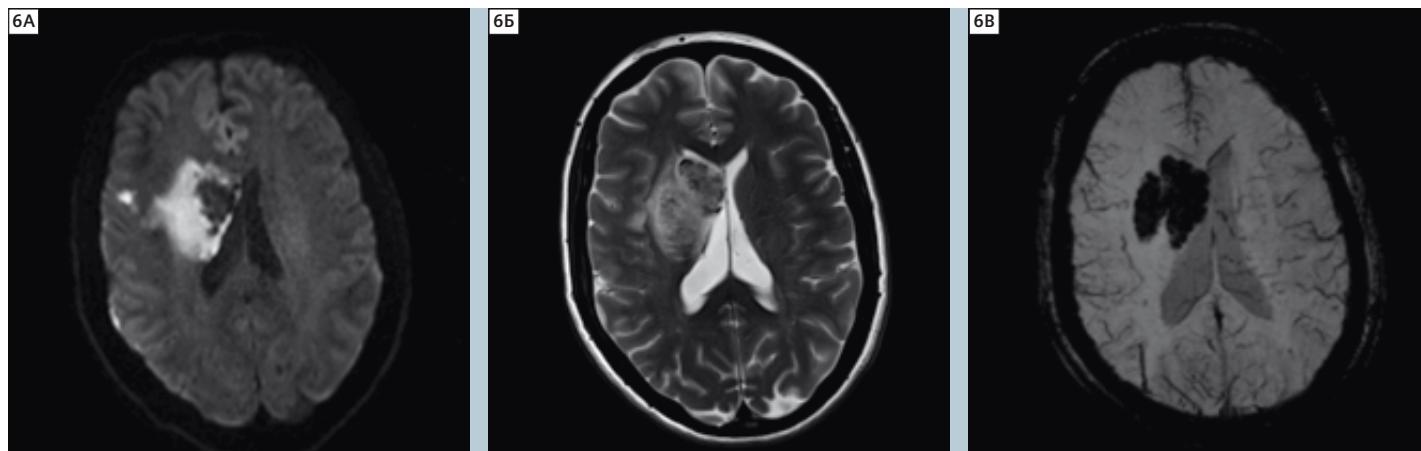
Признаков объемных поражений в глазницах или в придаточных пазухах носа не выявлено.

По всему левому полушарию головного мозга выявлено большое количество участков сниженной интенсивности в режиме T2, с выраженным падением интенсивности сигнала при SWI. Однако некоторые из них сохранились неизменными после предыдущего исследования, проведенного 2 года назад, и соответствовали кавернозным гемангиомам. Другие представляли собой геморрагические метастазы.

Обсуждение

Пациент в последующем был повторно обследован на сканере 1.5T MAGNETOM Avanto через 1 месяц; было проведено стандартное T2*-исследование с градиентным эхо. По сравнению с методом SWI при индукции магнитного поля 3 Тл, стандартная визуализация на томографе с полем 1,5 Тл с градиентным эхо оказалась менее чувствительна для выявления множественных геморрагических поражений и не позволила выявить некоторые из небольших поражений, выявляемых с помощью последовательности SWI 3Т.

Пример исследования 6: геморрагический компонент инфаркта СМА



6 Все изображения получены при 3 Тл: А — DWI; Б — T2w TSE; В — syngo SWI

Пациент

48-летняя женщина поступила в отделение неотложной помощи по поводу внезапно развившейся слабости в левой половине лица, левой руке и ноге. При КТ головного мозга выявлен инфаркт правой средней мозжечковой артерии. Для подтверждения диагноза была проведена МРТ.

Описание последовательности

T1-изображения головного мозга целиком до и после контрастирования, аксиальное FSE T2, FLAIR, syngo SWI, DWI головного мозга целиком; 3D TOF МР-ангиография сосудов Вилизиева круга.

Данные визуализации

В головке хвостатого ядра справа и чечевицеобразном ядре отмечен патологический сигнал с выраженным артефактом магнитной восприимчивости, наиболее соответствующий наличию продуктов кровоизлияния. Патологические изменения ограничиваются областью, снабжаемой кровью из средней мозговой артерии, и картина, выявленная методом syngo SWI, наиболее соответствует диагнозу инфаркта мозга с геморрагической трансформацией.

Обсуждение

При использовании последовательности SWI все признаки геморрагического компонента инфаркта проявлялись лучше, чем при любой из стандартных последовательностей. Наличие кровоизлияния при инсульте выявить очень важно, поскольку при этом изменяется тактика лечения.

Обсуждение примеров исследований

При сосудистых мальформациях, опухолях, инсультах, травме и деменции метод syngo SWI позволяет выявлять менее крупные поражения, чем ранее используемые методы. Во многих наблюдениях, описанных в научной литературе, SWI оказался, благодаря свойственной ему более высокой чувствительности к содержанию железа, единственным методом визуализации, позволяющим выявить патологию. Во всех 6 описанных примерах последовательности SWI обеспечивала более подробную, по сравнению со стандартными последовательностями, визуализацию патологических изменений. В примерах 2, 4 и 5 некоторые поражения оказались слишком малы, чтобы выявить их с помощью других последовательностей — эти примеры показывают, насколько может быть полезна для диагностики более высокая чувствительность метода syngo SWI. Повышение качества сигнала и выраженности эффектов магнитной восприимчивости, обеспечиваемое при использовании поля с магнитной индукцией 3 Тл, позволяет расширить область использования метода syngo SWI и визуализировать весь объем головного мозга за более короткий промежуток времени проведения исследования.

Список литературы

- 1 syngo SWI powered by Tim. Hot Topic by Siemens Healthcare. Available online at www.siemens.com/magnetom-world (go to Publications > Hot Topics).
- 2 Susceptibility Weighted Imaging, Opening new doors to clinical applications of Magnetic Resonance Imaging — E. Mark Haacke PhD Comment: MRM, 2004 Sep;52(3):612—618.
- 3 Susceptibility-weighted MR imaging: a review of clinical applications in children. Tong KA, Ashwal S, Obenaus A, Nickerson JP, Kido D, Haacke EM. AJNR Am J Neuroradiol. 2008 Jan;29(1):9—17. Epub 2007 Oct 9. Review.
- 4 Susceptibility-weighted imaging to visualize blood products and improve tumor contrast in the study of brain masses. Sehgal V, Delproposto Z, Haddad D, Haacke EM, Sloan AE, Zamorano LJ, Barger G, Hu J, Xu Y, Prabhakaran KP, Elangovan IR, Neelavalli J, Reichenbach JR. J Magn Reson Imaging. 2006 Jul; 24(1):41—51.
- 5 Reliability in detection of hemorrhage in acute stroke by a new three-dimensional gradient recalled echo susceptibility-weighted imaging technique compared to computed tomography: a retrospective study. Wycliffe ND, Choe J, Holshouser B, Oyoyo UE, Haacke EM, Kido DK. J Magn Reson Imaging. 2004 Sep;20(3):372—7.

Контактный адрес

Kate Negus
MRI Supervising Technologist
Barwon Medical Imaging
The Geelong Hospital
PO Box 281
Geelong, 3220, Victoria, Australia
Phone: +61 3 5226 7070
katen@barwonhealth.org.au

Assoc. Prof. Peter Brothie,
MBBS, Ph.D.
Director MRI
Barwon Medical Imaging
The Geelong Hospital
Geelong, 3220, Victoria, Australia
Phone: +61 3 5226 7032
peterbr@barwonhealth.org.au

МРТ/ПЭТ — комбинированная визуализация следующего десятилетия

Томас Байер (Thomas Beyer, Ph. D.)¹, Нина Швенцер (Nina Schwenzer, M. D.)², Сотириос Бисдас (Sotirios Bisdas, M. D.)², Клаус Клауссен (Claus D. Claussen, M. D.)², Бернд Пичлер (Bernd J. Pichler, Ph. D.)³

¹Институт лучевых методов диагностики (ISI), Университетская больница Тюбингена, Германия

²Отделение диагностической и интервенционной радиологии, Университетская больница Тюбингена, Германия

³Лаборатория доклинической визуализации и методов лучевой диагностики, Университетская больница Тюбингена, Германия

Двухмодальная визуализация

Традиционно в медицинской визуализации преобладают анатомические методы — рентгенография, эхография (УЗИ), компьютерная томография (КТ) и магнитно-резонансная томография (МРТ). Функциональная визуализация играет меньшую, хотя и важную роль. Большинство методов функциональной визуализации, включая позитронно-эмиссионную томографию (ПЭТ), относятся к сфере ядерной медицины — получаемые этими методами изображения являются более зашумленными и имеют более низкое пространственное разрешение, чем, например, изображения КТ или МРТ. Тем не менее, ПЭТ, в частности, продемонстрировала свою значимость при стадировании ряда злокачественных и последующем наблюдении за пациентами. Несмотря на клиническую эффективность ядерной медицины и рентгенологии по отдельности, желание совместить анатомическую, функциональную (например, перфузию) и, особенно, метаболическую визуализацию оставалось с 1960-х годов, когда врачи вручную дорисовывали контуры тела на планарных скинтиграммах щитовидной железы. В дальнейшем подходы к совмещению изображений заключались в параллельном просмотре взаимодополняющих наборов изображений на пленке, помещенных на негатоскоп; совмещение изображений происходило в головах врачей и во многом зависело от опыта и знаний. Первые практические подходы к совместной компьютерной регистрации и совмещению изображений были представлены в середине 1980-х при попытке сопоставления МРТ- и ПЭТ-исследований головного мозга. Хотя ретроспективное совмещение изображений работает в случае головного мозга, подобные подходы не столь хороши для внецеребральных исследований, которые чувствительны к движению пациента в разных плоскостях.

Внедрение систем комбинированной двухмодальной визуализации в конце 1990-х впервые предоставило возможность проведения высококачественных анатомических и функциональных (метаболических) изображений за одну процедуру. Это стало уникальным стимулом к развитию неинвазивной диагностики и привело к чрезвычайно быстрому появлению и коммерческому признанию систем визуализации, таких как ОФЭКТ/КТ и ПЭТ/КТ. Так, через десять лет после появления прототипа ПЭТ/КТ стала методом выбора для широкого спектра показаний в онкологии. Сегодня по всему миру установлено более 5000 систем ПЭТ/КТ, и до 90% всех ПЭТ-исследований по онкологическим показаниям выполняются с помощью ¹⁸F-ФДГ (фтордезоксиглюкозы), являющейся основным радиофармпрепаратом (РФП) в большинстве этих назначений. Как обсуждается в этой статье, альтернативная комбинация МРТ с ПЭТ хотя технически сложна, имеет ряд преимуществ по сравнению с существующими двухмодальными системами визуализации. Прототип МРТ-ПЭТ-системы был изначально предложен для исследований мелких животных в 1990-х годах. Недавно первый прототип МРТ-ПЭТ-системы был предложен для человека, и клинические примеры, а также первые пилотные исследования подстегнули возросший интерес с этой комбинации двух давно устоявшихся диагностических методов.

МРТ/ПЭТ: от ПЭТ рядом с КТ к ПЭТ внутри МРТ

Основы эмиссионной визуализации

Позитронно-эмиссионная томография зародилась более 30 лет назад. ПЭТ — это метод функциональной (метаболической) визуализации, основанный на регистрации фотонов совпадений, образующихся при аннигиляции позитрона с электроном окружающей ткани. В ПЭТ используются биомолекулы, которые метятся изотопами с нейтрондефицитными ядрами, которые служат излучателями позитронов. По этому излучению можно отследить распределение биомаркера в теле и с высокой чувствительностью визуализировать это распределение с помощью ПЭТ (рис. 1).

При распаде нейтрондефицитного радиоизотопа (например, ¹⁸F), присоединенного в виде метки к биомолекуле (например, глюкозе), выделяется позитрон. После прохождения среднего расстояния менее одного миллиметра в ткани позитрон аннигилирует с электроном, вызывая образование двух фотонов с энергией по 511 кэВ, разлетающихся в противоположных направлениях. Сцинтилляционные детекторы ПЭТ, расположенные вокруг пациента, регистрируют аннигиляционные фотоны методом совпадений и сохраняют события в виде синограмм, по которым после окончания сбора данных реконструируют распределение активности.

ПЭТ-детектор

Сборка ПЭТ-детекторов основана на принципе считывания Ангера (рис. 2), который в свою очередь базируется на распределении света и картировании множества мелких сцинтилляционных кристаллов на несколько световых детекторов (в клинических ПЭТ-КТ-сканерах обычно — это фотоэлектронные умножители (ФЭУ).

Аннигиляционные фотоны (рис. 1) останапливаются в сцинтилляторе (рис. 2), а их энергия трансформируется во вторичный сцинтилляционный световой импульс, который вызывает образование фотоэлектронов на первом катодном уровне ФЭУ, сразу у входного окна. Эти фотоэлектроны управляются и усиливаются (умножаются) электрическим полем, приложенным к ФЭУ.

Каждый остановленный фотон генерирует электрический импульс в детектирующей паре сцинтиллятор-ФЭУ и сохраняется относительно расположения кристалла в зависимости от антегровской локализации. В 1990-х почти во всех ПЭТ-системах материалом кристалла был германат висмута (BGO). Сегодня BGO вытеснен в основном оксиортосиликатом лютеция (LSO) — сцинтилляционным материалом, который сочетает быстрые временные свойства, высокую светоотдачу и хорошие качества для удержания фотонов с энергией 511 кэВ. Конструкция современных ПЭТ-систем включает в себя несколько колец детекторов, которые полностью окружают пациента и обеспечивают осевое поле зрения от 15 до 22 см с измеренным поперечным полем зрения до 70 см. Большинство ПЭТ-систем для всего тела имеют собственное пространственное разрешение 4—6 мм. Чувствительность и пространственное разрешение являются ключевыми параметрами для ПЭТ-систем и напрямую зависят от свойств сцинтилляционных кристаллов как части детектирующей системы ПЭТ.

Системы ПЭТ/КТ

На сегодняшний день около 70% всех установленных систем ПЭТ являются совмещенными ПЭТ-/КТ-сканерами. Два из восьми производителей ПЭТ-систем, которые изготавливают автономные приборы, предназначенные для узких клинических задач, предлагают для клинического использования ПЭТ-системы, объединенные с КТ. Основным преимуществом комбинированных систем ПЭТ/КТ является возможность корегистрации функциональной информации при ПЭТ и анатомической — при КТ, вне зависимости от того, исследуется ли все тело или одна область. Еще одним преимуществом таких аппаратов является возможность использования для коррекции ослабления трансмиссионных КТ-изображений вместо дополнительной процедуры со стержневыми источниками на 511 кэВ. Таким образом, уменьшается продолжительность исследования и снижается зашумленность изображения.

Двухмодальные системы ПЭТ/КТ объединяют ПЭТ для всего тела и стандартную многосрезовую КТ в одном гентри.

Существуют различные конструкционные решения (рис. 3), но все они преследуют цель уменьшения площади основания и размещения компонентов ПЭТ и КТ как можно ближе друг к другу. Однако полностью интегрированной, однодетекторной системы ПЭТ/КТ пока не существует из-за сложности создания детектора с возможностью регистрации данных КТ (40—140 кэВ) и ПЭТ (511 кэВ). С использованием новейшей системы позиционирования пациента стало осуществимым его точное и воспроизводимое размещение по оси. Исследования остаточного смещения между КТ и ПЭТ при соосной визуализации на комбинированной системе ПЭТ/КТ показали, что можно добиться точности 0,5 мм. Так, ПЭТ/КТ позволяет получать наилучшее совмещение обширных и сложных исследуемых объемов. Учитывая преимущества изначального совмещения данных ПЭТ и КТ, более короткое время сканирования и упрощение логистики для пациента и персонала, комбинированная ПЭТ-/КТ-визуализация стала модальностью выбора для клинической онкологии.

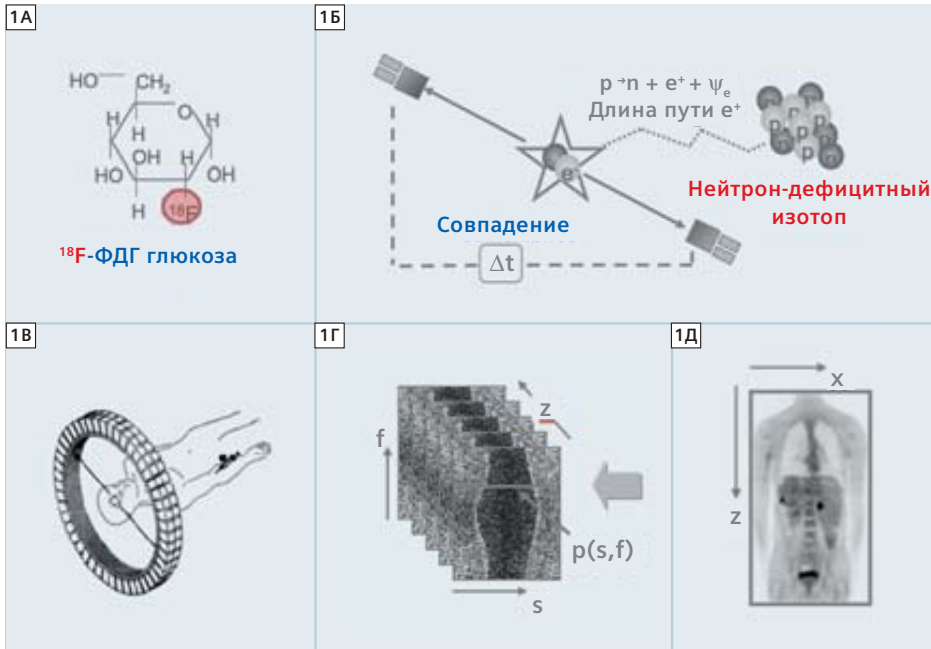
Проблемы и недостатки ПЭТ/КТ

Существует несколько проблем при проектировании прототипов визуализационных ПЭТ-/КТ-систем и преобразовании их в клинические. Во-первых, осевого смещения КТ- и ПЭТ-составляющих (рис. 3) невозможно избежать до тех пор, пока отсутствуют единые детекторы для ПЭТ и для КТ, поэтому возможен только последовательный, а не одновременный режим работы. Последовательная визуализация подразумевает риск произвольного движения пациента между двумя сканированиями, поэтому существует вероятность локальных несовпадений между двумя исследованиями. Во-вторых, при комбинированной ПЭТ-/КТ-визуализации неизбежны остаточные движения пациента. Произвольные движения пациента вследствие, например, дыхания, сокращения сердца или расслабления мышц приводят к различиям в регистрации данных ПЭТ и КТ и могут вызвать артефакты на ПЭТ-изображениях после КТ-коррекции ослабления. Необходимы оптимизированные протоколы визуализации для уменьшения артефактов такого типа и снижения несоответствия изображений. В-третьих, общая лучевая нагрузка при ПЭТ/КТ всего тела с ^{18}F -ФДГ относительно высока и достигает 20—25 мЗв за исследование при введении 370 МБк ^{18}F -ФДГ. Эта нагрузка

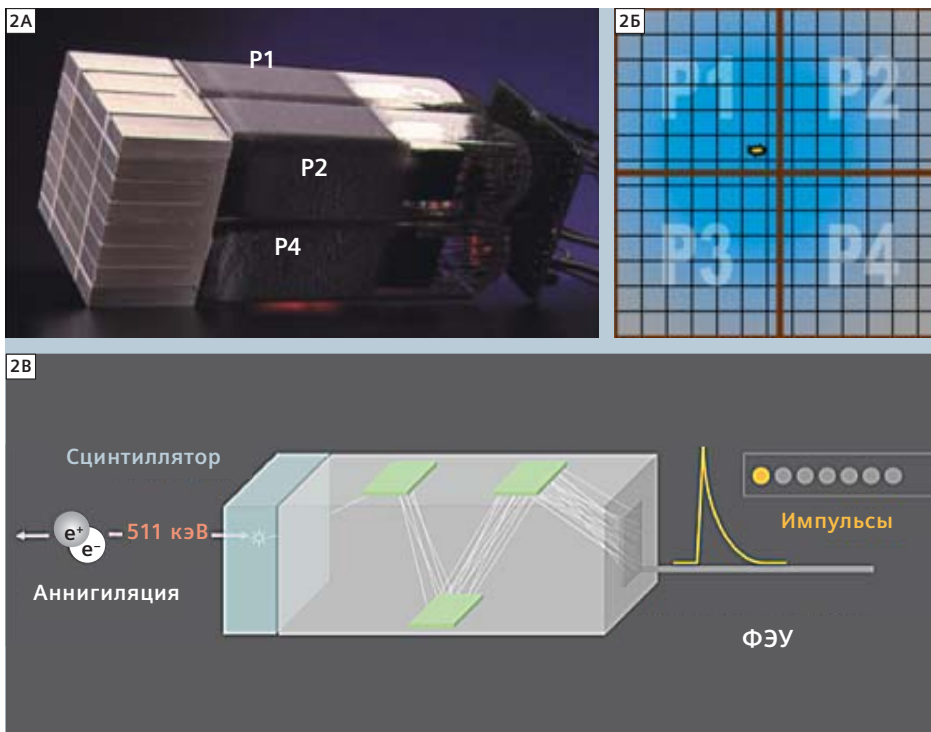
оправдана, если есть клинические показания для проведения совмещенной ПЭТ/КТ с контрастным усилением, но в то же время имеются ограничения такой нагрузки у отдельных пациентов, которым проводят повторные процедуры ПЭТ/КТ, или у лиц, участвующих в фармацевтических исследованиях.

Появление МРТ/ПЭТ

Развитие комбинированных систем МРТ/ПЭТ началось в конце 1990-х годов. КТ не является единственной анатомической добавкой к ПЭТ. По сравнению с КТ, МРТ предлагает многочисленные эндогенные контрасты и превосходную возможность дифференцировки мягких тканей. Имея чувствительность на пиколярном уровне, ПЭТ идеально подходит для визуализации специфических молекул в живом организме. Однако ПЭТ не имеет такого пространственного разрешения, как МРТ, которая в свою очередь страдает недостатком чувствительности по сравнению с ПЭТ. Поэтому комбинация ПЭТ и МРТ является взаимодополняющей. МРТ также обеспечивает получение анатомической информации без риска облучения пациента ионизирующей радиацией и обеспечивает более высокую контрастность мягких тканей по сравнению с КТ даже без использования контрастирования. Но МРТ — это не просто анатомическая визуализация. МР-спектроскопия, например, используется для анализа молекулярного состава тканей путем использования импульсов возбуждения с селективными радиочастотами. Преобразование Фурье полученного сигнала дает спектр, который позволяет распознать различные метаболиты. Спектроскопические изображения протяженных анатомических объемов могут использоваться для предоперационного стадирования глиом, pH-визуализации, мониторинга температуры или оценки уровня лактата во время активации головного мозга. Функциональные процессы в живом организме также могут оцениваться с помощью диффузионно-взвешенной МРТ. При этом магнитное поле, генерируемое различными градиентами, используется для картирования фазовых отличий сигналов МРТ, вызываемых диффундирующими молекулами. Большинство последовательностей МРТ могут стать чувствительнее к диффузии посредством использования адекватных градиентных импульсов. Диффузионная МРТ имеет разнообразный спектр клинических приложений от диагностики ишемии, опухолей, рассеянного склероза или болезни Альцгеймера до оценки проводящих путей мозга с помощью диффузионной тензорной визуализации.



1 ПЭТ основана на отслеживании поведения меченых метаболитов. Радиофармпрепарат, например ^{18}F -ФДГ (А), вводится пациенту (Б): ^{18}F распадается с выделением позитрона, который аннигилирует с электроном, образуя два аннигиляционных фотона, разлетающихся по прямой линии (В), события аннигиляции регистрируются по совпадениям и сохраняются в области необработанных синограмм (Г). ПЭТ-изображения реконструируются после ряда физических и методологических коррекций (Д) (адаптация изображения, предоставленного д-ром Таунсендом (D. W. Townsend), Сингапур)

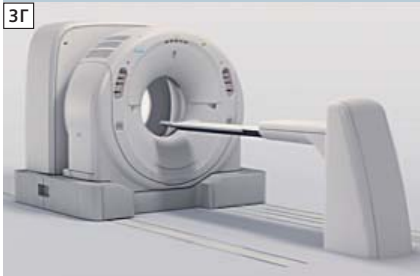
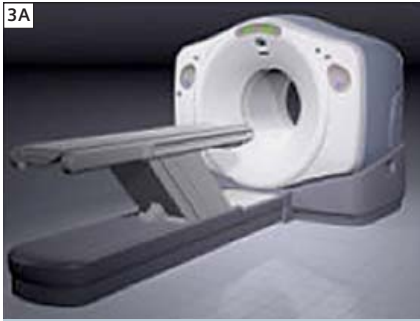


2 Блок детекторов. А — пример блока детекторов ФЭУ на основе кристаллов германата висмута из клинической ПЭТ-системы (рис. 1С). Для считывания используется только 4 ФЭУ, которые соединены с блоком дискретно расположенных сцинтилляторов. Распределение света используется для регистрации вспышки света, исходящей из одного пиксела 4 считывающими ФЭУ (P1, P2, P3, P4). Б — в зависимости от положения кристалла световая сцинтилляция однозначно распределяется между считывающими ФЭУ. Применяя ангеровский взвешивающий алгоритм к измеренным сигналам, можно вычислить место образования аннигиляционного фотона (т. е. активированного кристалла). В — схема детекции процесса от аннигиляции до остановки фотона в кристалле и трансформации сигнала в фотоэлектронном умножителе

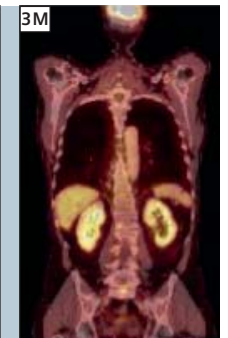
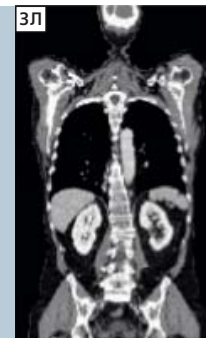
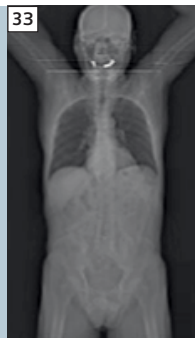
Диффузионная визуализация не ограничивается головным мозгом; она также применима к другим областям тела (например, для онкологической диагностики), где она обеспечивает качественную и количественную оценку микросостояния опухоли и целостность клеточных мембран. Функциональная МРТ (фМРТ) часто основана на эффекте BOLD — зависимости от уровня кислорода в ткани. В основе этой методики лежит тот факт, что магнитные свойства оксигенированного и неоксигенированного гемоглобина различны и поэтому

производят разные сигналы при визуализации с T2*-взвешенными МРТ-последовательностями. В отличие от МРТ с контрастом, эффект BOLD является неинвазивной техникой, использующей эндогенную информацию. Эффект BOLD также применяется в онкологии, например для исследования опухолевого ангиогенеза, оксигенации опухоли и активации мозга в значимых зонах перед хирургической резекцией. Благодаря разработке матрицы полной визуализации (Tim), а также сопутствующих технологий, МРТ стала методом, исполь-

зующимся для исследования всего тела. Время сбора информации уменьшилось, позволив проводить МРТ-исследования всего тела менее чем за час. Первые результаты говорят о том, что МРТ всего тела является многообещающей методикой в онкологии, особенно при выявлении метастазов и гематологических заболеваний. В общем, МРТ имеет большой потенциал по замене КТ в качестве дополнительной модальности к ПЭТ в двухмодальных томографах, а также в случае некоторых показаний, где МРТ уже превосходит КТ.



3А—Е Существующие промышленные системы ПЭТ/КТ: **А** — серия Discovery компании GE Healthcare; **Б** — серия Gemini компании Philips Healthcare, **В** — Biograph mCT компании «Сименс»; **Г** — серия Acquiduo компании Toshiba Medical Systems; **Д** — серия Sceptre компании Hitachi Medical Systems; **Е** — Apuscan компании Mediso (этот аппарат может быть объединен с ОФЭКТ для формирования трехмодальной системы визуализации). Отдельные параметры функционирования ПЭТ и КТ могут различаться



3Ж—М Схематическое изображение стандартного исследования ПЭТ/КТ: введение РФП, время накопления и позиционирование пациента (**Ж**), топограмма и определение объема сканирования (**З**), проведение КТ для коррекции ослабления (**И**), эмиссионный скан (**К**), КТ-скан с контрастным усилением (**Л**), реконструкция и совмещение изображений (**М**)

Проблемы комбинирования МРТ/ПЭТ

Традиционные ПЭТ-системы используют ФЭУ для регистрации сцинтилляционных световых вспышек. Однако ФЭУ чувствительны к магнитному полю и поэтому не работают внутри МРТ-системы. Чтобы преодолеть эту проблему, пробовали использовать различные подходы к комбинации ПЭТ и МРТ. Например, чтобы передать свет от сцинтилляционных кристаллов к ФЭУ, расположенным за пределами магнитного поля, использовалась оптоволоконная оптика. В качестве альтернативы предлагалось использовать сегментированные магниты, а ПЭТ-детекторы располагать между двумя половинками магнитов и соединять их световодами. В любом варианте длинные оптические проводники приводят к потере света и, следовательно, к более низкой производительности таких ПЭТ-систем, работающих по соседству с МРТ.

Этот недостаток может быть преодолен использованием совместимых с магнитным полем твердотельных световых детекторов, например на основе лавинных фотодиодов (APD) (рис. 4). Этот подход позволяет также легко расширить аксиальное поле зрения ПЭТ-системы. Взаимные помехи ПЭТ и МРТ остаются важной проблемой. МРТ может влиять на производительность ПЭТ вследствие высокого магнитного поля, градиентных полей и радиочастотного поля. Качество МРТ-изображений, однако, может ухудшаться как радиочастотным шумом, который приносит электроника ПЭТ, так и неравномерностью магнитного поля, вызванной различными материалами ПЭТ-вставки и вихревыми токами, возникающими из градиентной системы проводников и электронных плат элемента ПЭТ. Для обеспечения надежной


работы и ПЭТ, и МРТ необходимо также стабилизировать рабочую температуру. В итоге, любая комбинированная система МРТ/ПЭТ должна предлагать альтернативное получение необходимых факторов коррекции ослабления для эмиссионных данных. В то время как при ПЭТ/КТ-коррекции данные могут быть получены при пересчете трансмиссионных КТ-изображений в карты коэффициентов ослабления для 511 кэВ, подобных трансмиссионных данных для МРТ/ПЭТ не существует. Это происходит из-за банального отсутствия места для трансмиссионного источника. К тому же вращающийся заключенный в металл трансмиссионный источник — неважно, рентгеновская трубка, стержневой или точечный источник — может оказывать серьезное влияние на магнитное поле МРТ. И наконец,

доступные МРТ-изображения представляют, по существу, протонную плотность, которая не может быть трансформирована в карты электронной плотности, которые получают при КТ.

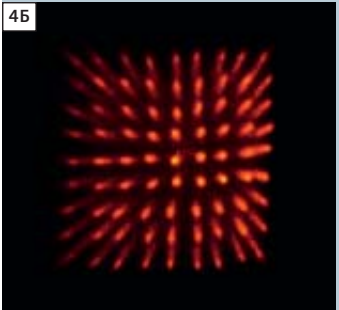
Поэтому МРТ/ПЭТ требует новых подходов к коррекции ослабления на основе МРТ. Сегментированный подход был предложен и успешно использован для визуализации головного мозга.

Однако за пределами черепа коррекция ослабления на основе МРТ требует больших усилий (рис. 5).

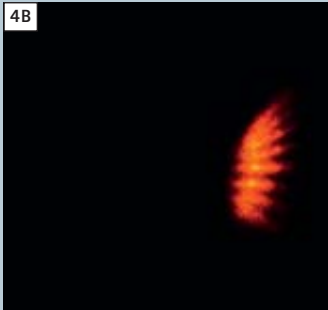
Обычные ПЭТ-детекторы



4А

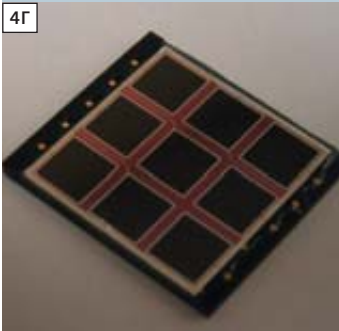


4Б $V = 0$

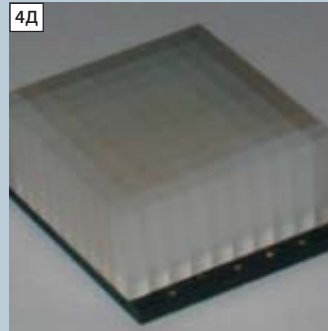


4В $V \neq 0$

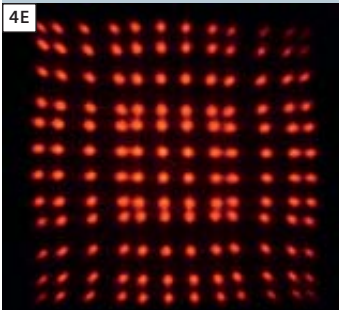
ПЭТ-детекторы на основе APD



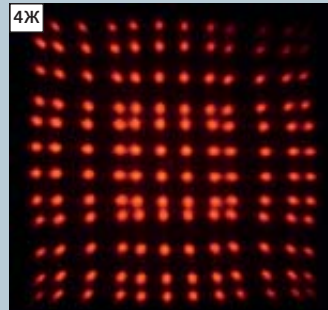
4Г



4Д

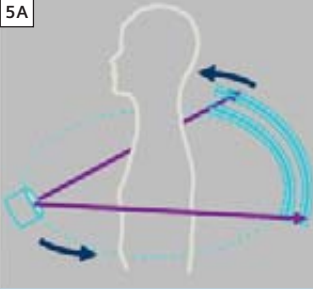



4Е $V = 0$

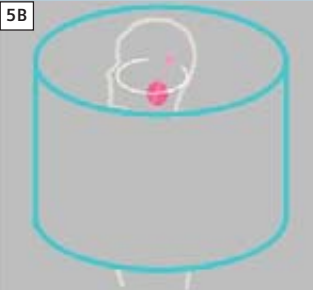
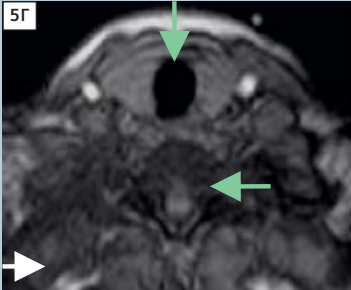


4Ж $V \neq 0$

4 Обычные ПЭТ-детекторы (А) основаны на сцинтилляционных кристаллах и информационном считывании ангеровского типа. Они работают только вне магнитного поля (Б). Если ФЭУ находится внутри магнитного поля ($V \neq 0$), то работа ФЭУ нарушается, что ведет к неправильному картированию (В). Детекторы на основе лавинных фотодиодов (APD) (Г, Д) — это полупроводниковые элементы, которые могут работать в магнитных полях, даже ультрасильных (Е, Ж) (изображения предоставлены проф. Пичлером (B. Pichler) из Университета Тюбингена, Германия)

5А  **5Б** 

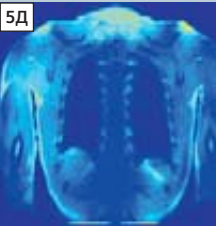
КТ → электронная плотность

5В  **5Г** 


МРТ → протонная плотность

- Воздух (трахея)
- Кость (позвонок)
- Мягкие ткани

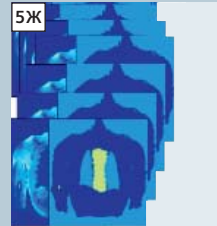
База данных из N совмещенных МР-КТ-изображений



5Д

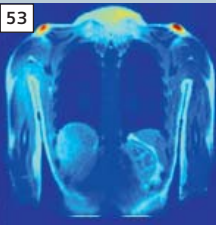


5Е

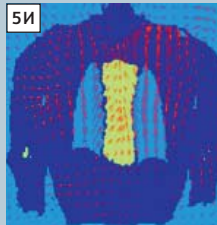


5Ж

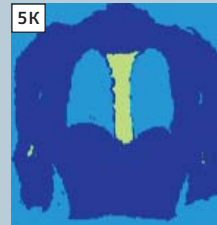
Трансформация на основе атласа МР-КТ



5З Клиническая МРТ



5И (N-кратно) Атлас корегистрации



5К Псевдо-КТ на основе вокселя

5 Сложность коррекции ослабления на основе МРТ: в отличие от КТ-изображений, которые характеризуют ослабление ионизирующего излучения (от внешнего источника) тканями в поле зрения (А), МРТ дает карты протонной плотности (В). Реконструированные изображения различаются так, что сильно поглощающие ткани (например, кость) выглядят светлыми на КТ и могут быть легко отличимы от слабо поглощающих (например, воздуха) (Б); в случае МРТ-изображений это не так — воздух и кость на них выглядят похоже (Г). Поэтому алгоритмы, основанные на сегментировании для МРТ-коррекции ослабления, не смогут сформировать точных карт ослабления для ПЭТ. Альтернативным может стать алгоритм с использованием атласа (рис. Д—К): пары КТ (Е) и МРТ (Д) совмещаются и используются для создания базы данных МР-КТ (Ж). МРТ-изображения (З) пациента, проходящего МРТ-ПЭТ-исследование, повоксельно сравнивают с МР-базой данных и формируют соответствующие КТ-изображения (И), которые используют для расчета коэффициентов ослабления для ПЭТ (К)

Клинический прототип МРТ/ПЭТ

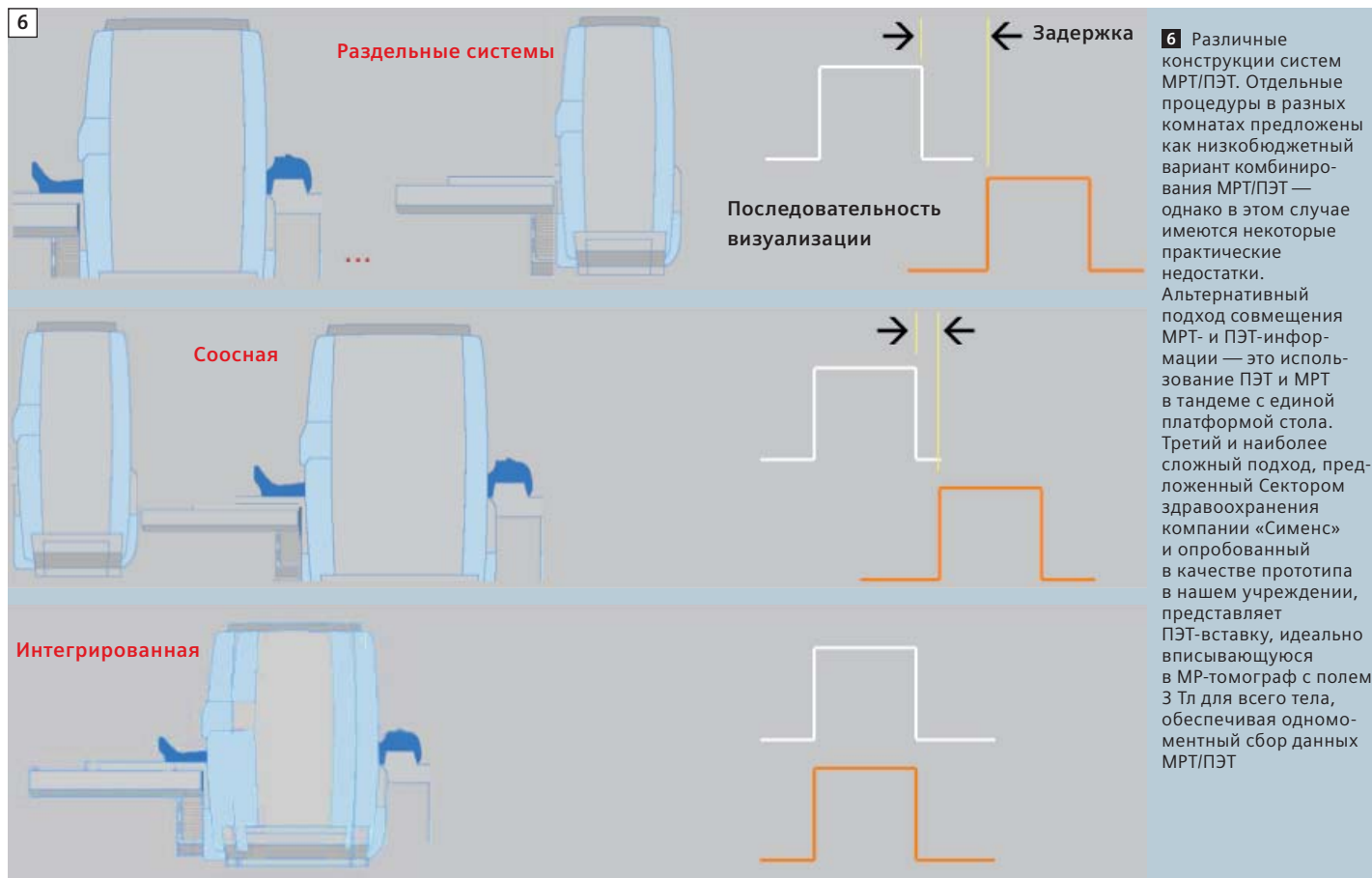
Разработка комбинированных систем МРТ/ПЭТ проходила путь обратный таковому у ПЭТ/КТ. Первая система ПЭТ/КТ появилась в промышленно-научном сотрудничестве и была прототипом аппарата для клинического применения у пациентов, что стимулировало коммерческую реакцию и впоследствии привело к развитию ПЭТ/КТ для мелких животных. И наоборот, создание системы МРТ/ПЭТ в середине 1990-х начиналось с аппарата для визуализации мелких животных. Затем, спустя десятилетие, прототип МРТ/ПЭТ был разработан для сканирования головного мозга, и первые изображения были получены в ноябре 2006 г. Конструкция этого прототипа базировалась на ПЭТ-модуле, вставленном в МР-томограф с полем 3 Тл, и имела ограниченное поперечное поле зрения, подходящее лишь для сканирования мозга или конечностей (рис. 6). На сегодняшний день в мире установлено четыре системы МРТ/ПЭТ для головного мозга, а индустриальная поддержка развития прототипа МРТ/

ПЭТ для всего тела впечатляюще превосходит ту, которая была в начале разработки ПЭТ/КТ. Такая конструкция вставки — это один из трех общих подходов к МРТ/ПЭТ, обсуждаемых сегодня. Альтернативная конструкция, направленная на соосное размещение МР-томографа 3 Тл и времяпролетного ПЭТ с вращающейся системой позиционирования пациента в пределах одной комнаты, была предложена в начале 2010 г. (см. рис. 6). Похожая система, но с отдельными помещениями для МРТ и ПЭТ существовала для исследований головного мозга с 2007 г. И опять, несколько макетов системы были установлены для клинических испытаний. Третий, более простой подход также представлен на рис. 6. Интегрированный МРТ/ПЭТ является наиболее сложным и, возможно, идеальным решением для комбинированной визуализации, третий же вариант конструкции представляет собой отдельно стоящие системы ПЭТ и МРТ с единообразной системой присоединения стола для пациентов.

Первый опыт применения МРТ/ПЭТ

Первые результаты одновременного применения МРТ/ПЭТ в клинической практике

Мы получили прототип МРТ/ПЭТ системы в 2008 г. и проводим его оценку до настоящего времени. Наши исследования пациентов, одобренные Этическим комитетом, имеют цель продемонстрировать возможность одновременной МРТ-ПЭТ-визуализации головного мозга с использованием ПЭТ-детекторов на основе APD, интегрированных в клиническую систему 3Т MAGNETOM Tim Trio. ПЭТ-система состоит из блоков LSO с матрицей 12×12 и отдельных кристаллов размером $2,5 \times 2,5 \times 20$ мм³. Блок расположен на APD-сборке 3×3 с отдельными диодами, которые имеют активную поверхность 5×5 мм. Шесть LSO-APD-блок-детекторов образуют кассету; кассеты расположены вокруг центральной оси (z) томографа, образуя, таким образом, 72 кольца кристаллов. Вся ПЭТ-система состоит из 32 радиально расположенных кассет и имеет аксиальное поле зрения, равное 19,2 см с диаметром внутреннего кольца 35,5 см.



Система имеет временное разрешение в 5,6 мс (FWHM) и среднее энергетическое разрешение на 511 кэВ, равное 22% (FWHM). Все компоненты ПЭТ-детектора, такие как усилители, резисторы, материал защиты и корпус, были подобраны так, чтобы минимизировать влияние магнитного поля МРТ, градиентов и радиочастотного излучения. МРТ-исследования проводились во время сбора ПЭТ-данных. Обычная МРТ головного мозга включает аксиальное T2-взвешенное турбо спин-эхо (TSE), последовательность жидкостного поглощения инверсия-восстановление (FLAIR) и 3D T1-взвешенную быструю последовательность с малым углом импульсов (FLASH). Для диффузионно-взвешенной МРТ используется одноимпульсная эхо-планарная последовательность (SS-EPI). В случае ПЭТ пациент не принимает пищу за 4 часа до внутривенного введения ^{18}F -ФДГ. С учетом массы тела мы вводим в среднем 370 мБк ^{18}F -ФДГ. Распределение РФП регистрируется во время всего МРТ-исследования (диапазон времени для одновременной МРТ/ПЭТ от 20 до 40 минут в большинстве случаев) в равновесном состоянии через

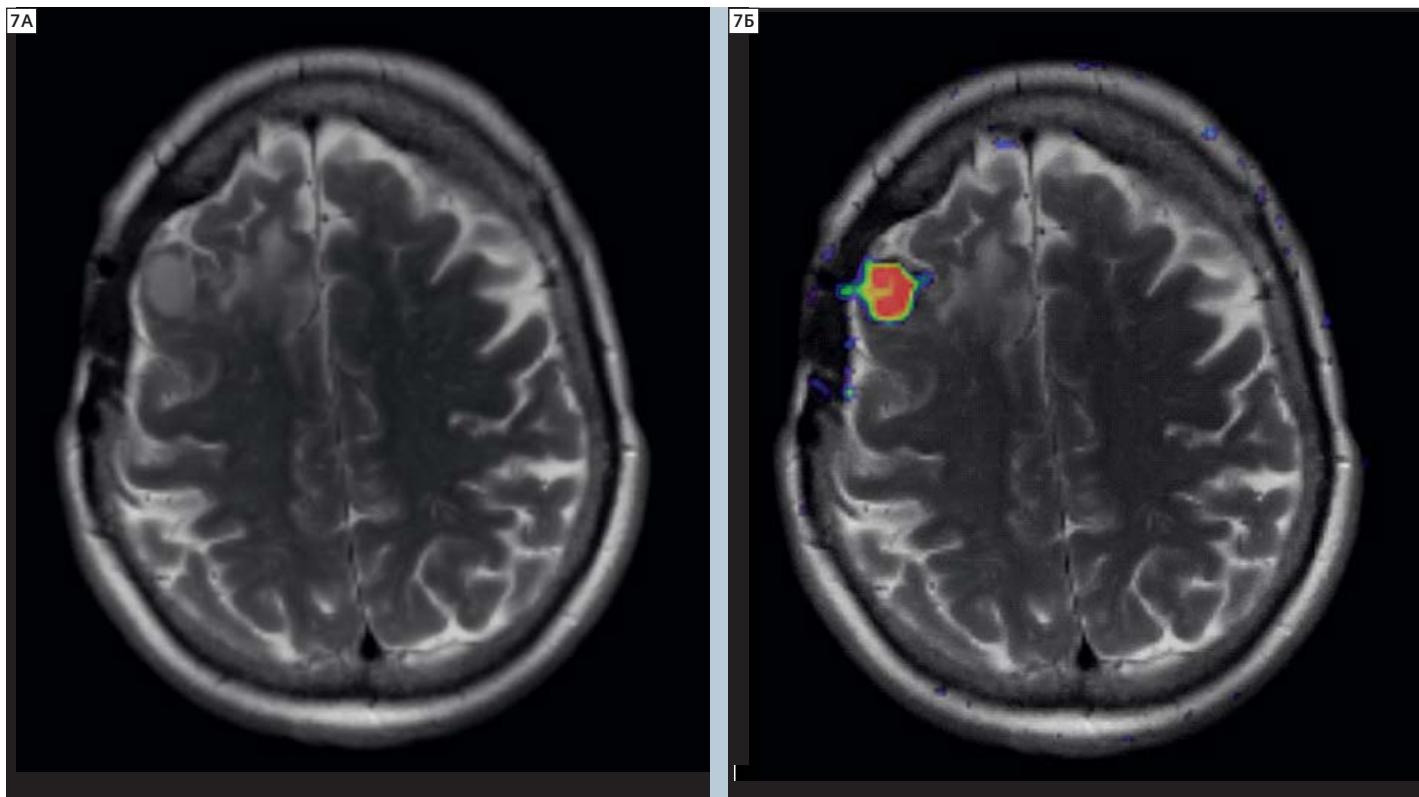
120 мин после инъекции. Накопление происходит более длительное время из-за того, что пациенту вначале назначают клинически показанную ПЭТ/КТ. Сбор ПЭТ-данных происходит в 96-рядном лист-режиме, содержащем полную информацию о каждом событии совпадения, и записывается на диск, где занимает около 20 Гб исходных данных в течение 40 мин. Проводится итерационная реконструкция на основе эмиссионных данных (6 итераций и 16 подгрупп). Объем изображений содержит 153 трансаксиальных среза с размером воксела 1,25 мм³. Разрешение реконструированных изображений — 2,5 мм (FWHM) в центре и 4,5 мм на расстоянии 10 см от оси (для линейного источника в воздухе после реконструкции с использованием OPOSEM3D).

Наш опыт и исследования указывают на то, что после настройки системы и проверки качества можно с высокой степенью надежности проводить одновременную МРТ/ПЭТ внутричерепных опухолей с использованием ^{18}F -ФДГ, ^{11}C -метионина или ^{68}Ga -DOTATOC. Качество изображений и количественные данные, полученные

с помощью МРТ/ПЭТ, сравнимы с такими при ПЭТ/КТ. Пример МРТ-/ПЭТ-исследования показан на рис. 7. Разработка прототипа интегрированной системы МРТ/ПЭТ, работающей без ущерба для ПЭТ и не влияющей на качество МРТ-изображений в ряде стандартных клинических применений, подводит МРТ/ПЭТ к порогу использования в клинической неврологии. Комбинированная система обязательно окажет влияние на расширение возможностей одновременной визуализации для получения морфологической, функциональной и метаболической информации. Первые данные пациентов многообещающие и подчеркивают научный и клинический потенциал интегрированной системы.

Проблемы комбинированной МРТ/ПЭТ: количественный анализ

Наряду с клинической и эксплуатационной оценкой прототипа МРТ/ПЭТ в нашей больнице, мы начали разработку универсального подхода к введению поправок на ослабление на основе данных МРТ для клинического использования. Выполнять такую коррекцию ПЭТ-изображений с помощью МРТ-данных



7 МРТ-/ПЭТ-исследование пациента 65 лет с менингиомой правой фронтальной доли. (А) Аксиальные T2w МРТ-изображения. (Б) Совмещение одновременно полученных МРТ и ^{68}Ga -DOTATOC ПЭТ-изображений подчеркивает преимущество комбинированной визуализации в плане точной пространственной корегистрации без артефактов-деформаций. Данные были получены с помощью интегрированной МРТ-/ПЭТ-системы BrainPET (компания «Сименс»)

проблематично. Несколькими группами были предложены различные подходы к составлению карт ослабления по МРТ-изображениям. Сегментация МРТ-изображений хорошо работает для головного мозга, но не для внецеребральных изображений, в основном из-за сходного отображения воздуха и кости, а также по причине краевых артефактов на периферии поля зрения. При необходимости разделения воздуха и кости, в частности при МРТ/ПЭТ-визуализации грудной клетки, необходимы более сложные методики. Мы остановились на комбинации атласа и алгоритма машинного осмысления для определения карт ослабления для ПЭТ по изображениям МРТ (рис. 5), что удовлетворило нас при обработке гипотетических данных МРТ/ПЭТ всего тела. В общем, МРТ, проводимая для коррекции по ослаблению, должна обеспечивать трансформацию значений пикселей МРТ в адекватные значения ослабления при ПЭТ с учетом дополнительных ошибок, таких как эффекты «обрезания» у пациентов, выходящих за пределы поперечного поля зрения МРТ-системы и наличие поверхностных катушек, которые не видны на МРТ-изображениях. В последнем случае хорошо зарекомендовали себя специальные дополнительные МРТ-последовательности, использующие ультракороткие времена эхосигнала.

Проблемы комбинированной МРТ/ПЭТ: последовательность действий

Что касается последовательности действий и логистики, интегрированные методы визуализации могут превосходить любую отдельную модальность или их последовательное использование. Это напрямую связано с комфортом пациента и его положительной реакцией на процедуру. Тем не менее, остается ряд вопросов, касающихся интеграции

этой новой комбинированной модальности в целом в клиническую работу. Станет ли она дополнением или заменит другие методы; это решится в ходе проспективных исследований. В то же время существуют показания для значительного числа исследований, где одновременная МРТ-/ПЭТ-визуализация будет полезна. В настоящее время она используется только для головного мозга, но в ближайшем будущем показания существенно расширятся. Функциональные возможности одновременной визуализации должны сочетать аппаратные и программные инструменты. Поскольку аппаратная интеграция комбинированных систем развивается, то же самое должно происходить и с программным обеспечением для сбора и обработки данных. Набор существующих инструментов просмотра должен быть расширен, чтобы обеспечивать эффективное отображение, точный анализ и, при необходимости, количественную обработку 3D-изображений, динамических данных и дополнительной информации, такой как спектры, карты перфузии или отображение разнообразных метаболических процессов.

Сравнение одновременной и последовательной МРТ-/ПЭТ-визуализации

Может быть, еще рано прогнозировать преобладание того или иного режима сбора информации. Вопрос последовательной или одновременной визуализации продолжает обсуждаться. С точки зрения технической перспективы одновременная визуализация позволит использовать ряд дополнительных этапов обработки данных, которые невозможны при последовательной МРТ/ПЭТ (а также ПЭТ/КТ). Сюда входит коррекция изображений при произвольном смещении пациента, а также последующая количественная обработка,

которая может быть затруднена из-за движений пациента во время исследования. Сейчас разрабатываются методы коррекции движения на основе МРТ. Чтобы скорректировать движение пациента, могут применяться специальные МРТ-последовательности с помощью 1-мерных навигационных сканов или в 2-х и даже 3-х измерениях, выявляющие смещение исследуемого. В идеале, эти протоколы могут комбинироваться с уже текущими МРТ-последовательностями, чтобы зарегистрировать информацию о движении с наименьшим интервалом в 1 с. Векторы движения можно получать с помощью чувствительных к движению МРТ-сканов и использовать в ПЭТ-системе, позволяя проводить коррекцию движения на ПЭТ-изображениях уже при их получении или в процессе постобработки. Основные преимущества одновременного сбора данных включают временную корреляцию данных ПЭТ и МРТ, снижая время визуализации по сравнению со стандартным сканированием, а также, опционально, сердечную и дыхательную коррекцию движения ПЭТ-данных.

МРТ/ПЭТ: что можно ожидать в ближайшем будущем?

Зная об успехах ПЭТ/КТ, от любой новой комбинации, включая МРТ/ПЭТ, ожидают многого. И действительно, МРТ обеспечивает превосходное контрастирование мягких тканей без применения ионизирующей радиации. Поэтому этот метод считается отличным анатомическим дополнением к ПЭТ (табл. 1). Основной идеей комбинирования ПЭТ и МРТ является объединение функциональной (метаболической) информации, которую дает ПЭТ, с высококонтрастной мягкой тканевой и функциональной информацией, получаемой с помощью МРТ.

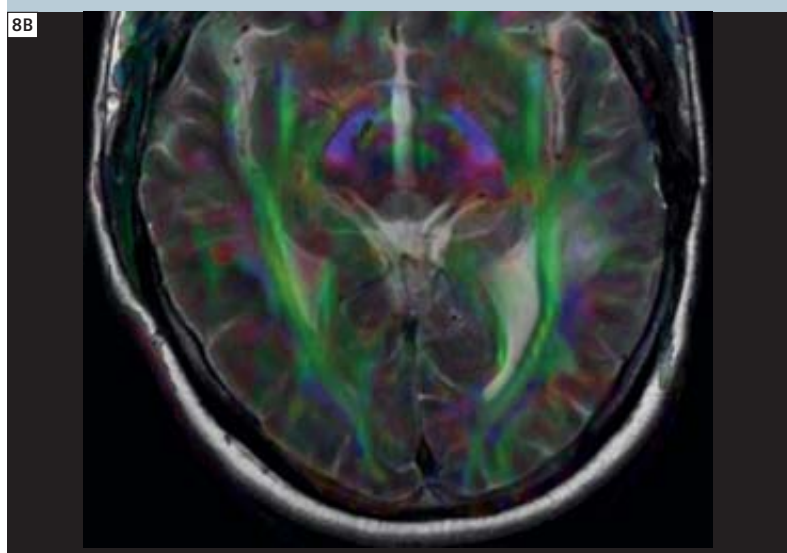
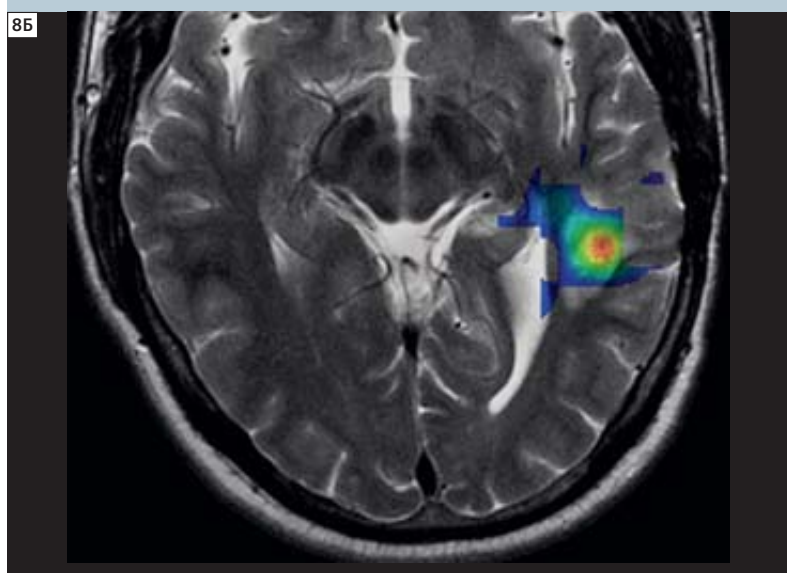
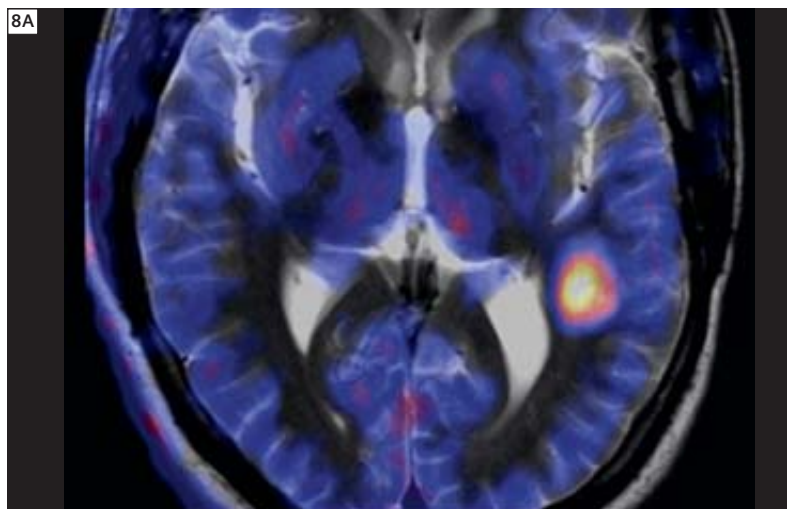
Таблица 1. Оценка биологических свойств с помощью МРТ и ПЭТ

| МРТ | ПЭТ |
|--|--|
| Морфология | Кровоток ($H_2^{15}O$) |
| Диффузионная способность воды (ДВ МРТ) | Метаболизм (^{18}F -ФДГ) |
| Сосудистая анатомия (МРА) | Объем крови ($C^{15}O$) |
| Перфузия (ПВ МРТ, DCE-МРТ) | Потребление кислорода (^{15}O) |
| Тканевые метаболиты (МР-спектроскопия) | Гипоксия (^{18}F -МИЗО) |
| Функциональная активация (фМРТ) | Сосудистая проницаемость (меченые а/к) |
| Проводящие пути головного мозга (ДТ МРТ) | Синтез нуклеиновых кислот (^{18}F -ФЛТ) |
| Потребление кислорода (^{17}O) | Трансмиттеры (например, ^{18}F -ДОФА) |
| Миграция клеток (Fe-метка) | Ферментативная активность (например, МР4А) |
| | Ангиогенез (например, ^{18}F -RGD) |
| | Распределение и кинетика РФП и лекарственных препаратов (меченые соединения) |
| | Ферментативная активность в трансфицированных клетках |

Однако потенциальные сферы применения комбинированной МРТ/ПЭТ простираются значительно шире совмещения высококонтрастных изображений. Это подтверждается нашими собственными исследованиями, в которых доклинические и клинические прообразы убедительно демонстрировали одновременную работу МРТ- и ПЭТ-системы на основе APD без ущерба для каждой модальности. Например, исследования головного мозга во многом выигрывают при получении дополнительной морфологической информации от МРТ. Одновременный сбор информации позволит получать кинетическую, функциональную и метаболическую информацию при мультипараметрической функциональной визуализации в реальном времени. Приведем пример лишь двух применений:

- МР-спектроскопия может дать дополнительную метаболическую информацию к ПЭТ-данным о метаболизме при инсульте, глиомах и дегенеративных заболеваниях.
- Перфузионно-взвешенная МРТ может сопоставляться с маркерами гипоксии (^{18}F -MISO ПЭТ) для коррекции результатов ПЭТ, а также в целях дальнейшего понимания состояния микроокружения опухоли.

Комбинация методов или дополнительные функциональные методики дадут возможность проводить комплексные исследования головного мозга, позволяя по-новому взглянуть на организацию мозга и понять изменения, возникающие при заболеваниях. Например, диффузионный тензор МРТ может дополнительно использоваться при активационных исследованиях и, таким образом, эффекты на выброс транмиттеров, работу рецепторов и метаболизм в связанных областях можно будет анализировать в свете сетевого взаимодействия (рис. 8). Список научных тем и клинических применений МРТ/ПЭТ обширен. Этот комбинированный метод может быть особенно эффективен в ранней диагностике опухолей и для функционального мониторинга терапии в онкологии. Его также можно использовать для исследования эффектов новых лекарств, таких как ингибиторы ангиогенеза или модуляторы иммунной системы. Полностью собранная информация о метаболизме и микросреде отдельной клетки и их реакция на терапию поможет уточнить механизм действия и оптимизировать схемы лечения.



8 Одновременно собранные изображения ^{11}C -метионин ПЭТ и МРТ после наложения демонстрируют явный захват РФП в атипичной нейроцитоме слева у пациента 42 лет (А). Одновременно полученные данные химического сдвига при МР-спектроскопии обеспечивают построение карты отношения холина к N-ацетиласпартату (Б), что указывает на высокий индекс пролиферации опухоли, а одновременная диффузионная тензорная МРТ (В) показывает тесную связь с прилегающими зонами оптического излучения

В области кардиологии потенциал МРТ в оценке функции сердца может быть объединен с возможностями кардио-ПЭТ; эта комбинация позволит клиницистам оценивать жизнеспособность сердечной мышцы, ее перфузию и функциональное повреждение. Первые работы, объединяющие МР-спектроскопию и ПЭТ, уже выполнены на изолированных перфузируемых сердцах крыс; в дальнейшем можно также планировать кардиологические МРТ-/ПЭТ-исследования, включающие кардио-стресс исследования одновременно обеими модальностями. Двойные функциональные исследования, сравнивающие одни и те же параметры (например, перфузию с помощью ПЭТ с радиоактивной водой или аммонием и МРТ с использованием артериальной метки спинов или после введения контрастных агентов), могут помочь в корреляции и валидации различных методик. Используя сильные стороны каждой отдельной модальности, можно одновременно оценивать различные молекулярные параметры. Например, процессы диффузии могут быть одновременно отслежены по захвату ПЭТ-метки или при ПЭТ-исследовании перфузии и сравнительно оцениваться с BOLD-эффектом при МРТ. Вследствие того, что существует большее количество ПЭТ-зондов и разнообразные возможности функциональной МРТ, число потенциальных комбинаций для молекулярной визуализации практически безгранично. Преимуществом одновременной МРТ/ПЭТ является то, что пациент сканируется в каждую единицу времени в идентичных условиях с одинаковыми параметрами. Вполне вероятно, что такие функциональные исследования и в дальнейшем будут расширять границы основ биологии и откроют новые сферы биологических исследований *in vivo*. В конце концов применение МРТ/ПЭТ в онкологии, вероятно, будет расширяться. Последние клинические исследования МРТ и ПЭТ/КТ всего тела показали потенциальные преимущества комбинации

МРТ и ПЭТ. Лучшее контрастирование мягких тканей при МРТ важно в целом для всех типов мягкотканых злокачественных опухолей в плане выявления, определения границ и характеристик, а также стадирования. Однако КТ по-прежнему более чувствительна, чем МРТ, в выявлении мелких узлов в легких. С другой стороны, динамические МРТ-исследования, при которых получают различные количественные параметры перфузии без лучевых нагрузок, и ПЭТ-исследования, проводимые одновременно, визуализируют сразу тканевой и сосудистый компоненты опухоли. Одна из основных сильных сторон МРТ — это ее способность анатомической детализации дополнительно к выявлению патологии в костных структурах (например, костный мозг, суставные пространства). ^{18}F -ФДГ ПЭТ — эффективна при диагностике инфекций и является точной модальностью для исключения остеомиелита. Когда эта комбинация станет клинически доступной, МРТ/ПЭТ сможет обеспечить более точную диагностику пациентов с остеомиелитом, включая тех, кто страдает осложненной диабетической стопой. Взаимодополняющие морфологические и метаболические данные могут быть важны для определения точек биопсии, особенно при дифференцировке зон активной опухоли от воспалительных заболеваний, фиброза или некроза. Совмещенная морфологическая и метаболическая визуализация также важна для оценки ответа на терапию. Метаболическая информация, получаемая, например, с помощью ^{18}F -ФДГ (маркер потребления глюкозы, а, следовательно, и энергии) или ^{18}F -FLT (фтортимидин; маркер синтеза нуклеиновых кислот и, следовательно, пролиферации), — более чувствительна в выявлении метаболического и некротического повреждения ткани в результате терапии. Дополнительная морфологическая информация с высоким разрешением может быть потенциально полезной при планировании последующих операций и лучевой терапии.

Десятилетие комбинированной визуализации

Спустя всего лишь два года после появления коммерческого ПЭТ/КТ Иоханн Черни (Johannes Czernin) из UCLA сказал: «ПЭТ/КТ — это эволюция техники, которая привела к революции в медицине». Сегодня, на заре МРТ-/ПЭТ-визуализации, мы можем перефразировать это высказывание следующим образом: «Интеграция МРТ и ПЭТ — это медицинская эволюция, основанная на технической революции». Метод ПЭТ/КТ, похоже, заменил моно-ПЭТ почти по всем онкологическим показаниям. Продолжающиеся и предстоящие исследования с использованием первого прототипа и клинических систем покажут, насколько МРТ/ПЭТ сможет дополнить ПЭТ-/КТ-визуализацию в клинике. Мы верим, что МРТ/ПЭТ является нужным и ценным вспомогательным методом в современном здравоохранении и что будут определены показания, для которых МРТ/ПЭТ может стать первичным или дополнительным диагностическим тестом при выявлении болезни и наблюдении за пациентами при различной патологии. Несмотря на это, в ближайшее время МРТ/ПЭТ не заменит ПЭТ/КТ в качестве модальности для молекулярной визуализации. Обе модальности останутся востребованы, поскольку и та, и другая модальность включают диагностическую мощь ПЭТ. Фактически, если ПЭТ/КТ является «двухмодальной визуализационной» платформой, к чьим достоинствам относится только сочетание функциональных (ПЭТ) и анатомических (КТ) изображений, МРТ/ПЭТ предлагает истинно «мультимодальную визуализацию», сочетая функцию (ПЭТ), а также анатомию и функцию (обе МРТ). Это, несомненно, откроет новые пути для неинвазивной диагностической визуализации как части клинического ведения пациентов и клинических исследований.

Контактный адрес

Thomas Beyer, Ph.D.
Imaging Science Institute (ISI) Tübingen
University Hospital Tübingen
Dept. of Diagnostic and Interventional
Radiology
Hoppe-Seyler-Str. 3
72076 Tübingen
Germany
Тел.: +49 7071 29 81212
thomas.beyer@cmi-experts.com
<http://health.siemens.com/isi/index.php>
http://health.siemens.com/isi/index_eng.php

МРТ легких — на старт, внимание, марш!

Дж. Бидерер (J. Biederer)¹; С. Хинце (C. Hintze)¹; М. Фабел (M. Fabel)¹;
 П. М. Джейкоб (P. M. Jakob)²; В. Хорджер (W. Horger)³; Дж. Гресснер (J. Graessner)³;
 Б. Д. Болстер, мл. (B. D. Bolster, Jr.)³; М. Хеллер (M. Heller)¹

¹Университетская больница Шлезвиг-Гольштейна, кампус Киль, отделение диагностической радиологии, Киль, Германия

²Университет Вюрцбурга, кафедра экспериментальной физики 5 и Зарегистрированное в Баварии объединение по магнитному резонансу, Вюрцбург, Германия

³Сектор здравоохранения компании «Сименс»

Введение

Метод магнитно-резонансной томографии (МРТ) легких постоянно развивается, и стал мощным инструментом для научных и клинических исследований. Морфологию легких с помощью МРТ оценивают, анализируя резонансный высокочастотный сигнал от протонов, содержащихся в тканях и в жидкостях, — это так называемый метод протонной МРТ. Методу МРТ свойственен ряд хорошо известных ограничений, определяемых низкой плотностью протонов в ткани легких и быстрым затуханием сигнала из-за артефактов чувствительности на границе воздуха и ткани, — с помощью современных технических достижений их удалось

преодолеть. Новый метод визуализации органов грудной полости получил высокую оценку даже с учетом существования других методик: высокопроизводительных современных компьютерных томографов (КТ) с многорядными детекторами и значительно более дешевого рентгеновского метода исследования. По сравнению с последними двумя методами МРТ легких позволяет более эффективно выявлять узловые и инфильтративные изменения в легких, обеспечивая дополнительные возможности функциональной визуализации, причем без опасной лучевой нагрузки на пациента. МРТ стала ценным методом обследования детей и беременных,

молодых пациентов с заболеваниями, при которых требуется частое обследование в динамике, а также во всех случаях, когда необходимо избежать облучения пациента, например в рамках научных исследований, коммерческих клинических испытаний (контрольная группа для методов лечения) или обследования для получения юридических медицинских заключений.

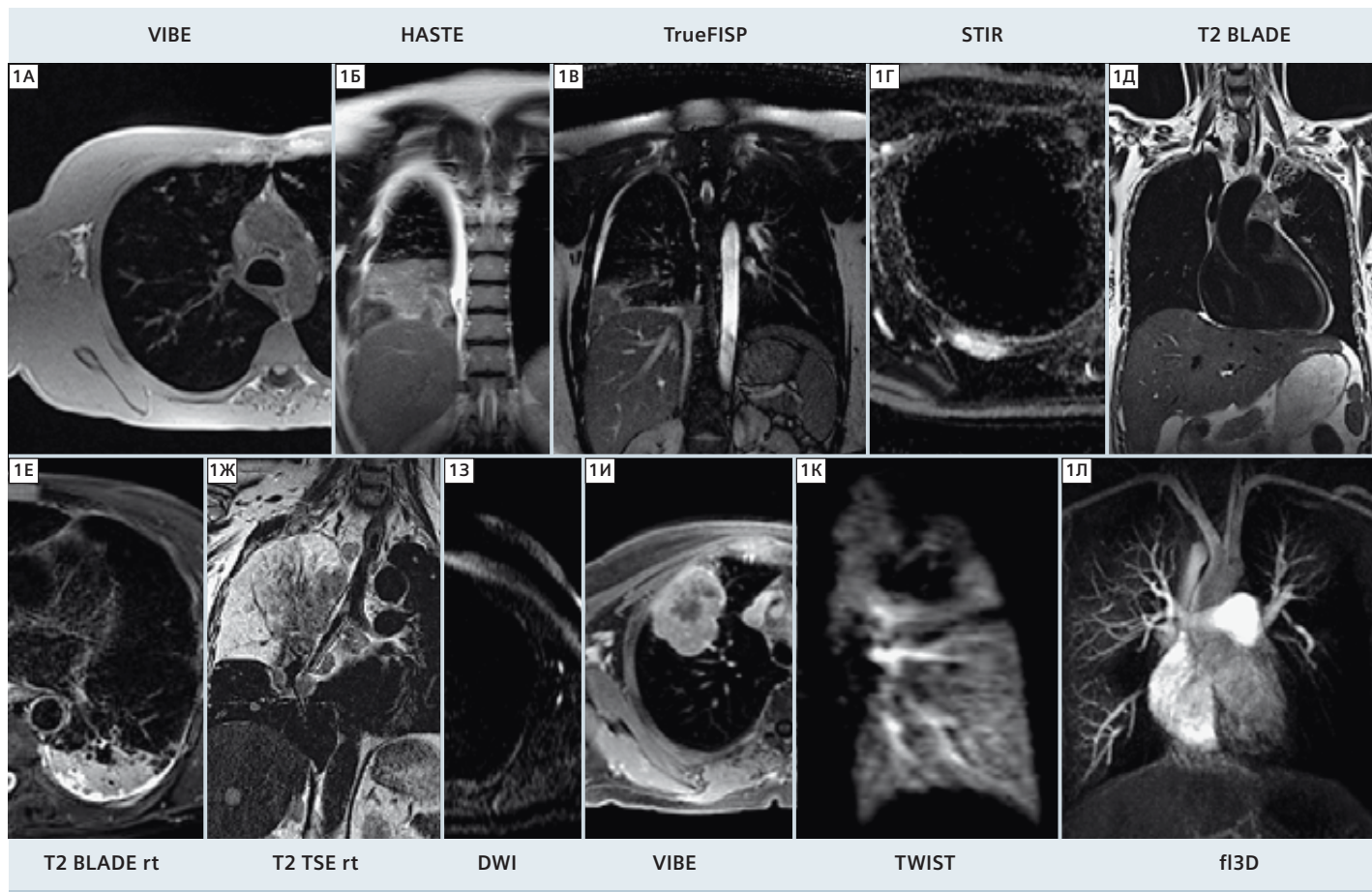
Клиническое применение метода

Разработка аппаратных средств и быстрых последовательностей, которые были бы эффективны при визуализации с задержкой дыхания,

Таблица 1. Последовательности сканирования для МРТ легких

| Импульсная последовательность | Ведущий тип патологических изменений | Дыхательный маневр | Пространственное разрешение | Временное разрешение | 1,5 Тл | 3 Тл |
|-------------------------------|---------------------------------------|----------------------------|-----------------------------|----------------------|--------|------|
| VIBE | Узелковые образования | Задержка дыхания | Высокое | Низкое | + | + |
| HASTE | Инфильтраты | Задержка дыхания | Низкое | Высокое | + | + |
| TrueFISP | Тромбоэмболия легочной артерии | Свободное дыхание | Умеренное | Высокое | + | (-) |
| STIR или T2 BLADE fs | Лимфатические узлы, метастазы в кости | Задержка нескольких вдохов | Умеренное | Низкое | + | + |
| T2 BLADE | Узелковые и объемные образования | Задержка нескольких вдохов | Умеренное | Умеренное | + | |
| T2 BLADE rt* T2 TSE rt* | Объемные образования | Свободное дыхание | Умеренное или высокое | Низкое | + | + |
| DWI | Узелковые и объемные образования | Задержка нескольких вдохов | Низкое | Низкое | + | + |
| TWIST | Дефицит перфузии | Задержка дыхания | Низкое | Высокое | ++ | + |
| fl 3D | Эмболия, АВМ | Задержка дыхания | Высокое | Низкое | + | ++ |

*rt — с синхронизацией по дыханию.

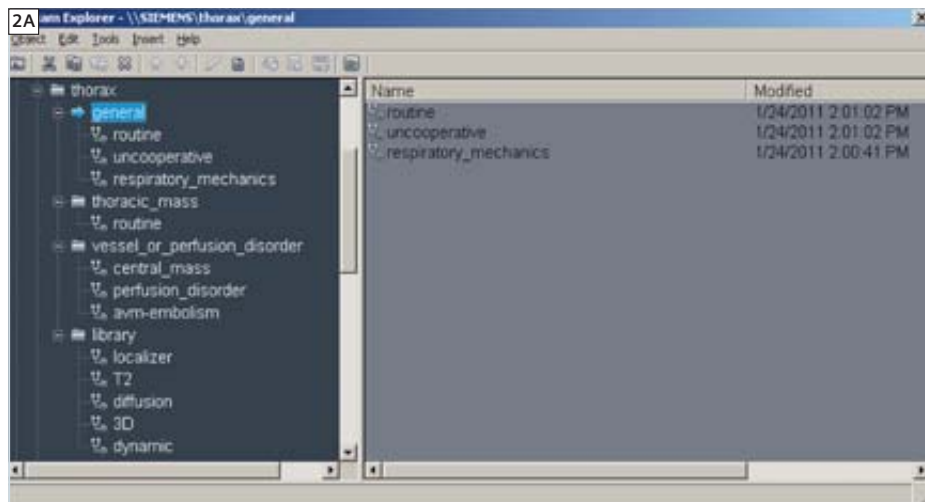


1 Доступные импульсные последовательности для визуализации органов грудной полости. Подробней см. в табл. 1

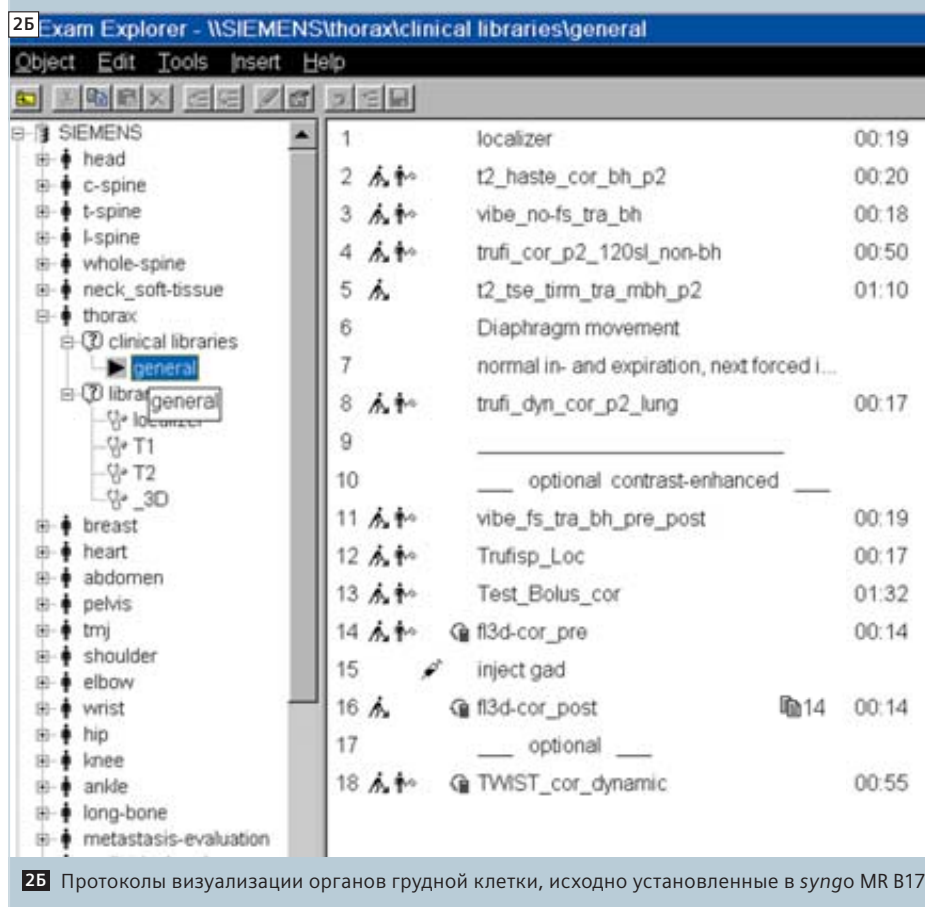
обеспечивали бы достаточно высокое пространственное разрешение и короткое время эхосигнала (TE) и позволяли бы получать максимально интенсивный сигнал от ткани легких в пределах короткого промежутка времени до начала затухания сигнала — это довольно сложная задача [1]. С внедрением методов быстрой визуализации с задержкой дыхания и параллельной визуализацией (iPAT), MPT-ангиографии с высоким разрешением по времени (TWIST), ротационного фазового кодирования (BLADE) и технологии проспективной коррекции сбора данных (PACE), MPT легких стала достаточно надежным методом, который можно использовать в широкой клинической практике [2]. В настоящее время пользователь системы Siemens MAGNETOM может выбирать протокол исследования из нескольких протоколов, оптимизированных для визуализации поражений ткани легких (рис. 1). Краткий обзор свойств предлагаемых последовательностей перечислен в табл. 1. Предлагаемые протоколы для конкретных патологий, запускаемые «одной кнопкой», представлены в списке протоколов томографа и практически полностью готовы к использованию.

На рис. 2А представлено усовершенствованное дерево протоколов, установленное в приложении *syngo MR D11D*. На рис. 2Б представлен список протоколов, реализованных в программном обеспечении версии *syngo MR B17*. Пакеты протоколов охватывают различные аспекты патологии легких, от общеклинических исследований до определенных комбинаций последовательностей визуализации объемных образований в грудной полости и ангиографии высокого разрешения, а также функциональной визуализации с динамической перфузией легких при первом прохождении контрастного вещества. Данные протоколы разрабатывались, чтобы обеспечить возможность комбинировать различные последовательности для охвата различных режимов (T1- и T2-взвешенная визуализация, сбалансированный T1/T2), объединить достоинства различных методов, использовать все плоскости при по крайней мере однократном получении изображений, получить стабильное качество диагностики на уровне не менее 3/5 серий в самых плохих ситуациях (например, при невозможности добиться от пациента выполнения инструкций персонала). Полное время проведения

исследования составляет от 15 минут для базового протокола до 20 минут с контрастным усилением и до 30 минут при комплексном исследовании, включая перфузию, ангиографию и получение постконтрастных волюметрических изображений. Эти сроки проведения исследований были подобраны с учетом требований к рабочему процессу в условиях широкой клинической практики. Предлагаются также альтернативы для пациентов, у которых трудно добиться задержки дыхания. Методы визуализации в реальном времени без задержки дыхания в режиме TrueFISP или по протоколу BLADE T2-TSE позволяют получить изображения отличного качества, даже если пациент не может задерживать дыхание. Исходя из практических соображений, нет необходимости использовать синхронизацию по ЭКГ, и на практике для большинства исследований достаточно расширенного базового протокола без контрастирования. Устойчивость метода относительно сердечных сокращений и дыхания достигается благодаря небольшому времени получения изображений и визуализации с задержкой дыхания (на несколько дыхательных циклов) или синхронизации по дыханию.



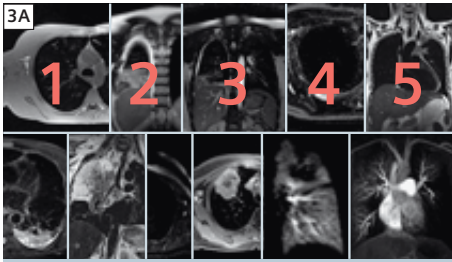
2A Дерево протоколов для визуализации органов грудной клетки в окне Exam Explorer



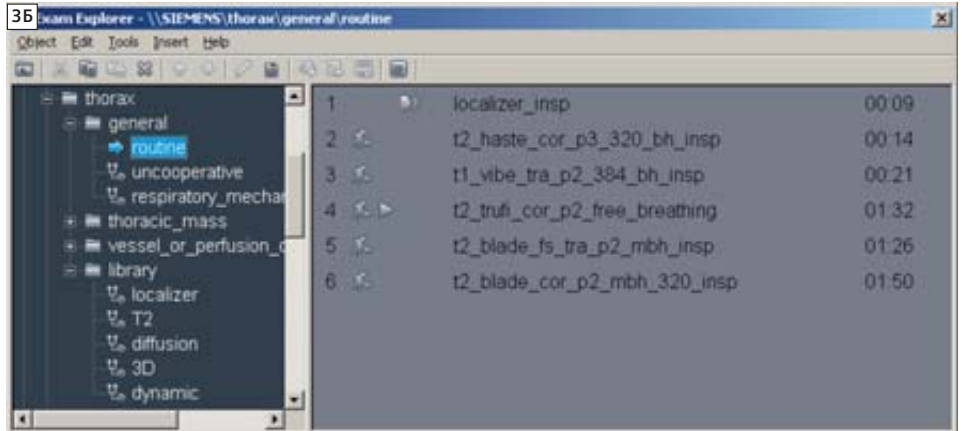
2B Протоколы визуализации органов грудной клетки, исходно установленные в syngo MR B17

General — протокол визуализации легких для общеклинических исследований

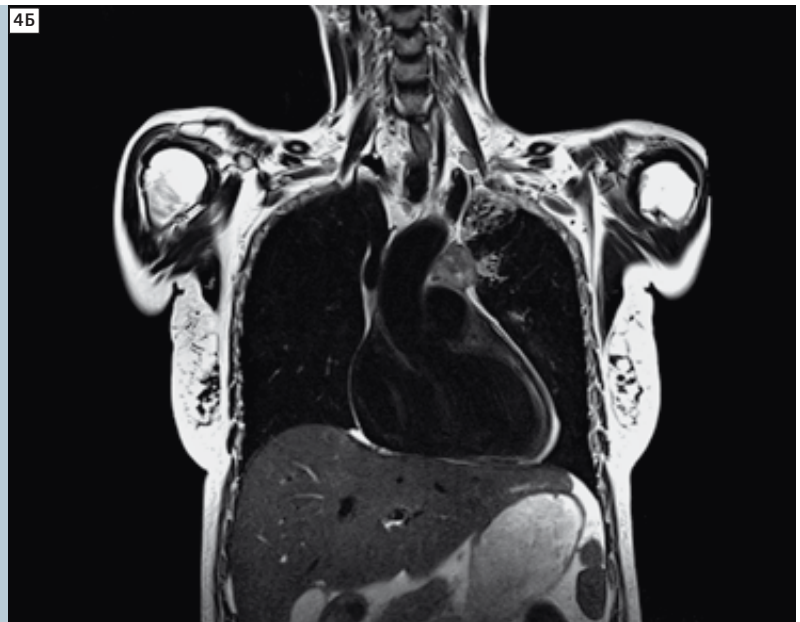
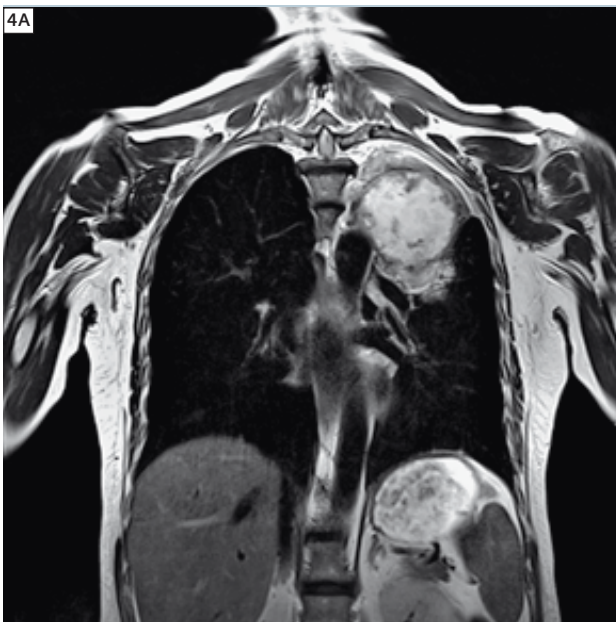
Первая ветвь дерева протоколов содержит пакет для общеклинических исследований (рис. 3). Он будет использоваться при большинстве патологий легких, а его крупные фрагменты интегрированы в другие ветви дерева протоколов. Протокол **General Routine** (Общий стандартный) без контрастирования (время нахождения пациента в комнате для исследования составляет 15 мин) включает протокол HASTE для получения T2-взвешенного фронтального изображения (T2w одноимпульсная полу-Фурье последовательность TSE), обеспечивающего высокую чувствительность в отношении выявления инфильтративных изменений, и поперечной последовательности VIBE (T1w 3D GRE), обладающей высокой чувствительностью в отношении небольших узловых поражений (в особенности контрастированная последовательность VIBE с насыщением сигнала от жира). Обе последовательности получают за один цикл задержки дыхания. Затем применяют фронтальную визуализацию в стабильном состоянии со свободной прецессией (TrueFISP) без задержки дыхания. Эта последовательность позволяет получить дополнительную функциональную информацию о движении легких во время дыхательного цикла и о функции сердца. Также можно оценить размер, форму и проходимость центральных легочных сосудов. Эта часть протокола обладает высокой чувствительностью для выявления тромбоза эмболии центральных ветвей легочной артерии и выраженных сердечных или дыхательных дисфункций [3]. Ее дополнительное преимущество — отличная устойчивость к движению. Несмотря на потенциальные уязвимости и вне-резонансные артефакты, морфологическое качество изображения легких затрудняет получение качественных изображений при других компонентах протокола, например при последовательности VIBE. Для повышения качества изображения объемных образований, инвазирующих грудную стенку, и патологии средостения, например объемных образований, лимфатических узлов или кист, добавлена фронтальная последовательность с компенсацией движения BLADE (T2w TSE с многократной задержкой дыхания) (рис. 4).



3А Выбор последовательностей для протокола General-Routine из списка, представленного на рис. 1 и в табл. 1.
1: T1w VIBE, 2: T2w HASTE, 3: TrueFISP, 4: STIR или T2 BLADE fs, 5: T2 BLADE
Время нахождения пациента в комнате для исследования составляет 15 мин



3Б Подробное дерево протоколов для общеклинического исследования легких

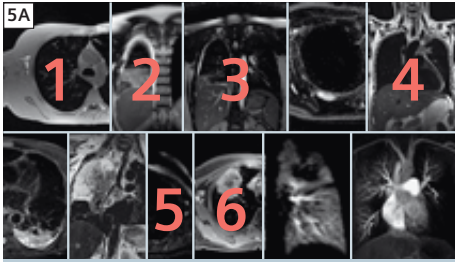


4 Фронтальная последовательность T2 BLADE с задержкой дыхания на несколько дыхательных циклов при крупноузловом раке в верхней доле левого легкого и метастазах в лимфатические узлы средостения

Вариант протокола **Respiratory Mechanics** (Механика дыхания) включает в себя дополнительную фронтальную серию, которую следует размещать в верхней части диафрагмы и получать в течение периода регулируемого дыхания с временным разрешением 3 кадра в секунду. Этот вариант может быть использован в определенных клинических ситуациях, например при параличе диафрагмы или подвижных опухолях легких, в том числе для обнаружения прикрепления и инфильтрации очага поражения к грудной стенке. С помощью итоговой поперечной последовательности T2w TSE с насыщением сигнала от жира и задержкой дыхания на несколько дыхательных циклов визуализируют увеличение лимфатических узлов и поражения костей скелета.

Вариант протокола **Uncooperative** (Пациент, неспособный к взаимодействию), используемый у пациентов, у которых трудно добиться задержки дыхания, включает в себя версии T2-взвешенных TSE-последовательностей (BLADE) с синхронизацией по дыханию. Их применение увеличивает общее время нахождения пациента в комнате для исследования примерно на 10 минут. Этот протокол категории **General-Routine** без контрастирования охватывает большинство клинических показаний: пневмонию, ателектаз, узелковые и объемные образования в легких, объемные образования в средостении (лимфома, зоб, киста, опухоль вилочковой железы), паралич диафрагмального нерва, муковисцидоз, туберкулез, интерстициальные заболевания легких, острую тромбо-

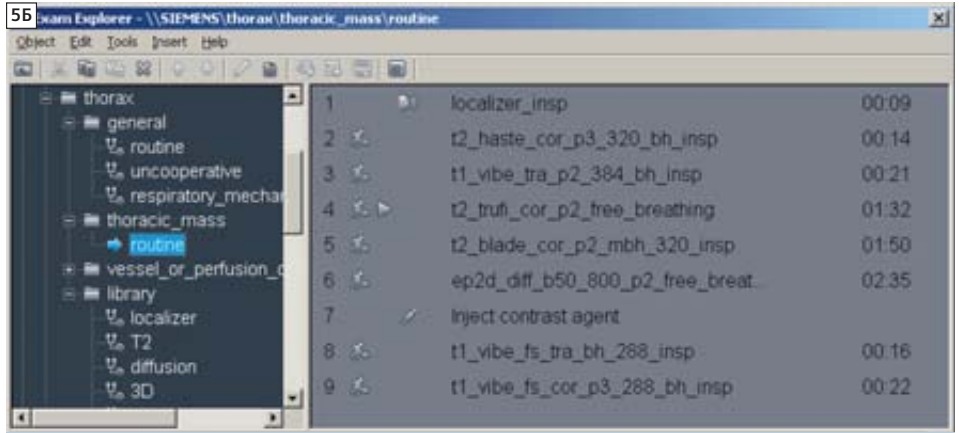
эмболию легочной артерии. По частоте выявления инфильтратов в легких этот протокол не уступает основному протоколу КТ, что позволяет использовать МРТ как ценный альтернативный метод исследования, в частности у детей, молодых пациентов и беременных женщин. Чувствительность выявления узлов в ткани легких достигает 80—90% при размере поражений >4 мм (и 100% при поражениях >8 мм). Оба эти свойства выявлены в исследованиях с динамическим наблюдением за больными муковисцидозом, в которых использовали специальные шкалы для оценки степени тяжести заболевания. При раке легких МРТ позволяет определять стадию процесса и выявлять ателектазы. Введение контрастного вещества способствует обнаружению некроза в ткани



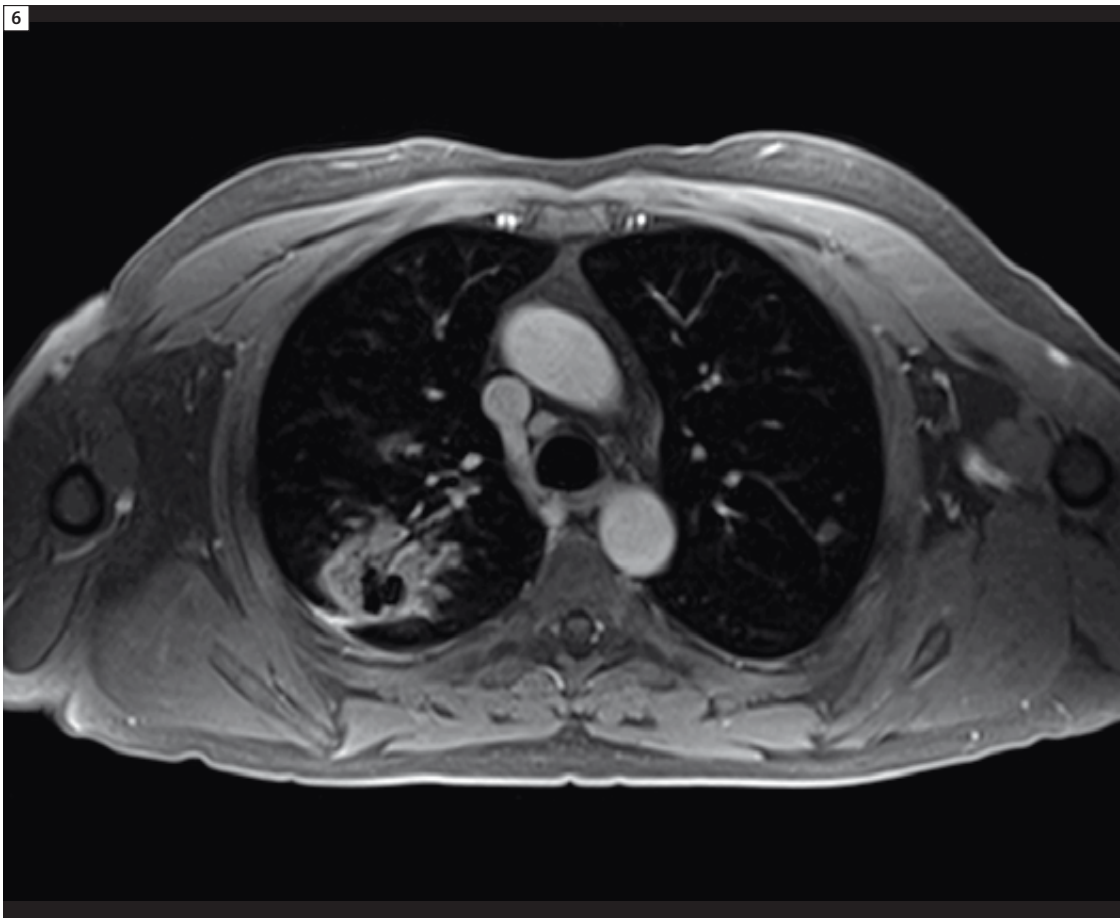
5A Выбор последовательностей для протокола Thoracic Mass.

1: T1w VIBE, 2: T2w HASTE, 3: TrueFISP, 4: T2w BLADE, 5: DWI, 6: T1w VIBE с контрастированием

Время нахождения пациента в процедурной составляет 20 мин



5B Дерево протоколов Thoracic Mass

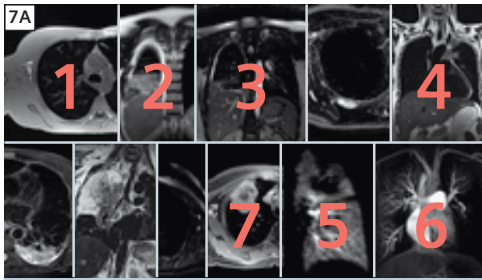


6 Последовательность VIBE с контрастированием; выявляются гранулемы в легких в рамках гранулематоза Вегенера. Отмечается центральный некроз с заполненным воздухом дефектом внутри крупного объемного образования

опухоли, инвазии в грудную стенку или средостение, плевральной реакции или карциноматоза. Во многих случаях при дообследовании по поводу неуточненных объемных образований легких или средостения, плеврального выпота неясного происхождения или тромбоэмболии легочной артерии требуется дополнительное использование отдельных элементов протокола с контрастированием. Для этого предусмотрена ветвь протокола **Thoracic Mass** (Объемное образование в грудной полости), вклю-

чающая базовый протокол плюс дополнительные последовательности с контрастированием и с насыщением сигнала от жира на фоне задержки дыхания — VIBE (3D GRE) в поперечной и фронтальной проекциях. Чтобы сократить время визуализации, поперечная последовательность BLADE с насыщением сигнала от жира (T2w TSE с многократной задержкой дыхания) в этом протоколе пропущена. Поэтому общее время нахождения пациента в комнате для исследования составляет не более 20 мин.

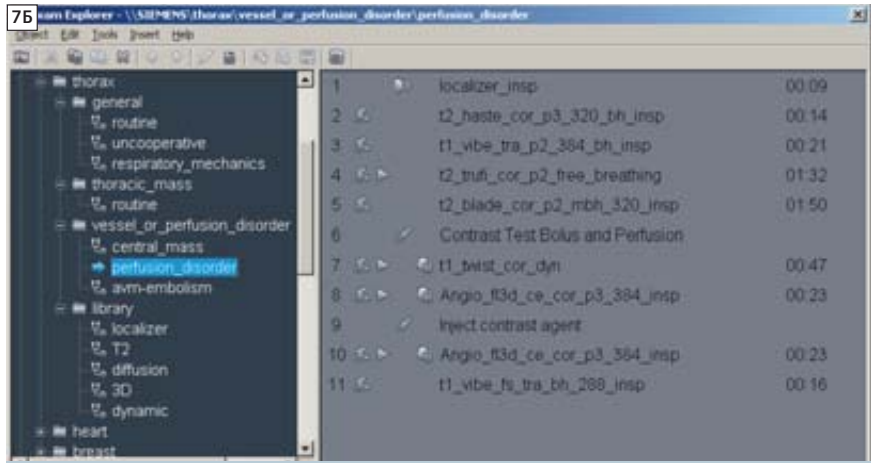
Признавая потенциальную ценность диффузионно-взвешенной МРТ легких, заинтересованный пользователь также сможет воспользоваться в данной ветви протокола дополнительными последовательностями EPI-DWI. Показаниями для исследования с контрастированием по протоколу Thoracic Mass могут быть рак легких, васкулиты (например, гранулематоз Вегенера, см. рис. 6), объемные образования в средостении, медиастинит. Контрастирование также рекомендуется при поражениях плевры



7A Выбор последовательности при протоколе Vessel or Perfusion Disorder (Поражения сосудов или нарушения кровообращения)

1: T1w VIBE, 2: T2w HASTE, 3: TrueFISP, 4: T2w BLADE, 5: TWIST perfusion, 6: fl 3D ceMRA, 7: T1w VIBE с контрастированием

Время нахождения пациента в комнате для исследования составляет 20 мин



7B Дерево протоколов Perfusion Disorder (Нарушения кровообращения)

(плевральном выпоте неясного генеза, эмпиеме, абсцессе, метастазировании рака в плевру, мезотелиоме).

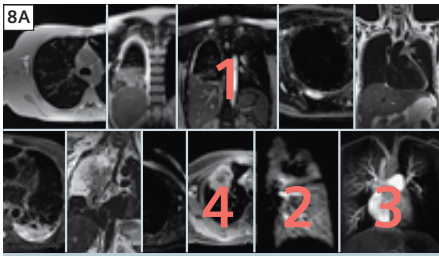
Последовательности для получения объемных изображений VIBE разработаны на основе ангиографических приложений 3D FLASH, поэтому обеспечивают ангиографические возможности с отличной визуализацией сосудистой сети легких. Таким образом, дополнительные последовательности VIBE могут служить в качестве «резервного метода ангиографии» в случае снижения качества изображений, полученных при 3D FLASH-ангиографии с центрированием в k-пространстве, в результате дыхательных движений, кашля или несвоевременного введения контрастного вещества. Это способствует обеспечению достаточной чувствительности программы Thoracic Mass также для выявления тромбоза легочной артерии, часто сопровождающей опухоли.

Vessel or Perfusion Disorder — протокол ceMRA и перфузионной визуализации органов грудной полости

Набор протоколов для МРТ органов грудной полости завершается специализированной ветвью дерева протоколов, предназначенной для обследований при нарушениях кровообращения в легких (рис. 7). Ключевая последовательность для визуализации легочных сосудов — T1-взвешенная 3D FLASH-ангиография с центрированием болюса контрастного вещества в k-пространстве. Из трех наборов данных, полученных при задержке дыхания (первый — до контрастирования, а затем два с контрастированием, центрируемые по максимуму сигнала в легочной артерии или по максимуму сигнала в аорте),

путем субтракции получают 3D-наборы данных для комплексной визуализации с использованием 3D-инструмента для построения изображений мультипланарной реконструкции (MPR) или для построения проекций максимальной интенсивности (MIP). Оптимальные результаты будут достигнуты при автоматической инъекции контрастного вещества, сокращающего продолжительность T1 (0,1 ммоль/кг со скоростью 5 мл/с, а затем 20 мл хлорида натрия для получения границы сигнала от струйно введенного контраста). Оптимальные сроки для струйной инъекции контраста можно выявить, проведя простое тестовое струйное введение и получив последовательность односрезовых изображений. Однако протокол содержит значительно больше возможностей: он позволяет проводить динамическое исследование перфузии в легких с полным анатомическим покрытием ткани легких. Применяется последовательность TWIST с вариантом 3D FLASH-ангиографии с высоким разрешением, задержкой дыхания и разрешением по времени. На основании метода iPAT и обмена данными она позволяет во время свободного дыхания получать 3D-данные с временным разрешением 1,5 секунды на кадр. Получаемый в результате набор 4D-данных может быть отображен с помощью приложения 4D-InSpace на мультимодальной рабочей станции, позволяющей прокручивать наборы изображений в однопозиционном виде или прокручивать изображения из 3D-набора данных, полученного в один момент времени. Для практического использования на изображениях приведены отметки времени, прямо указывающие интервал от начала получения изображений (что эквивалентно моменту начала струйной инъекции во время исследо-

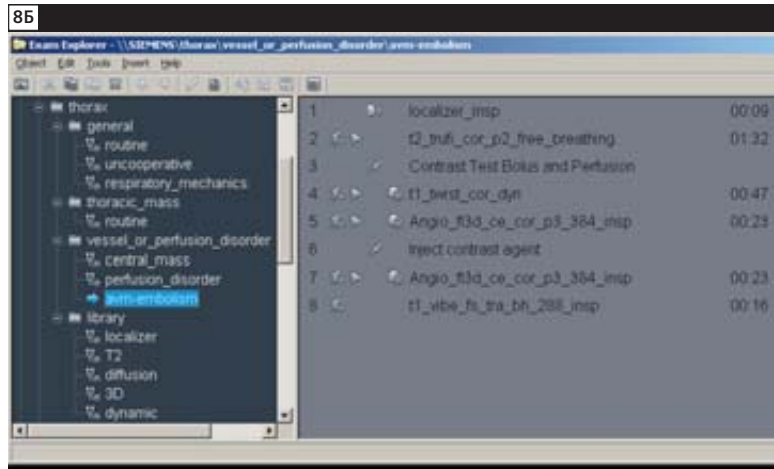
вания), по которым будут определять сроки получения ангиограмм с высоким пространственным разрешением. Для экономии емкости памяти рекомендуется выбрать один субтрагированный набор 3D-данных, установленный на уровне максимума кровообращения легкого, и набор MIP-данных, в котором отражена динамика контрастирования по времени. Если подождать еще 1—2 минуты, система проведет расчеты для 4D-TWIST-реконструкции (по сравнению с тестовым струйным вливанием контраста по одному срезу) и обеспечит комплексную перфузионную визуализацию легкого с отличным временным разрешением, причем пространственное разрешение останется значительно более высоким, чем обеспечиваемое любым из скитинграфических методов исследования. Изображение на этой многофазной ceMRA с разрешением по времени не зависит от сроков струйного вливания контраста, и поэтому не только оказывается более эффективным методом исследования при тяжелых заболеваниях органов дыхания, при которых пациенту очень трудно задерживать дыхание, но и позволяет более четко разделить артериальную и венозную фазы, например при анатомических аномалиях и в шунтах. Протокол **Vessel or Perfusion Disorder** (Поражения сосудов или нарушения кровообращения) применяют при острой и хронической тромбозии легочной артерии (ТЭЛА), артерио-венозных (АВ) мальформациях (например, при болезни Ослера), секвестрации легкого, аневризме легочной артерии, нарушениях легочного венозного оттока и при любых других патологических изменениях в сосудах легких. Из наличия специфических показаний к перфузионному исследованию TWIST ясно, что этот компонент



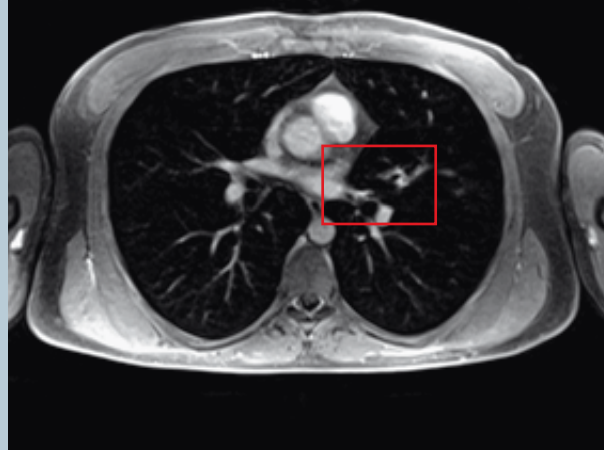
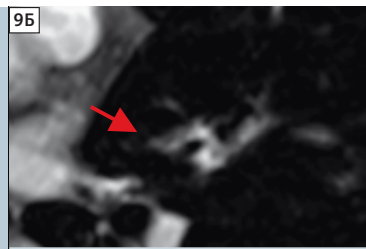
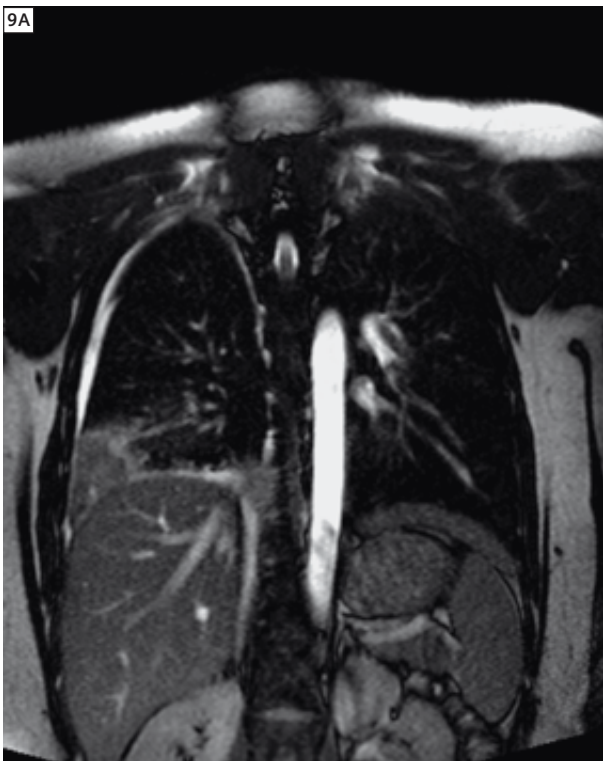
8А Выбор последовательностей для протокола AVM-Embolicism (Артериовенозная мальформация и эмболия).

1: TrueFISP, 2: TWIST perfusion, 3: fl 3D ceMRA, 4: T1w VIBE с контрастированием

Время нахождения пациента в комнате для исследования составляет 15 мин



8Б Дерево протоколов AVM-Embolicism (Артериовенозная мальформация и эмболия)

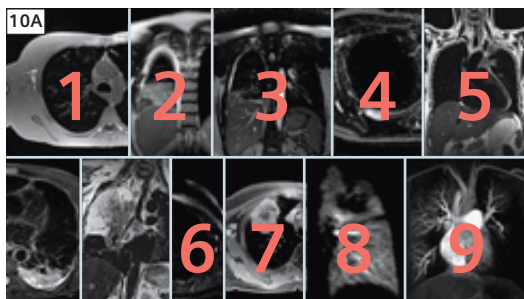


9 Два клинических наблюдения острой тромбоэмболии легочной артерии. На левом рисунке представлено наблюдение массивной эмболии и крупных тромбов, обнаруженных с помощью набора данных TrueFISP, на правом — небольшая эмболия в сегментарных сосудах, в этом случае обнаруженная с помощью VIBE

протокола — единственный, позволяющий косвенно визуализировать нарушение структуры или отсутствие легочной паренхимы вследствие эмфиземы легких или пневмоторакса. Кроме того, он позволяет легко выявлять функциональные нарушения кровообращения в легких вследствие гиповентиляции и гипоксической вазоконстрикции (задержка воздуха в мелких бронхах при бронхиолите, закупорка слизи при муковисцидозе). При этом МРТ обеспечивает получение определенной функциональной информации, которую при КТ получить трудно. При ряде клинических состояний, например при острой тромбоэмболии легочной артерии, терапию требуется начинать

немедленно. При этом типичные сроки подготовки МР-томографа оказываются слишком долгими. Для таких случаев был подготовлен сокращенный вариант протокола (рис. 8): он ограничивается четырьмя последовательностями, при которых основное внимание уделено визуализации сосудов легких и кровообращения легких. Его можно выполнить в течение 15 минут (полное время нахождения пациента в комнате для исследования, и поэтому такое исследование можно встроить в напряженный график МРТ-исследований в течение рабочего дня). Тем не менее, это кратковременное исследование позволяет получить

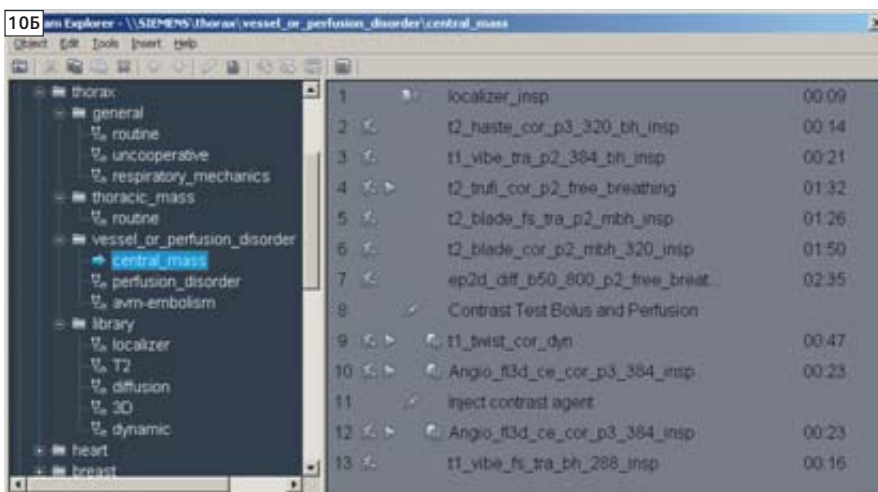
исчерпывающую информацию относительно тромбоэмболии легочной артерии, поскольку в нем сочетаются визуализация перфузии в рамках диагностических возможностей сцинтиграфии легких, сопоставимые с обеспечиваемыми КТ (рис. 9). Важно начать исследование с набора TrueFISP без контрастирования. При тяжелой эмболии для ее диагностики может быть достаточно первых 60 секунд исследования, после чего визуализацию можно будет немедленно прекратить и начать интенсивную терапию, не теряя больше времени. При КТ такой сценарий невозможен.



10A Выбор последовательностей для протокола Central Mass (Объемное образование в центральных отделах грудной полости).

1: T1w VIBE, 2: T2w HASTE, 3: TrueFISP, 4: T2w STIR, 5: T2w BLADE, 6: DWI, 7: TWIST perfusion, 8: fl 3D ceMRA, 9: T1w VIBE с контрастированием.

Время нахождения пациента в комнате для исследования составляет 30 мин



10B Дерево протоколов Central Mass (Объемное образование в центральных отделах грудной полости)

Протокол Central Mass — все в наших руках!

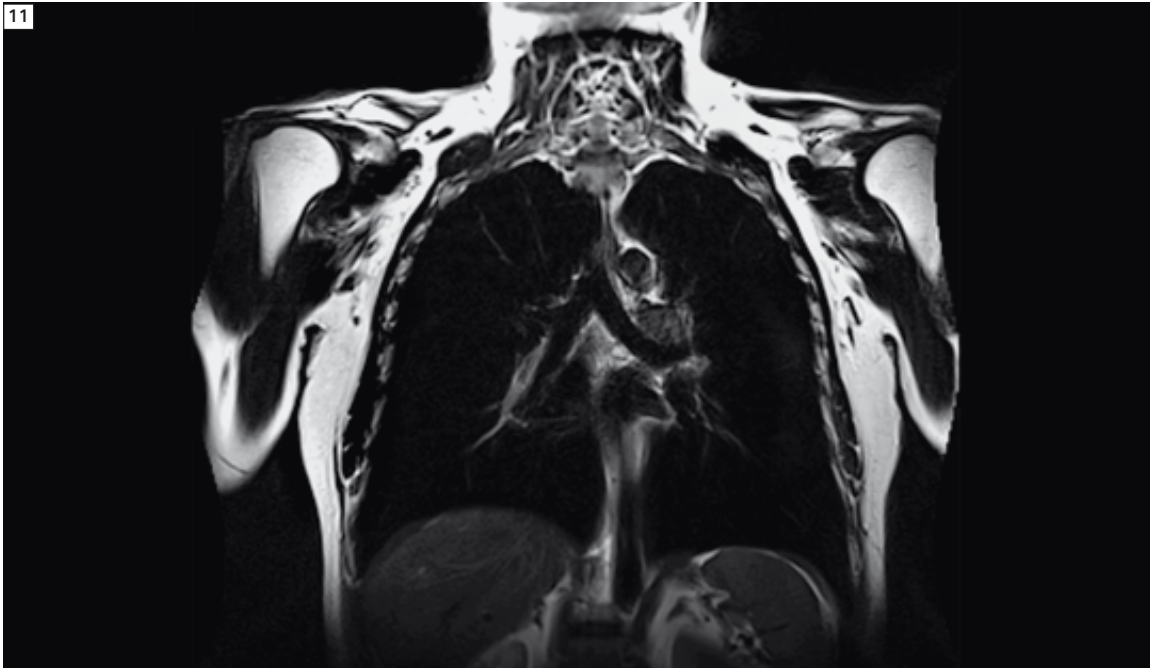
Протокол Central mass (Объемное образование в центральных отделах грудной полости) содержит наиболее полное дерево протоколов, в котором представлены элементы всех вышеупомянутых ветвей. Он позволяет визуализировать поражения сосудов центральных отделов легких и опухоли средостения, которые могут нарушать кровообращение в легких. В протокол включены T2-взвешенные последовательности BLADE с насыщением сигнала от жира, а также режим диффузионно-взвешенной MPT. Обычно этот протокол используют для диагностики центральных объемных новообразований, инфильтрирующих ветви легочной артерии или аорты. Также в протокол Central mass включены компоненты для комплексной визуализации, однако, поскольку его выполнение требует около 30 минут нахождения пациента в комнате для исследования, при повседневных стандартных исследованиях по большинству показаний более практично использовать селективные протоколы.

Адаптация протокола к системам с полем 3 Тл

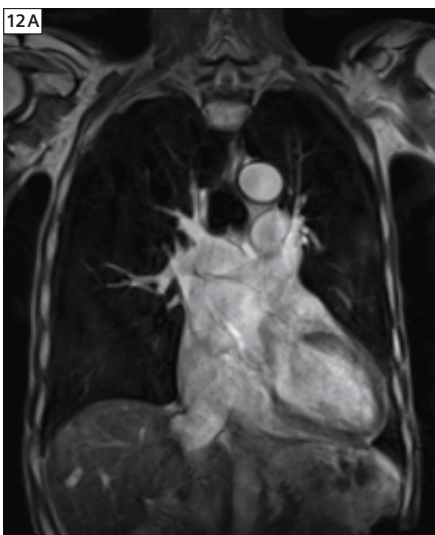
Первоначально протоколы MPT легких были разработаны для систем с магнитной индукцией 1,5 Тл. Большинство научных публикаций посвящены работе при этой индукции магнитного поля. Поскольку высокопроизводительные томографы с магнитной индукцией 3 Тл становятся стандартом в клинической практике, для перевода методов MPT легких на более высокую индукцию магнитного поля потребовалось приложить серьезные усилия. Вначале

предполагали, что увеличение частоты артефактов восприимчивости в этих системах приведет к еще большим сложностям при визуализации легких. Однако систематические экспериментальные исследования и применение методов тонкой настройки позволили успешно внедрить визуализацию легких в клиническую практику использования высокопольных МР-томографов [4, 5]. В общем случае, механизм реализации протонной MPT легких основан на высокой интенсивности сигнала от области наиболее значимых патологических изменений, которую удается оптимально контрастировать на фоне темного изображения нормальной легочной ткани. В результате, перенос протоколов на системы с полем 3 Тл позволил даже улучшить контрастирование поражений относительно фона как при инфильтративных, так и при солидных поражениях легких — причем для всех типов импульсных последовательностей FLASH и TSE. Особенно значимым это улучшение в системах с полем 3 Тл оказалось при диагностике узелковых образований в легких с помощью последовательности VIBE и при выявлении инфильтративных изменений с помощью последовательностей HASTE и STIR. Все это позволило использовать более высокую интенсивность сигнала и повысить пространственное разрешение или скорость получения изображений. Исследования с контрастированием после внутривенного введения препаратов происходят без потери качества, и после оптимизации технологии появляется возможность проводить аналогичные перфузионные исследования при первом прохождении контраста [6]. Таким образом, для большинства типов последовательностей предлагаемые изменения качества

изображения при передаче вышеупомянутой концепции получения последовательностей на системы с полем 3 Тл оказываются приемлемыми или даже положительными. Исключением оказывается последовательность TrueFISP, при которой на фоне более высокой индукции магнитного поля выявляют значительные артефакты движения и потока. Сохраняется качественная визуализация стенок сосудов и других структур, но контрастирование области поражения относительно фона не улучшается. В совокупности это проявляется неоднородностью сигнала от ствола легочной артерии и крупных долевых сосудов. Поэтому система 3 Тл оказывается малоприспособна для исключения тяжелой тромбоэмболии легочной артерии с помощью протокола TrueFISP без задержки дыхания пациентом. Чтобы восполнить этот пробел в протоколе, для визуализации центральных легочных сосудов без инъекции контрастного вещества была скорректирована последовательность SPACE-STIR с синхронизацией по дыханию. Схема с синхронизацией позволяет получать изображения центральных сосудов средостения с ярким сигналом в течение 4—5 минут, и может быть использована как в системах с полем 1,5 Тл, так и в системах с полем 3 Тл. Благодаря синхронизации визуализация остается надежной даже у пациентов, неспособных к взаимодействию. Поэтому последовательность SPACE-STIR с синхронизацией по дыханию может во всем дереве протоколов заменить последовательность TrueFISP со свободным дыханием, хотя клинические исследования ее чувствительности и специфичности при тромбоэмболии легочной артерии в настоящее время еще не завершены (рис.12).



11 Фронтальная визуализация с помощью последовательности T2w BLADE с несколькими циклами задержки дыхания; исследование у здорового добровольца, 3T MAGNETOM Verio



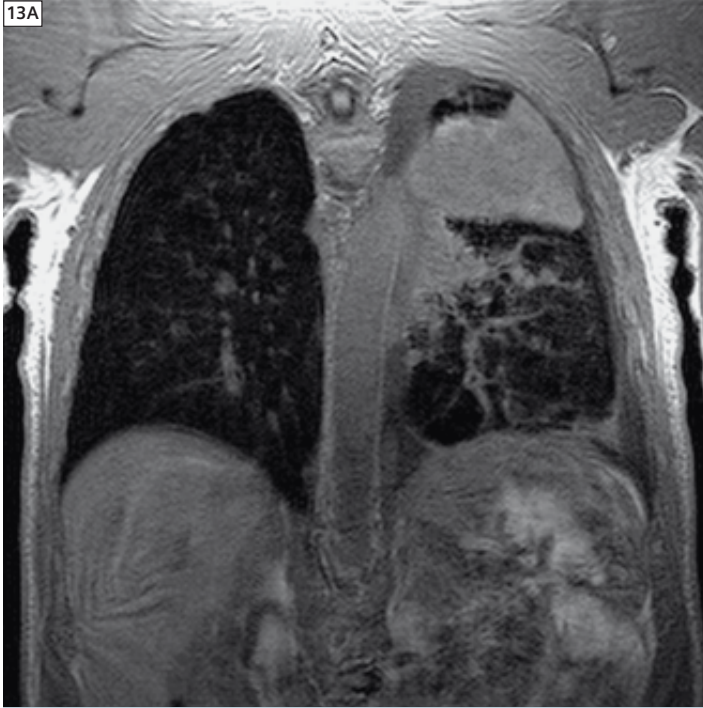
12 Фронтальная визуализация с помощью последовательности SPACE STIR с синхронизацией по дыханию у 67-летнего мужчины; система 1.5T MAGNETOM Avanto (A). Исследование у 30-летнего здорового добровольца с использованием системы 3T MAGNETOM Skyra (B)

Перспективы

Даже при кратком рассмотрении результатов исследований, касающихся применения протонной МРТ при заболеваниях легких, заметна тенденция к дальнейшему повышению надежности и воспроизводимости качества изображения. В настоящее время проводятся исследования новых последовательностей МРТ, не требующих задержки дыхания пациентом, обеспечивающих автоматическую навигацию, предусматривающих радиальный алгоритм заполнения k-пространства, включая ультракороткое время получения эхо-сигнала и динамические, а также количественные протоколы визуализации легких, что позволяет повысить качество анатомической и функциональной оценки состояния легких. Консорциум кафедр медицинской физики и радио-

логии в Вюрцбурге, Киле, Гейдельберге, Мангейме при поддержке Немецкого исследовательского фонда (DFG) в настоящее время разрабатывает протоколы 2D- и 3D-визуализации на основе платформы Siemens MAGNETOM Avanto для проведения МРТ легких с высоким разрешением. Одна из ключевых последовательностей для 3D МРТ легких с полным объемным охватом — это T1-взвешенная последовательность 3D FLASH с автоматической навигацией и квази-случайным алгоритмом заполнения k-пространства. Она функционирует в условиях свободного дыхания пациента и предусматривает получение 5—7 полных 3D-изображений, причем для навигации используются дополнительно полученные пространственно не кодируемые DC-сигналы в центре

k-пространства. Этот метод оказывается весьма эффективным в отношении затрат времени, поскольку не требует отдельного РЧ-возбуждения, а DC-сигнал в центре k-пространства содержит достаточно информации, чтобы надежно обнаруживать движение. Таким образом, обеспечивается двойная выгода: параллельная визуализация в течение нескольких фаз дыхания почти не содержит движения, и ее можно использовать либо для детального анализа движения, либо для морфологической визуализации у пациентов, неспособных к взаимодействию. Оказалось, что для автоматической навигации ключевое значение имеет дополнительное получение данных сразу же после каждого эхо-сигнала. Типичные параметры визуализации для метода 3D FLASH следующие:



13 Рак легких; опухоль располагается в верхней доле левого легкого; в прилегающей области развились ателектаз и плевральный выпот. Фронтальная FLASH 3D с автоматической навигацией в области задних отделов грудной клетки, полученная без задержки дыхания пациентом (А). Фронтальная радиальная TSE-последовательность у того же пациента на уровне карины, полученная без задержки дыхания пациентом (Б)

TE 1,2 мс, TR 3,8 мс, 7°, матрица: 256×320×44, FOV 370×450×220 мм³, разрешение 1,4×1,4×5 мм³, общее время получения изображения 375 с (рис. 13).

В рамках той же тенденции разрабатывается метод вентиляционно-перфузионного сканирования с разложением по Фурье, который должен обеспечить возможность надежной оценки функции отделов легких при исследовании без контрастирования и без задержки дыхания пациентом. Периодические изменения сигнала от паренхимы на глубине вдоха (наиболее высокая интенсивность сигнала при минимальном содержании воздуха в легочной ткани на выдохе) и в зависимости от фазы сердечного цикла (минимальный сигнал при максимальном потоке крови в систолу) будут оценивать по отдельности, и формировать карты вентиляции и кровообращения, по качеству сопоставимые с получаемыми при VIQ ОФЭКТ, но без применения контрастных веществ или облучения пациента [7]. Только эти два примера уже показывают, насколько динамично развивается область МРТ легких, и какие перспективы ожидают ее в будущем. В заключение следует сказать, что МРТ легких из нишевой технологии пре-

вращается в стандартный метод клинической визуализации. И протоколы для исследования легких на системах MAGNETOM Aera и MAGNETOM Skyra к этому готовы! Для ключевых областей клинического применения метод МРТ легких не только не уступает рентгеновскому и компьютерной томографии, но и обеспечивает при визуализации дополнительные функциональные возможности. Дерево протоколов содержит решения для наиболее сложных задач, встречающихся в повседневной клинической практике, и позволяет эффективно применять МРТ в педиатрии и научных исследованиях. В протоколе предусмотрены достаточно надежные возможности учета влияния дыхательных движений и сердечной деятельности, причем даже у пациентов, неспособных к взаимодействию. Во все большем числе клинических центров по всему миру быстро накапливается опыт работы с этой методикой, более молодой, чем, например, КТ. Перспективы ее дальнейшего развития благоприятные; также велико число возможностей адаптировать предложенные протоколы для собственных целей пользователя. На старт! Внимание! Марш!

Список литературы

- 1 Puderbach M, Hintze C, Ley S, Eichinger M, Kauczor HU, Biederer J (2007) MR Imaging of the Chest. A practical approach at 1.5 T. *European Journal of Radiology Eur J Radiol.* 64:345—355.
- 2 Biederer J, Puderbach M, Hintze C (2006) A Practical Approach to Lung MRI at 1.5 T. *Magnetom Flash 2/2006:38—43* (Siemens MR Customer Magazine, Siemens AG, München).
- 3 Kluge A, Gerriets T, Muller C, Ekinci O, Neumann T, Dill T, et al. [Thoracic real-time MRI: experience from 2200 examinations in acute and ill-defined thoracic diseases]. *Rofo* 2005; 177(11): 1513—21.
- 4 Fink C, Puderbach M, Biederer J, Fabel M, Dietrich O, Kauczor HU, Reiser M, Schönberg S (2007) Lung MRI at 1.5T and 3T: Observer preference study and lesion contrast using five different pulse sequences. *Investigative Radiology* 42: 377—383.
- 5 Fabel M, Wintersperger BJ, Dietrich O, Eichinger M, Fink C, Puderbach M, Kauczor HU, Schoenberg SO, Biederer J (2009) MRI of respiratory dynamics with 2D steady-state free-precession and 2D gradient echo sequences at 1.5 and 3 Tesla: an observer preference study. *European Radiology* 19:391—399.
- 6 Attenberger UI, Ingrisch M, Dietrich O, Herrmann K, Nikolaou K, Reiser MF, et al. (2009) Time-resolved 3D pulmonary perfusion MRI: comparison of different k-space acquisition strategies at 1.5 and 3 T. *Invest Radiol.* 44:525—531.
- 7 Bauman, G., Puderbach, M., Deimling, M., Jellus, V., Chefd'hotel, C., Dinkel, J., Hintze, C., Kauczor, H., und Schad, L. R. (2009) *Magn Reson Med* 62, 656—664.

Контактный адрес

Prof. Dr. med. Jürgen Biederer, MD
Department of Diagnostic Radiology
University Hospital Schleswig-Holstein,
Campus Kiel
Arnold-Heller-Street 3, Haus 23
24105 Kiel
Germany
Тел.: + 49 431-597-3153
juergen.biederer@rad.uni-kiel.de

Вершина комбинированной томографии

В течение нескольких месяцев в Мюнхене, Германия, проходит клинические испытания первая в мире полностью интегрированная система, сочетающая в себе методы ПЭТ и МРТ, — это система Biograph mMR компании «Сименс». Вторая такая система была установлена в Тюбингене, Германия. Редакция *Medical Solutions* обратилась к профессорам Маркусу Швайгеру и Клаусу Д. Клауссену с просьбой поделиться своим мнением о возможностях этой новой технологии.

Д-р Марина Ленцен-Шульте (Martina Lenzen-Schulte, MD)

Комбинированные системы относятся к числу наиболее интересных (и наиболее часто обсуждаемых) разработок в области радиологии и изотопной диагностики. Долгое время сочетание магнитно-резонансной (МРТ) и позитронно-эмиссионной томографии (ПЭТ) считали делом далекого будущего. Но теперь это уже не звучит какой-то фантастикой: мы находимся на пороге того дня, когда в больницах можно будет одновременно получать МР- и ПЭТ-изображения всего тела. Первая в мире полностью интегрированная система для МРТ-ПЭТ всего тела, Biograph™ mMR* уже используется в Центре ядерной медицины больницы Технического университета Мюнхена. Вторая такая система установлена в отделении диагностической и интервенционной радиологии в университетской клинике Тюбингена. Кроме того, новую систему скоро установят в университетских клиниках в Эссене и Лейпциге. Установка новых систем поддерживается также в рамках общего проекта Немецкого научно-исследовательского сообщества — это свидетельствует о значимости новой технологии также для научной сферы.

*Система Biograph mMR ожидает получения одобрения 510(k) от Управления по контролю за продуктами и лекарствами США (FDA) и подтверждения соответствия Директиве о медицинском оборудовании ЕС. Она предлагается к продаже не во всех странах.

Профессор Швайгер, вы уже имеете некоторый опыт работы с новой комбинированной системой в Мюнхене. Что вы, как врач, думаете о системе Biograph mMR?

ШВАЙГЕР: Рассказать можно многое, но давайте начнем с наиболее практически значимого — все пользователи этой системы могут сэкономить массу своего времени. Большой угол обзора и малое время сканирования позволяют проводить исследование примерно за 20 минут. Традиционное МР-исследование продолжается почти столько же времени, а большинство ПЭТ-исследований — даже дольше. Но в основном время экономится при подготовке к исследованию — длительность этого этапа обычно больше длительности самого исследования, и нам удалось сократить его вдвое. Есть преимущества и для пациентов: хотя бы то, что больницу им потребуется посетить один, а не два раза. В ближайшем будущем мы также надеемся задействовать только половину персонала, в том числе врачей, после того как они пройдут соответствующую подготовку в области радионуклидной диагностики и магнитно-резонансных методов. Другое явное преимущество — относительно небольшие размеры системы, даже несмотря на некоторые связанные с этим технологические трудности. Врачи, научные сотрудники, посещавшие клинику для ознакомления с системой, были от нее просто в восторге.

Пионеры в области комбинированной диагностики: Маркус Швайгер и Клаус Д. Клауссен (слева). Их отделения первыми установили полностью интегрированные системы для ПЭТ и МРТ всего тела





«Я очень надеюсь,
что вскоре мы сможем
увидеть патологию
в совершенно новом
свете».

Профессор Маркус Швайгер,
директор Центра ядерной медицины больницы
Технического университета Мюнхена, Германия

«Новая система
объединяет в себе два
самых современных
на сегодняшний
день метода лучевой
диагностики».

Профессор Клаус Д. Клауссен, директор отделения
радиологии университетской клиники Тюбингена,
Германия



Профессор Клауссен, в вашем отделении в Тюбингене вы уже опробовали возможности, предоставляемые этой комбинированной технологией, когда проводили предварительные исследования по разработке и тестированию интегрированной системы ПЭТ-МРТ, предназначенной для исследования области головы. Чего вы ожидаете в результате?

КЛАУССЕН: Повышения точности по сравнению с последовательным проведением МРТ и ПЭТ в отношении как диагностики, так и планирования лечения. Новая система объединяет в себе два наиболее современных на сегодняшний день метода лучевой диагностики. МРТ — очень эффективный метод, особенно для мягкотканых структур, головного мозга. Теперь, в сочетании с ПЭТ, мы сможем лучше обнаруживать недиагностируемые ранее мельчайшие метастазы. При опухоли головного мозга — менингиоме — нам удалось визуализировать распространение опухоли более точно, чем традиционными методами. Кроме того, мы можем более детально оценивать эффект лучевой терапии. Нейрохирурги в Тюбингене отметили несколько случаев, когда эта система позволила локализовать очаги поражения более точно, позволив избежать ложной диагностики. Кроме того, мы провели весьма многообещающие доклинические исследования с целью оценить

потенциальную агрессивность опухолей головного мозга. До сих пор мы могли оценить этот показатель, только получив биоптат ткани и исследовав его в лаборатории. Наши сотрудники, участвующие в этом процессе с самого начала, уже убедились, что молекулярная МРТ действительно возможна, теперь это положение должно быть доказано научно, надежными методами, в глубоких разносторонних исследованиях, в координации с другими учреждениями.

В каких областях вы надеетесь получить преимущества от использования новой системы?

ШВАЙГЕР: Основное внимание будем уделять диагностике и описанию опухолей. Из 115 пациентов, обследованных нами до сих пор, 88 страдали опухолями, 15 из них — раком предстательной железы. Как университетский медицинский центр, мы должны научно доказать преимущества нового метода по сравнению с традиционными. Этого также требует Немецкий фонд научных исследований, весьма щедро профинансировавший нашу работу. Молекулярная МРТ может оказаться исключительно полезной для диагностики опухолей. В большинстве случаев МРТ обеспечивает получение детальных изображений, локализованных методом радионуклидной диагностики опухолей. Кроме того, этот метод динамичный и позволяет проводить повторные обследования —

мы не ограничены только одним сканированием. В сочетании с ПЭТ этот метод также позволяет определять в опухолевой ткани метаболические показатели. Это качественный скачок в онкологической диагностике.

Как от этого выиграют пациенты?

КЛАУССЕН: Рассмотрим, например, рак предстательной железы — второй по распространенности вид злокачественных опухолей у пожилых мужчин. Стандартным методом уточнения диагноза при этом типе рака является биопсия. Но по опыту других исследований мы знаем, что когда образцы ткани в большей или меньшей степени получают вслепую и без учета клинических особенностей конкретного пациента, опухолевый материал примерно в 50 процентах случаев может находиться в других участках железы. Новая технология в подобных случаях позволит нам не только повысить точность биопсии мягких тканей; можно предположить, что одновременное проведение молекулярной МРТ обеспечит получение дополнительной информации для выработки рекомендаций по лечению и очень точного описания ткани злокачественной опухоли. Кроме того, оценивается поражение лимфатических узлов, что возможно только с помощью ПЭТ. Вся эта информация позволит лучше оценить агрессивность рака предстательной железы в каждом конкретном случае. Это позволит нам с большей уверенностью выбирать тактику лечения — рекомендовать оперативное лечение или придерживаться выжидательной тактики.

Как эта новая технология может повлиять на тематику современных медицинских исследований?

ШВАЙГЕР: Возьмем в качестве примера рак молочной железы. В обозримом будущем молекулярная МРТ будет играть важную роль в диагностике заболеваний молочной железы; причем не только в нашей клинике, которая всегда активно участвовала в исследованиях в этой области. Мы пытаемся с помощью ПЭТ на молекулярном уровне выявлять рецепторы факторов роста, играющие важную роль для выбора правильного лечения. Этот метод диагностики предусматривает сочетание данных *in vitro* и диагностику *in vivo* у пациентов. Я считаю, что в этом — будущее медицины. Кроме того, этот метод позволяет выявить ответ на лечение и изменения в течении заболевания. Это достижение станет еще одной вехой на пути к персонализированной медицине. Благодаря низкой лучевой нагрузке

Интервьюируемые

Профессор Клаус Д. Клауссен изучал медицину в университетах Эрлангена и Гейдельберга с 1966 по 1971 годы. Он практиковал в Гейдельберге и Берлине, после чего в 1988 году занял пост директора отделения радиологии в университетской больнице Тюбингена. С тех пор доктор Клауссен принял участие в большом количестве научно-технических разработок в области радиологии. Совсем недавно Совет ФРГ по науке и гуманитарным дисциплинам признал многолетние заслуги отделения в подготовительных работах в этой области, предоставив отделению финансирование для изучения комбинированных методов МРТ и ПЭТ. Помимо издательской и экспертной деятельности, доктор Клауссен занимает пост декана факультета в университете и активно участвует во внедрении стандартов качества клинических исследований.

Профессор Маркус Швайгер изучал медицину в Берлине и Фрайбурге с 1969 по 1972 год. Поработав некоторое время в Немецком кардиологическом центре в Мюнхене и в медицинской школе UCLA, он в 1993 году занял пост директора Центра ядерной медицины больницы Технического университета Мюнхена. Помимо многих других мероприятий, доктор Швайгер в течение многих лет служит деканом факультета Технического университета Мюнхена. Два года назад Немецкий фонд научных исследований начал поддерживать совместную научно-исследовательскую работу по вопросам использования лучевых методов диагностики при отборе, мониторинге и индивидуализации лечения рака; доктор Швайгер был выбран председателем созданной для этого группы.



Маркус Швайгер и Клаус Д. Клауссен поделились своими впечатлениями и первыми результатами работы с журналом *Medical Solutions* на форуме компании «Сименс» в Мюнхене

наблюдать за течением заболевания оказывается проще, чем с помощью, например, ПЭТ-КТ. Если одновременно с КТ провести ПЭТ, чтобы получить дополнительную информацию, в том числе даже о клеточном составе опухоли, можно будет охарактеризовать ее тканевые и метаболические свойства; тем самым открываются новые возможности для выделения совершенно новых категорий заболеваний. Я очень оптимистичен в отношении того, что в самое ближайшее время мы сможем изучать заболевания в совершенно новом свете.

Всякий раз при внедрении новых крупных диагностических инструментов заходит речь о расходах. Насколько они вас ограничивают?

КЛАУССЕН: Такие опасения часто основаны на ложных предположениях — расходы на крупные высокотехнологичные устройства составляют лишь около одного процента всех медицинских расходов клиники. Кроме того, легко упустить из виду, что они даже могут помочь сэкономить. Лечение многими современными химиотерапевтическими препаратами стоит несколько тысяч евро в год. Эти препараты сложны в производстве, дороги и плохо переносятся пациентом. Но использование МР-ПЭТ позволяет, например, четко показать, что определенный курс лечения будет неэффективен, поскольку организм данного пациента не будет отвечать на него, — таким образом можно значительно снизить расходы на лечение. С другой стороны, с помощью этих

данных значительно легче объяснить пациенту, почему ему не назначают определенные препараты; тем самым можно избежать необходимости бороться с побочными эффектами лечения. Кроме того, можно, как мы видим из зарубежного опыта, разрабатывать более гибкие решения. В Тюбингене мы подписали с некоторыми страховыми компаниями соглашение, позволяющее нам предоставлять услуги, которые в ином случае не были бы оплачены. Однако заставлять пациентов оплачивать часть диагностических расходов — стратегически неправильное решение. Высокотехнологичные методы диагностики ни в коем случае не должны считаться роскошью, недоступной для обычных пациентов.

Выводы

Задачи

- Объединение двух наиболее современных в настоящее время методов лучевой диагностики.
- Одновременный процесс сбора данных с абсолютной точностью локализации и высокой разрешающей способностью, позволяющий упростить работу и сэкономить время пациентов.
- Сканирование всего тела, а не только отдельных областей.
- Малые размеры системы и удобное управление, позволяющее применять комбинированную методику в обычной клинической практике.
- Более комплексное изучение заболеваний.

Решение

- Детекторы на основе лавинных фотодиодов для обеспечения наиболее высокой точности визуализации в магнитном поле.
- Однократное сканирование вместо двух исследований.
- Одновременное сканирование.
- Бескомпромиссно высокое качество визуализации при МРТ и ПЭТ.

Результат

- Эффективный рабочий процесс: уменьшение продолжительности исследования, времени подготовки, количества персонала.
- Впервые появившаяся возможность получать полностью синхронизированную подробную информацию об анатомических структурах и выявлять функциональные и молекулярные метаболические процессы в тканях.
- Возможность лучше изучить, в частности, нейродегенеративные заболевания нервной системы (такие как болезнь Альцгеймера), депрессию, патологические зависимости, а также онкологические и кардиологические заболевания.

Д-р Мартина Ленцен-Шульте, медицинский журналист, автор статей и докладчик на научных конференциях. Она активно публикуется в уважаемых медицинских журналах и популярных медицинских изданиях.

Дополнительная информация
www.siemens.com/Biograph-mMR



В начале 20 века на этой веранде отдыхали больные туберкулезом, долгие годы проводя в попытках вылечить от этого заболевания. Теперь она открыта для посетителей, например для Икбала Сюрве (Iqbal Surve), который может насладиться здесь чашечкой кофе — если, конечно, позволит погода.

Делай добро и добивайся успеха

Икбал Сюрве (Iqbal Surve) прилетел в Давос, Швейцария, из Южной Африки, где в тот момент было теплее на 45 градусов по Цельсию. Но этот известный южноафриканский бизнесмен и борец против апартеида быстро адаптировался к перемене погоды. И вскоре Сюрве, член консультативного совета компании «Сименс» по устойчивому развитию (Siemens Sustainability Advisory Board), уже начал играть в снежки. Ведь жизнь, в конце концов, прекрасна всегда!

Филипп Грэцел фон Грац (Philipp Grätzel von Grätz), MD

Где же еще, как не на Всемирном экономическом форуме в Давосе, стоит обсуждать вопросы устойчивого развития? И где, как не в гостинице «Шатцальп» (Schatzalp), можно обсудить, какие из элементов системы здравоохранения и политики в области здравоохранения стоит считать по-настоящему устойчивыми? Бывшая туберкулезная клиника, из которой открывается прекрасный вид на Ринерхорн, в 1924 году стала для Томаса Манна, лауреата Нобелевской премии, источником вдохновения при создании его наиболее знаменитого романа «Волшебная гора». После Второй мировой войны санаторий был закрыт. Но его здание сохранилось, и после того, как европейская пандемия туберкулеза была ликвидирована, в нем была открыта гостиница. Однако его тяжелое прошлое не забыто, и память о нем обыграны в интерьере гостиницы. Например, в баре можно заказать любимые сигары Томаса Манна; их подают в рентгеновских негатоскопах — массивных световых коробах, на которых прежде, в начале двадцатого века, пациентам показывали рентгенограммы органов грудной клетки. А на веранде, оформленной в стиле модерн, эти пациенты буквально годами просто отдыхали в шезлонгах и получали воздушные ванны; теперь здесь постояльцам гостиницы подают кофе. Однако сегодня на веранде было прохладно, минус десять градусов по Цельсию, поэтому Икбал Сюрве предпочел проводить беседу в помещении. И вместо обсуждения мира заболеваний, подобного замкнутому миру героев «Волшебной горы», Сюрве предпочел беседовать о будущем, в котором здоровье отдельного человека будет гармонизировать с широким распространением образа жизни, основанного на ценностях устойчивого развития.

В романе «Волшебная гора» описана история молодого человека, сбежавшего в свою болезнь от трагически меняющегося мира. Сегодня мир опять изменяется.

Какую роль в глобальных дискуссиях об устойчивом развитии играет здравоохранение, и играет ли оно вообще в этом процессе какую-либо роль?

СЮРВЕ: Для начала, обратите внимание в каком необычном месте мы находимся. Тот факт, что мы находимся в бывшей туберкулезной клинике, это довольно интересно, потому что история борьбы с туберкулезом может дать яркий пример для понимания связи медицины с устойчивым развитием. В Европе туберкулез свирепствовал в начале периода индустриализации. В настоящее время данное заболевание широко распространено в развивающихся странах, и практически не встречается в большинстве регионов Западной Европы. Индустриализация, помимо других гуманитарных изменений, позволила значительно улучшить элементарные санитарно-гигиенические условия жизни. Это стало главным фактором, позволившим ликвидировать туберкулез в Европе, и было, несомненно, решением, ориентированным на проблемы устойчивого развития. Устаревшая практика свозить сюда больных туберкулезом, напротив, была не слишком разумной идеей с точки зрения устойчивого развития; если не считать, конечно, значение этого факта для литературы. Отвечая на ваш вопрос, следует заметить, что здравоохранение, конечно, не относится к центральным вопросам устойчивого развития; обсуждения в этой области в основном сосредоточены на вопросах энергетики и климата.

«Понятие здоровья имеет комплексный характер, и поэтому оно всегда будет связано с задачами устойчивого развития».

Икбал Сюрве (Iqbal Survé), д. м. н.,
председатель инвестиционно-
холдинговой компании Sekunjalo
Investment Holdings, Кейптаун,
Южная Африка

Но, поскольку здоровье человека зависит от многих факторов, в том числе и таких как питьевая вода или чистый воздух, мы не можем его игнорировать. Понятие здоровья имеет системный характер, и, поскольку оно системное, для него всегда важны вопросы устойчивого развития.

Как бы вы объяснили концепцию устойчивого развития простому школьнику?

СЮРВЕ: Мне нравится самое простое определение: сохранение будущего для наших детей. Как только вы начинаете задумываться о том, какая жизнь в будущем ожидает ваших детей, вам сразу же приходится включаться в обсуждение наиболее острых проблем устойчивого развития. Мышление, ориентированное на ценности устойчивого развития, подразумевает активное создание условий

для будущей жизни, причем без ущерба для ценностей общества, культурных традиций, окружающей среды.

До того как стать крупным бизнесменом и экспертом по устойчивому развитию, вы работали врачом. Как связаны эти два мира? Какую роль сыграла тема устойчивого развития в вашей карьере?

СЮРВЕ: Их объединяют общие ценности. Чем бы я ни занимался, я всегда пытался создать лучшее будущее; можно сказать, что моей работой было стремление к счастью. Работая врачом, я одновременно был также политическим активистом — ведь жить приходилось в условиях апартеида. В тот период мне хотелось устранить несправедливость, преодолеть бедность, улучшить жизнь в Южной Африке, обеспечить ей более стабильное будущее. Когда в 1994 году отменили апартеид, правительство Манделы осознало, что для формирования новой Южной Африки требуются не только политические, но и экономические преобразования. Их проведение затруднялось тем, что во время апартеида чернокожие в крупный бизнес не попадали. Поэтому Мандела заявил нам: нужно, чтобы некоторые из вас отказались от вашей профессиональной карьеры и занялись бизнесом. Вот так я и стал крупным бизнесменом. Самым главным вопросом было: в каком направлении развиваться? С самого начала я разрабатывал свой бизнес с точки зрения борьбы с бедностью, создания новых рабочих мест, возвращения людям чувства собственного достоинства, и в итоге стал председателем компании, финансирующей бизнес-проекты в сфере устойчивого развития.

Вы упомянули основные вопросы устойчивого развития. Какие из основных ценностей традиционного здравоохранения, по вашему мнению, должны быть сохранены в системе здравоохранения, ориентированной на задачи будущего?

СЮРВЕ: Я всегда считал, что основная задача качественной системы здравоохранения — не просто спасение жизни людей или их лечение, а обеспечение более высокого качества их жизни, чтобы в итоге люди стали счастливыми. Мы ведь живем именно для того, чтобы стать счастливыми! Нам очень повезло, что сегодня уже существуют технологии, обеспечивающие значительно более высокое качество жизни для большого количества людей, и мы должны использовать их, чтобы такое качество жизни стало доступно всем. С другой стороны,



Икбал Сюрве (Iqbal Surve), MD, один из ведущих мировых экспертов в области устойчивого развития. В этом качестве он входит в число десяти членов Консультативного совета компании «Сименс» по устойчивому развитию, созданного в 2009 году с целью способствовать сохранению за компанией «Сименс» лидирующих мировых позиций в области обеспечения промышленных технологий, отвечающих задачам устойчивого развития. Вначале Сюрве работал врачом в Южной Африке, но затем, после свержения режима апартеида, решил стать предпринимателем. Он является председателем инвестиционно-холдинговой компании Sekunjalo Group, в основном занимающейся предоставлением финансовых услуг и поддержкой устойчивых бизнес-проектов, и работающей преимущественно в странах Африки южнее Сахары. Доктор Сюрве также входит в состав ряда престижных Советов, таких как Программа Его Королевского Высочества принца Уэльского по бизнесу и окружающей среде, и был одним из учредителей Глобальной инициативы Клинтон (бывшего президента США Билла Клинтона), в которой он вошел в состав Консультативного совета по вопросам управления.

ясно, что действительно здравоохранение, ориентированное на ценности устойчивого развития, должно быть значительно более эффективным, чем сейчас. Большую помощь в достижении этой цели могут оказать современные технологии. Например, внедрение более энергоэффективных медицинских технологий поможет больницам высвободить дополнительные средства, которые они смогут потратить на благо людей. Также экономически эффективным будет внедрение в процессы оказания медицинской помощи цифровых технологий. И это решение одновременно будет и экологичным, поскольку позволит сэкономить бумагу и деревья, а также дополнительно защитить окружающую среду. Такие компании, как «Сименс», имеющие множество достижений в областях здравоохранения и экологических технологий, находятся в авангарде этого процесса. И они должны двигаться вперед. Это будет полезно и отдельным людям,

и системе здравоохранения, и бизнесу. Мне нравится выражение: «Делай добро, и в то же время — добивайся успеха». Это мой основной совет компаниям, работающим в области здравоохранения.

Но переход к подобным технологиям в здравоохранении вначале обходится довольно дорого, не так ли? Как справиться с этой проблемой, особенно в странах с низким доходом?

СЮРВЕ: Я не думаю, что на самом деле у нас есть выбор. Экономист Джозеф Стиглиц (Joseph Stiglitz) заметил, что, рассуждая о «зеленой» экономике, обычно любят подчеркивать, что это слишком дорогое удовольствие; например, в отношении использования солнечной или ветровой энергии. Но такой способ мышления изначально неправильный. Да, сегодня это стоит дороже. Но в конечном счете развивающаяся — я предпочитаю термин «быстрорастущая» — экономика получит от этих тех-

нологий значительные преимущества, как с энергетической точки зрения, так и в отношении системы здравоохранения.

Теоретически это безусловно верно, но как оно реализуется на практике?

СЮРВЕ: Могу привести хороший пример. Одним из наследий режима апартеида в Южной Африке стала система здравоохранения, разработанная «только для белых». Поэтому одной из основных задач нового правительства стала необходимость внедрения эффективной системы здравоохранения, позволяющей обслужить вместо 6 миллионов человек — 35 миллионов, причем было необходимо внедрить эту систему очень быстро. Мы израсходовали на это очень много денег, но добиться желаемого результата не получалось. Поэтому мы обратились к опыту стран Европы и увидели, что в крупных европейских больницах практически все рабочие процессы реализованы с помощью ИТ-технологий, и это позволяет повысить эффективность работы. Затем мы обратились к региональному правительству с предложением потратить миллиард рэндов и оборудовать крупную специализированную больницу в Кейптауне современной ИТ-инфраструктурой. Это было сделано. На сегодня эта больница работает по более или менее безбумажной технологии, и данные в цифровом виде пересылаются не только внутри самой больницы, но и между поликлиниками и районными больницами. Поэтому можно утверждать, что эта больница работает в тысячу раз эффективней любой другой в Южной Африке.

А следуют ли этому примеру другие регионы?

СЮРВЕ: Сейчас мы занимаемся внедрением аналогичного решения в провинции Гаутенг. Также мы ведем переговоры и в других провинциях. Но нам приходится убеждать каждого министра в каждом региональном правительстве. Это нелегкий труд.

Не кажется ли вам более эффективным, если бы компании разработали для разных стран различные продукты с разным уровнем цен? Или достаточно просто продавать имеющиеся продукты достаточно дешево?

СЮРВЕ: Могу выдвинуть альтернативное предложение: давайте попробуем разработать наиболее эффективные технологии для каждого потребителя, а также сделать их более доступными. Такой подход будет более эффективным также и с точки

зрения бизнеса, поскольку такую технологию можно продавать в значительно более широкой целевой группе.

Также не следует забывать, что экономический атлас мира изменился навсегда. И единственное, что при недавнем кризисе предотвратило мировую экономику от полного краха — это тот факт, что Китай и Индия по-прежнему продолжают покупать.

Если бы не это, рыночной экономике просто настал бы конец. В области телекоммуникаций, как известно, возможны довольно быстрые технологические скачки; их удалось совершить в ряде стран Африки, в Китае, Индии и Бразилии. Это открывает большие возможности для крупных западных компаний. Что я хотел бы сказать: в отношении формирования устойчивого будущего в сфере здравоохранения страны с быстрорастущей экономикой на сегодня имеют прекрасную возможность занять передовые позиции. Если эту возможность удастся реализовать, бизнес окажется эффективным. Это будет выгодно также и в экологическом смысле. И это полезно для человечества в целом.

В «Волшебной горе» психоаналитик доктор Кроковский жалуется на здоровье, и говорит: «Мне еще ни разу не приходилось встречать вполне здорового человека». Спустя 30 лет после написания этих строк ВОЗ приняла чрезвычайно широкое определение понятия «здоровье», определив здоровье как состояние полного физического, умственного и социального благополучия.

Не следует ли для формирования здравоохранения, ориентированного на устойчивое развитие, принять другое, менее амбициозное определение понятия «здоровье»?

СЮРВЕ: Нам нужна новая концепция здоровья, но вовсе не нужна менее амбициозная. Система здравоохранения в долгосрочной перспективе может быть устойчивой, только если в ней серьезное внимание будет уделено вопросам профилактики. А это подразумевает наличие широкой концепции здоровья. Но не обязательно уделять все внимание только врачам и медицинским учреждениям. Опять же, повторю: все эти вопросы — системные. Конечная цель жизни — счастье. Чтобы быть счастливым, нужно, в частности, быть здоровым. А чтобы быть здоровым, нужны не только эффективная система здравоохранения, обеспечивающая всем людям высококачественную медицинскую помощь, но также и качественная питьевая вода, здоровая социальная среда, чистый воздух. И все эти вопросы относятся к устойчивому развитию. Это важно для будущих поколений, их здоровья, и их счастья.

Филипп Грэцел фон Грац (Philipp Grätzel von Grätz) — врач и писатель-фрилансер, проживающий в Берлине, Германия. Он занимается вопросами биомедицины, медицинской техники, медицинских технологий, политики в области здравоохранения.

Дополнительная информация
www.siemens.com/sustainability



Санаторий был преобразован в гостиницу «Шатцальп» (Schatzalp; www.schatzalp.ch), образец восхитительной архитектуры и мебели стиля модерн. В этой вдохновляющей обстановке проходило обсуждение вопросов экологичного здравоохранения.

Инновации в области стентирования в Китае

Первая больница Университета г. Чжэнчжоу, в состав которой входит центр интервенционной терапии, в скором времени станет одной из крупнейших больниц в Китае. Годовая пропускная способность центра составляет около 3200 процедур, поэтому ему требуются надежные и точные технологии визуализации.

Первая больница Университета г. Чжэнчжоу в Китае была построена в 1928 году. После более 80 лет своего развития она стала крупнейшей больницей провинции Хэнань. Недавно коечный фонд больницы увеличился до 4000 коек, и в настоящее время строятся еще два новых здания. После того как строительные работы будут закончены, планируется увеличить общее количество мест в больнице до 8000 коек, что сделает ее одной из крупнейших больниц в Китае.

Одним из ключевых отделений больницы является отделение интервенционной радиологии. В нем работает 25 врачей, а постоянная нагрузка составляет 180 коек. Отделение выполняет различные виды интервенционных процедур, включая нейрорадиологические процедуры и интервенционные процедуры на периферических сосудах. Но основная его специализация — интервенционное лечение поражений дыхательных путей и пищевода. Профессор Хан, заведующий отделением, специализируется именно в таких процедурах. Он также изобрел ряд стентов для дыхательных путей и пищевода и получил патент на пулевидный стент для свища остаточного сегмента бронха и на Y-образный стент для поражений кила и сложных поражений левого и правого главных бронхов (см. изображение слева). Все они были разработаны группой профессора Хана.

В августе 2009 года в отделении была установлена система Artis zeego — многоосевая система, основанная на роботизированной технологии компании «Сименс». С помощью этой передовой технологии в течение первого года после установки системы были выполнены 3200 процедур. Высокое качество изображений и современные приложения, такие как *syngo DynaCT*, *syngo iPilot* и *syngo iGuide*, помогают усовершенствовать работу и обеспечивают высокую пропускную способность отделения.





Профессор Хан и его сотрудники рядом с рентгеновской системой Artis zeego, очень удачно вошедшей в повседневную работу отделения интервенционной радиологии

В следующем клиническом примере показано, как в повседневной работе отделения используются стенты. Семилетний мальчик был направлен в отделение интервенционной радиологии по поводу тяжелой одышки.

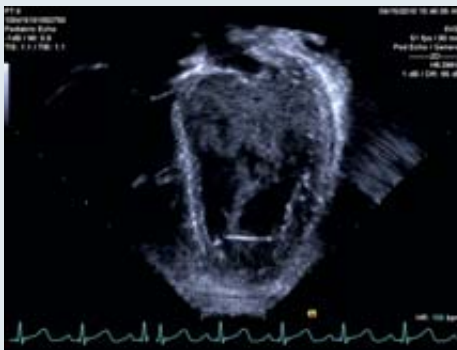
Профессор Хан стентировал дыхательные пути, благодаря чему удалось существенно улучшить состояние мальчика.

Контактный адрес
hui.ye@siemens.com
janina.beilner@siemens.com

Технология когерентной визуализации IN Focus



Без использования IN Focus



При использовании IN Focus

С помощью технологии когерентной визуализации IN Focus, реализованной в ультразвуковой системе ACUSON SC2000™, пользователи смогут получать хорошо сфокусированное изображение даже при большом поле обзора. При традиционном УЗИ пользователю требуется заранее определить глубину анатомического образования, которое должно находиться в фокусе. В результате разрешение объектов на других глубинах снижается, что приводит

к менее надежной диагностике во всех остальных участках изображения, кроме узкой области фокусировки. При использовании технологии IN Focus для получения резкого и четкого изображения не требуется регулировать положение зоны фокусировки. Технология IN Focus обеспечивает динамическое фокусирование по всей глубине поля зрения в реальном времени, позволяя получать более детализированное и контрастное изображение сердца независимо

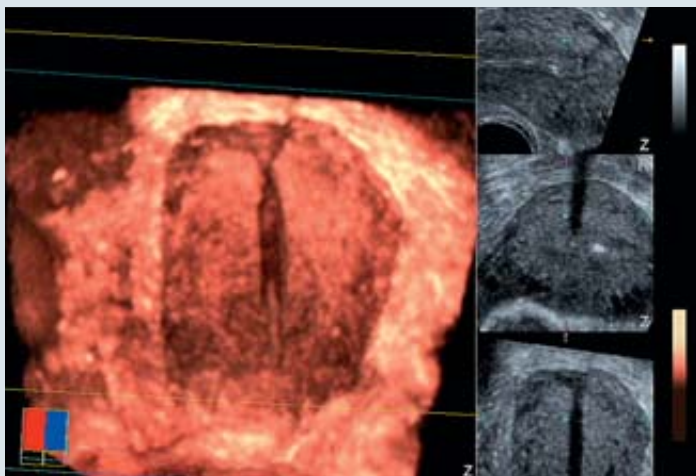
от глубины визуализации. Поскольку изображение в каждой точке оказывается в фокусе, врачи извлекают из него больше информации, чем при использовании традиционной ручной регулировки фокусных зон, что повышает достоверность диагностики. Технология IN Focus даже позволяет визуализировать движение клеток крови в потоке внутри камер сердца. Она повышает однородность изображения на всех глубинах, от верхушки сердца к основанию, значительно сокращая разницу в четкости, возникающую при перемещении зоны фокусировки, и устраняет необходимость сдвигать ее в ходе исследования. Технология IN Focus позволяет осмотреть сердце лучше, чем когда-либо прежде. Благодаря сочетанию широкого угла обзора и непрерывной фокусировки во всем исследуемом объеме врачи могут быстро оценить структуру и функцию сердца в режиме реального времени, что позволяет им не сомневаться, что какие-либо изменения остались невыявленными.

Увидеть больше: амниоскопическая визуализация

Недавно описанное клиническое наблюдение* иллюстрирует эффективность виртуальной амниоскопической визуализации с помощью 3D-изображений и позволяет оценить потенциал этого метода. У 32-летней женщины подозрение на частичную перфорацию матки удалось точно диагностировать по патологическим изменениям, выявленным при 3D-визуализации матки, но не замеченным при двумерном ультразвуковом исследовании.

Пациентка жаловалась на сильные боли, развившиеся через несколько часов после установки внутриматочной спирали (ВМС) с левоноргестрелом. Она была направлена на ультразвуковое исследование в В-режиме, которое не позволило установить диагноз, поскольку полученные данные были недостаточно информативны. Амниоскопическая визуализация с помощью ультразвуковой системы

ACUSON S2000™, обеспечивающая более высокое разрешение благодаря направляемому пользователем источнику света, позволила врачу получить информацию о точном расположении ВМС и диагностировать частичную перфорацию матки. Метод 3D-ультразвукового исследования с использованием виртуальной амниоскопической визуализации становится методом выбора для выявления ВМС и определения ее расположения. Метод также может быть полезен врачам при поиске повреждений матки за счет четкой визуализации области отека, миометрия или транссудата внутри полости матки. Трехмерное ультразвуковое исследование обеспечивает более четкую, по сравнению с обычным двумерным УЗИ, визуализацию позиции ВМС. Амниоскопическая визуализация может оказаться особенно ценным методом при подозрении на частичную перфорацию и при слабо выраженных проявлениях поражения окружающих структур при кровоизлиянии и локализованном отеке стенки матки.



Дифференциация локализованного отека миометрия в области дна матки и транссудата в полость матки, позволяющая выявить в матке патологические изменения вследствие неправильной установки ВМС с левоноргестрелом

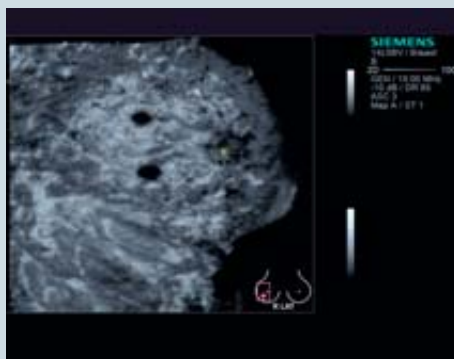
*Объемное ультразвуковое исследование с использованием амниоскопической визуализации для выявления частичной перфорации матки при установленной внутриматочной спирали. Дария Штра, диагностический центр «Страк», Домжале, Словения; Ксения Герзак, Медицинский центр университета Любляны, Словения.

Дополнительная информация

www.siemens.com/ultrasoundlibrary

Клиническая значимость автоматизированного объемного ультразвукового исследования молочной железы

Ультразвуковому методу исследования молочной железы традиционно отводят дополнительную роль, в основном ориентируясь на пальпаторное выявление узлов в молочной железе и рентгеновскую маммографию. Это обусловлено в том числе нехваткой опытных специалистов, способных проводить сложное ультразвуковое исследование железы, а также большими затратами времени на сканирование всей молочной железы.



Крупное изображение латеральной части правой молочной железы во фронтальной проекции. Выявляются две небольшие доброкачественные кисты

Новый метод получения и анализа ультразвуковых изображений способен изменить эту ситуацию. Система Acuson S2000™ ABVS компании «Сименс» — это первая в мире многофункциональная ультразвуковая система для автоматизированного объемного маммологического исследования, позволяющая получить полное изображение молочной железы для проведения его комплексного анализа и диагностики. Менее чем за десять минут эта система формирует объемные изображения, позволяющие провести эффективный и комплексный анализ 3D-данных и легко, в полуавтоматическом режиме, составить протокол исследования.

Разработанная с применением акустических технологий нового поколения, система ACUSON S2000 ABVS позволяет получить высококачественные изображения, на которых можно детально рассмотреть структуру железы и реконструировать фронтальную анатомическую проекцию органа. С помощью обычных методов ультразвукового исследования этого достичь невозможно. Кроме того, система поддерживает режим ручной визуализации для контроля проведения

биопсии, режим цветового доплеровского картирования, а также последние версии программного обеспечения, в том числе приложения eSie Touch™ для эластографии и пользовательские тканевые режимы.

Врачи Медицинского центра университета им. Св. Радбуда г. Неймеген и больницы им. Иеронима Босха, Нидерланды, собираются продолжить клиническое исследование применения системы ACUSON S2000 ABVS*. Полностью исследование предполагается провести в течение примерно двух лет; в результате должны быть получены окончательные результаты относительно потенциальной роли метода автоматизированного объемного сканирования в ранней диагностике рака молочной железы.

*Автоматизированное объемное сканирование молочной железы: ультразвуковое 3D-исследование молочной железы. Розель Мус, Медицинский центр университета г. Неймегена, Нидерланды, Матье Руттен, больница им. Иеронима Босха, Хертогенбосх, Нидерланды.

Дополнительная информация
www.siemens.com/ultrasoundlibrary

Консолидация экстракции нуклеиновых кислот



Благодаря новой технологии система пробоподготовки VERSANT® kPCR Sample Prep консолидирует процессы экстракции ДНК и РНК, что позволяет лабораториям повысить производительность труда, эффективность работы, качество выделения и очистки нуклеиновых кислот из различных клинических образцов с помощью единой настольной платформы. Система подготовки образцов Versant kPCR Sample Prep представляет собой единую платформу, позволяющую работать с различными рабочими нагрузками и типами образцов и выделять 96 образцов за один сеанс продолжительностью менее 3 часов. Получаемые после экстракции препараты нуклеиновых кислот совместимы с различными молекулярными приложениями, включая секвенирование, ПЦР и ПЦР в реальном времени, гибридизацию с зондами.

ДНК и РНК можно экстрагировать одновременно, что позволяет повысить эффективность работы. Образцы различной природы, включая плазму, сыворотку, мочу, засохшую кровь, каловые массы, грудное молоко могут быть загружены в прибор непосредственно в первичных пробирках. Особенности и технология системы пробоподготовки VERSANT kPCR Sample Prep не только помогают повысить эффективность работы лаборатории и производительность труда, но и предоставляют лаборантам инструмент для более эффективного удовлетворения рабочих потребностей при молекулярном тестировании.

Визуализация объемного распределения крови в отдельных органах



Отделение неврологии университетской больницы г. Эрлангена в Германии недавно первым среди неврологических больниц в Европе внедрило систему Artis zeego®, позволяющую визуализировать объемное распределение крови по всему головному мозгу*. Система включает в себя расширенные диагностические и терапевтические приложения, которые применяются непосредственно в ангиографическом кабинете и особенно эффективны при инсульте

и сосудистых заболеваниях. Более четкие методы визуализации, новые физиологические данные, постоянный прогресс методов катетеризации и разработка новых микроимплантатов, устанавливаемых через бедренные сосуды, позволяют в настоящее время проводить лечение сосудистых заболеваний более эффективно и менее инвазивно. К таким сосудистым заболеваниям относятся, в частности, аневризмы, а также стеноз сонной артерии и сосудов голов-

ного мозга. Методы визуализации также помогают нейрохирургам планировать лечение и мониторировать проведение хирургических вмешательств. Например, 3D-система Artis zeego позволяет визуализировать патологические изменения в мелких сосудах головного мозга. с помощью этой системы можно проводить лечение малоинвазивными методами и избегать проведения полномасштабной операции. Уникальный дизайн системы включает в себя C-образный штатив, оборудованный высокоэффективным роботом-манипулятором, позволяющим перемещаться вокруг тела пациента на 360°. «Это позволяет медицинскому персоналу проводить щадящие вмешательства более точно; кроме того, вмешательства становятся безопаснее», — объясняет профессор Арнд Дерфлер, заведующий отделением нейрорадиологии университетской больницы Эрлангена.

*Объем кровоснабжения, выраженный в миллилитрах крови на литр объема органа (объем крови в паренхиме). В некоторых странах это изделие, по разным причинам, может отсутствовать в продаже. Сведения о данном изделии представлены для планирования решений. Данное изделие ожидает сертификации 510(k) и еще не поступило в продажу в США.

В самое сердце

Благодаря новому приложению *syngo*® Aortic ValveGuide* транскатетерную имплантацию аортального клапана теперь можно выполнять с большей уверенностью. Приложение предназначено для облегчения работы и упрощения малоинвазивной имплантации

сердечного клапана. Новое программное обеспечение также позволяет автоматически реконструировать 3D-изображения корня аорты по данным КТ-подобных срезов, получаемых на ангиографических системах компании «Сименс». Программное обеспече-

ние автоматически накладывает результат 3D-реконструкции на двумерное рентгеноскопическое изображение, тем самым позволяя врачу контролировать проведение клапана в реальном времени на основе трехмерных данных к месту имплантации. С помощью анатомических ориентиров на 3D-изображении аорты рассчитываются точные ортогональные проекции ее корня. Чтобы еще больше упростить эти сложные процессы, для C-дуги можно задать нужные углы рентгеноскопии. В 2010 году на ежегодном заседании Европейской ассоциации по кардиоторакальной хирургии (EACTS) в Женеве, Швейцария, приложение *syngo* Aortic Valve Guide получило престижную премию технической коллегии за свою инновационность.

*Предварительные сведения об изделии. Данное изделие находится в стадии разработки и не предлагается к продаже в США. Гарантировать доступность этого изделия в будущем нельзя.



Высокоэффективные изображения в кардиоангиографии

Ангиографическое оборудование используется для диагностики и лечения все большего количества кардиологических заболеваний. Основой такого оборудования служит точная и универсальная ангиографическая система, позволяющая быстро и надежно решать сложные диагностические задачи. В больнице района Швабинг г. Мюнхена, Германия, систему Artis zee, формирующую изображения высокого разрешения и обладающую инновационными алгоритмами пост-процессинга, используют при диагностических затруднениях и считают инструментом выбора при инновационных малоинвазивных вмешательствах.

Матиас Маных (Matthias Manych)

День 14 января 2011 года эта женщина сегодня уже может считать счастливым. В этот день она была госпитализирована в отделение неотложной помощи. Все, что было известно профессору Штефану Заку, главному врачу клиники кардиологии, пульмонологии и интенсивной соматической терапии больницы района Швабинг, и его коллегам из анамнеза — что женщина немного старше шестидесяти жалуется на ощущение давления в груди при физической нагрузке, отмечаемое в течение приблизительно года и постепенно усиливающееся. Причина этих жалоб оставалась неясной. Было запланировано интервенционное исследование сердца. В момент, когда катетер достиг устья правой коронарной артерии, доктор Зак и его коллега Йохен Менне были полностью поглощены изучением изображения, в реальном времени отображаемого на мониторах системы Artis Zee®. С одной стороны, контраст в этот момент продолжает поступать в жизненно важные коронарные сосуды, а с другой, дальше продвинуть катетер по сосуду больше не удастся. При стандартных проекциях причину этого затруднения выявить невозможно. Однако теперь кардиолог может выбрать специальный 90-градусный режим визуализации и рассмотреть патологическое образование; у этой женщины оно напоминает узкий мостик — это область тяжелого сужения, при котором требуется немедленное лечение.

Для врача — а в конечном счете, и для пациента — новый ангиографический аппарат обеспечивает ряд преимуществ. Благодаря высококонтрастным изображениям и минимальному уровню шума становится легче распознавать основные сосудистые структуры. Также облегчается визуализация особенно мелких инструментов, таких как проводники и специальные катетеры размером менее одного миллиметра. Благодаря возможности свободно выбирать углы рентгеновской визуализации опытный специалист может обнаружить, в частности, редко встречающиеся, но прогностически весьма неблагоприятные поражения — в данном случае это был стеноз. Перед началом имплантации стента, которую в данном случае необходимо провести экстренно, доктор Зак использует еще одну важную дополнительную функцию этой высокотехнологичной системы: полную интеграцию различных технологий — сейчас он использует внутрисосудистое ультразвуковое исследование (IVUS). Врач может запустить проведение внутрисосудистого УЗИ непосредственно на сенсорном экране операционного стола системы Artis Zee, после чего просмотреть его результат на мониторах, не прерывая рентгеновского исследования. Эта функция помогает врачу детально оценить область сужения и измерить ее размеры, что позволяет, помимо прочего, выбрать наиболее подходящий стент. Затем, во время имплантации стента, основное внимание врач вновь уделяет чрезвы-

чайно подробным изображениям анатомической структуры, на которую проводится воздействие, и самого стента. В этом сложном для ангиографиста участке сейчас требуется установить крошечный проводниковый катетер, чтобы расширить просвет аорты в нескольких миллиметрах от устья правой коронарной артерии и предотвратить его соскальзывание. После этого устанавливается стент, что позволяет полностью устранить опасный стеноз. «Пациентке очень повезло, что мы увидели стеноз именно сейчас, — говорит доктор Зак, завершив процедуру. — Она бы не пережила его закупорку».

Ускорение рабочего процесса, повышение рентабельности

Кардиолог и его коллеги работали с системой Artis Zee с августа 2010 года. Полученные за это время отличные результаты подтвердили полезность системы. Также сотрудники оценили, насколько благодаря системе упрощается работа, причем не только проведение самой по себе ангиографии. Профессор Зак приводит такой пример: «Мы можем вставить ключевые изображения прямо в отчет о проведении катетеризации. Можно сразу же указать, какие были использованы катетер и бал-

Профессор Штефан Зак возглавляет клинику кардиологии, пульмонологии и интенсивной соматической терапии в больнице района Швабинг.



Высокое качество визуализации в любых ситуациях

лон, поэтому после проведения процедуры протокол оказывается готов очень быстро». В целом, эта передовая рентгеновская система значительно улучшает рабочий процесс и сокращает время проведения всей процедуры. Профессор Зак работает с рентгеновскими аппаратами 22 года, и с позиции своего опыта может очень точно оценивать изменения в рабочем процессе. Кроме того, эта современная система визуализации позволяет больше не запускать две или три дополнительных единицы оборудования для приложений, имеющих важное значение, но до последнего времени не интегрированных в ангиографические кабинеты; благодаря этому больше не требуется тратить время на установку и удаление этого оборудования. А если, на фоне всех уже реализованных мероприятий по экономии, весь процесс и до, и после самой процедуры ангиографии организован хорошо, систему оказывается можно использовать значительно более интенсивно. В результате новая рентгеновская система уже позволила значительно увеличить пропускную способность отделения доктора Зака. Но при этом также сохраняется значительный потенциал для дальнейшего роста: два ангиографических кабинета больницы района Швабинг обслуживают около 1600 пациентов в год.

Больница приняла решение выбрать систему Artis Zee, поскольку в рентген-операционной требовалось получать изображения высочайшего качества. Операционная устроена по принципу гибридной операционной, а это означает, что она также соответствует хирургическим стандартам, и поэтому пространство в ней было ограниченным. Единственно возможным вариантом было установить аппарат с напольным C-образным штативом, обеспечивающим оптимальный диапазон движения вокруг пациента. В то же время больнице также необходимо еженедельно принимать по 10—15 пациентов с острым инфарктом, которые могут поступать в любое время суток. Профессор Зак описывает эту задачу с яркими подробностями: «Оказывая неотложную помощь, мы устанавливаем пациенту на грудную клетку устройство LUCAS, используемое для автоматической механической реанимации, и после этого у нас уже не остается места для размещения большого детектора рентгеновского излучения». Поскольку система Artis zee обеспечивает отличное качество изображения даже с плоским детектором размером всего 20 на 20 сантиметров, выбор в этом случае оказался несложным. При этом также появилась возможность обслуживать пациентов

с ожирением, которые из всех пациентов ангиографического кабинета составляют до 30 процентов. Возможность обеспечить таким пациентам оптимальные варианты диагностики и проведения вмешательств становится важным фактором также и с экономической точки зрения. Для ангиографического кабинета ожирение и значительный кальциноз сосудов относятся к особенно сложным проблемам. Хотя значительные отложения жировой ткани могут размывать контуры сосудов или тонких проводников в основном в менее мощных рентгеновских системах, кальциноз представляет для врачей значительную проблему во всех случаях. «При выраженном кальцинозе становится трудно оценить остаточный объем и осмотреть ткани за областью кальциноза», — объясняет доктор Зак. Чтобы решить эту задачу, система Artis zee позволяет врачу с помощью внутрисосудистого УЗИ, как уже упоминалось выше, по своему усмотрению корректировать угол обзора, а использование очень мощной рентгеновской трубки обеспечивает получение высококачественных изображений даже в наиболее сложных условиях проведения исследования.

Высокое разрешение и низкие дозы облучения

Важнейшим дополнением к механическим и физическим преимуществам системы оказываются использованные в ней математические процессы. Под названием CLEAR скрывается ряд приложений, улучшающих результаты рентгеновского сканирования. Например, алгоритмы фильтрации позволяют дополнительно уменьшить на изображениях шум и компенсировать ошибки, вызванные движением. Заведующий кардиологическим отделением больницы района Швабинг также впечатлен качеством визуализации сосудистых контуров. Как и системы для внутрисосудистого УЗИ, система Artis zee позволяет измерить размер коронарных сосудов, например с помощью количественного коронарного анализа (QCA). «Вопрос в том, насколько точно система выполняет этот анализ. В данном случае система обеспечивает результаты, отлично сочетающиеся с результатами проведения внутрисосудистого УЗИ. Это еще один фактор, обеспечивающий превосходное определение контуров по краю сосудов», — сообщает доктор Зак. Другой пакет

Для кардиологических вмешательств система должна обеспечивать превосходное качество изображения и быть удобной в обращении



«Мы можем вставить ключевые изображения прямо в отчет о проведении катетеризации».

Профессор Штефан Зак, главный врач.
Клиника кардиологии, пульмонологии
и интенсивной соматической терапии.

Больница района Швабинг г. Мюнхена, Германия



программ, под названием CARE, позволяет сохранять качество изображений даже при низких дозах рентгеновского облучения. Например, дозу облучения можно уменьшить благодаря меньшему количеству рентгеновских импульсов. Эта опция запрограммирована в системе Artis zee, и отлично соответствует потребностям больницы в Мюнхене. В подходящих случаях, например при обследовании достаточно стройных пациентов, врачи могут с помощью сенсорного экрана запустить дополнительные программы для использования низких доз облучения.

Инструмент для новых проектов

Как показывает опыт доктора Зака, система Artis zee содержит три основных элемента, значительно повышающих качество работы ангиографического кабинета: во-первых, превосходное качество изображения; во-вторых, простые, точные и регулируемые средства управления аппаратом и столом для проведения исследования; в-третьих, параметры конфигурации, отвечающие индивидуальным потребностям врачей. Благодаря всем этим свойствам систему Artis zee можно считать наиболее современным инструментом для проведения хирургических вмешательств, к которым в больнице района Швабинг относятся не только реконструкция митрального клапана и замена аортального клапана, но и 3D-визуализация сосудов шеи с использованием технологии syngo® DynaCT.

Эта функция, которая позволяет реконструировать в системе Artis zee КТ-подобное изображение, вскоре будет использована в совершенно новом проекте, предназначенном

для длительной терапии тяжелой хронической обструктивной болезни легких (ХОБЛ) с помощью минимально инвазивного вмешательства.

Руководитель клиники не сомневается, что новая рентгеновская система — это шаг в будущее, и считает компанию «Сименс» очень перспективным партнером. Особенно важным он считает совместное дальнейшее развитие существующих и новых интервенционных методов. В отношении, например, реконструкции митрального клапана инженеры компании «Сименс» хотели бы узнать потребности рентгенологов при визуализации с помощью системы Artis zee, чтобы совместно с врачами научиться удовлетворять эти потребности. Профессор Зак ожидает увидеть очень эффективные разработки, особенно в области проведения вмешательств. Безусловно, также активизируется междисциплинарное сотрудничество в области сосудистой и сердечной хирургии. Он уверен, что в будущем визуализация будет становиться все более важной отраслью медицины: «Основная цель будет заключаться во все большем повышении качества изображений и в снижении дозы рентгеновского облучения».

Матиас Маных, биолог, независимый научный журналист и редактор, специализирующийся в области медицины. Наряду с другими темами, он регулярно пишет о методах визуализации.

Выводы

Задачи

- Оптимальное качество изображений и технологическая гибкость для ангиографического кабинета.
- Индивидуально настраиваемая система.
- Возможность интегрировать важные дополнительные приложения.
- Потребность решать новые клинические задачи.

Решение

- Плоские детекторы различных размеров.
- Более мощная рентгеновская трубка, программные пакеты для оптимизации изображений, низкодозовые приложения.
- Удобство в работе, превосходная технологическая гибкость.
- Полная интеграция ряда функций, например внутрисосудистого УЗИ.
- 3D-реконструкция с помощью технологии DynaCT.
- Тесное сотрудничество для внедрения медицинских и технических инноваций.

Результат

- Совершенная рентгеновская система с С-образным штативом, позволяющая работать даже при ограниченном пространстве помещений.
- Надежность диагностики и лечения даже в редко встречающихся и сложных клинических ситуациях.
- Усовершенствование рабочих процессов по всей цепочке процесса визуализации.
- Увеличение количества исследований, повышение рентабельности.
- Разработка современных вмешательств, запуск новых проектов, определение будущих потребностей в отношении визуализации.

Дополнительная информация
www.siemens.com/Artis-zee

Интервенционные вмешательства при врожденных пороках сердца с использованием приложения *syngo iPilot*

Уже примерно год в отделении детской кардиологии университетской клиники Эрлангена в Германии для лечения детей с врожденными пороками сердца используют одну из самых современных в Европе ангиографических систем. По сравнению с предыдущими аппаратами, новая система Artis zee оснащена приложением *syngo DynaCT Cardiac* с низкодозовыми протоколами для 3D-визуализации в ангиографическом кабинете.

Д-р Мартин Глэклер (Martin Glöckler)

«В последние годы малоинвазивные чрескожные вмешательства по поводу врожденных пороков сердца проводят все чаще. Расширенные возможности визуализации с меньшей дозой облучения с терапевтической точки зрения очень важны. Но особенно перспективны обеспечиваемые приложением *syngo DynaCT* новые возможности 3D-визуализации, позволяющие нам проводить сложные процедуры с большей эффективностью», — говорит профессор Дитрих, заведующий отделением детской кардиологии в университете Эрлангена. С помощью пакета *syngo DynaCT Cardiac* можно получать 3D-изображения сердца и крупных сосудов методом ротационной ангиографии в течение 5 секунд, у пациента непосредственно на столе в рентгенооперационной. Изображения автоматически реконструируются и выводятся на мониторе рабочей станции в рентгенооперационной в виде набора КТ-подобных данных. Соответствующие структуры сегментируются из этого набора данных, а на итоговое изображение с использованием приложения *syngo iPilot* накладываются реальные рентгеноскопические данные. «Наложение 3D-структуры на рентгеноскопическое изображение позволяет сократить продолжительность процедуры и снизить количество контрастного вещества. Для наших маленьких пациентов это означает, что лечение происходит мягче и более эффективно», — объясняет профессор Дитрих.

Дополнительная информация для принятия правильного решения

Основное преимущество приложения *syngo DynaCT Cardiac* — возможность получать 3D-изображения непосредственно в ангиографическом кабинете. Для ребенка это означает, что процедура будет всего одна, без дополнительных КТ- или МРТ-сканирований. Введение контрастного вещества непосредственно в интересующую нас область позволяет с помощью приложения *syngo DynaCT Cardiac* получать высококонтрастные ангиографические изображения. Д-р Мартин Глэклер, заместитель директора по медицинским вопросам, использовал приложение *syngo DynaCT Cardiac* более чем в 80 случаях (составивших 23 процента от общего числа процедур в течение года, причем в 40 случаях из них проводили вмешательства с катетеризацией). Кроме того, во всех этих случаях он также использовал приложение *syngo iPilot* для наложения на рентгеноскопическую картину 3D-изображений. Полученные результаты он считает исключительно положительными, и объясняет это следующим: «3D-реконструкция и наложение на рентгеноскопическую картину облегчает изучение сложных анатомических взаимоотношений. Мы можем начать процедуру, выбрав правильный угол наклона С-дуги, идеальный катетер или имплантируемый материал, а также легко ориентироваться в областях сложных сосудистых переходов и находить идеальное положение для имплантации стентов, окклюдеров, спиралей и клапанов».

Лучшие возможности для лечения

Для использования приложения *syngo DynaCT Cardiac* требуется некоторый опыт. В университете Эрлангена протоколы исследований были оптимизированы так, чтобы обеспечить визуализацию легочной артерии до дистальных периферических ветвей, сочленения ветвей полой вены и легочных сосудов, легочных вен, аорты и коронарных артерий. В аксиальной проекции можно получить значительно больше информации, чем при обычной двумерной ангиографии. «Наложение 3D-структур на рентгеноскопическое изображение позволяет сократить продолжительность процедуры и снизить количество контрастного вещества. Для наших маленьких пациентов это означает, что лечение происходит мягче и более эффективно». Профессор Свен Дитрих, заведующий отделением детской кардиологии, Университет г. Эрланген, Германия. Перед началом процедуры профессор Дитрих проверяет положение катетера на мониторе. Рассмотрим клинический случай атрезии легочной артерии с дефектом межжелудочковой перегородки у девятилетнего мальчика. После объединения канала легочного ствола в проекции с головного конца выявляется стеноз правой ветви легочной артерии. Стеноз отмечен стрелкой (рис. 1). При визуализации аорты или коронарных артерий качество изображений может оказаться несколько ниже, вследствие артефактов движения, времени получения изображения (5 секунд) и быстрого оттока контрастного вещества (рис. 2).

Но хороших результатов можно добиться, блокируя у новорожденных аорту с помощью баллонного катетера или используя высокочастотную кардиостимуляцию у детей школьного возраста.

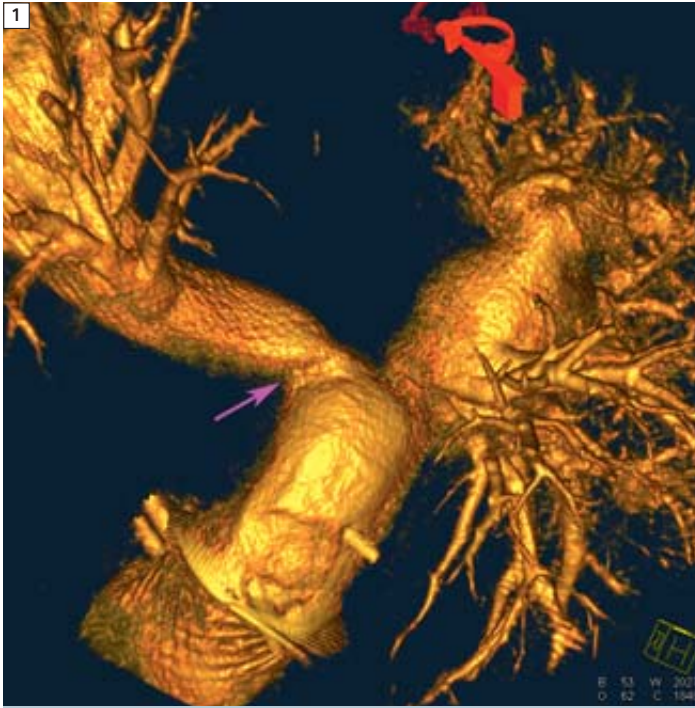
Таким образом удается достаточно хорошо визуализировать даже коронарные артерии и аортальный клапан (рис. 2).

«Наложение 3D-структур на рентгеноскопическое изображение позволяет сократить продолжительность процедуры и снизить количество контрастного вещества. Для наших маленьких пациентов это означает, что лечение происходит мягче и более эффективно».

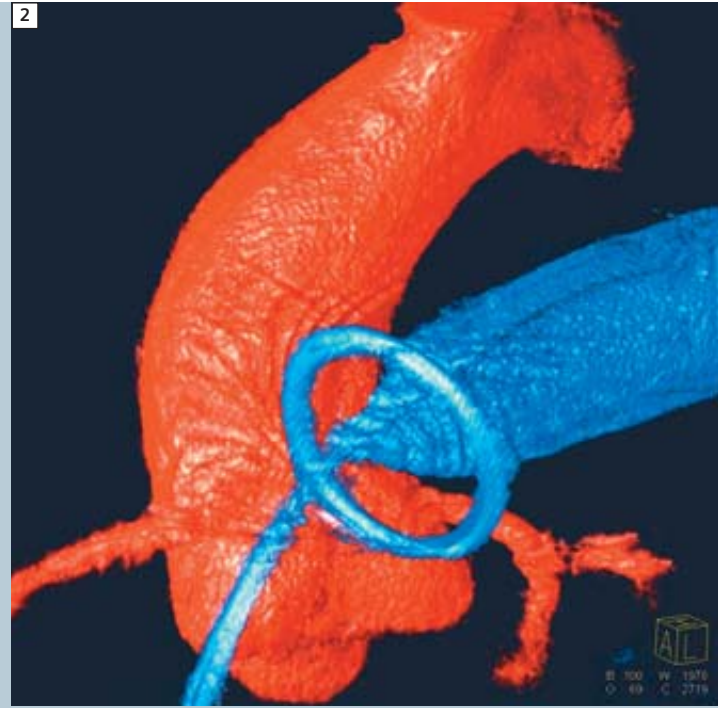
Профессор Свен Дитрих, заведующий отделением детской кардиологии, Университет г. Эрланген, Германия



Перед началом процедуры профессор Дитрих проверяет положение катетера на мониторе.



1 Легочная артерия на всем протяжении; стеноз правой ветви легочной артерии, выявляемый в проекции с головного конца. Стеноз отмечен стрелкой



2 Визуализация при транскатетерной имплантации клапана у 16-летнего мальчика, страдающего тетрадой Фалло. Баллон раздут контрастным веществом и введен в старый канал легочной артерии для его измерения. Одновременно контрастное вещество вводят в корень аорты для визуализации коронарных артерий и определения их пространственного отношения к новому клапану

Важное значение приложения *syngo iPilot*

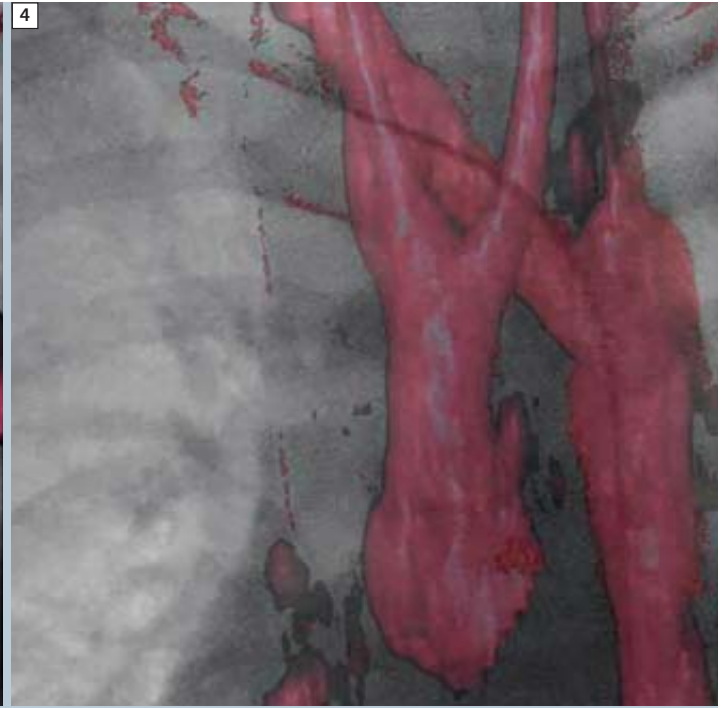
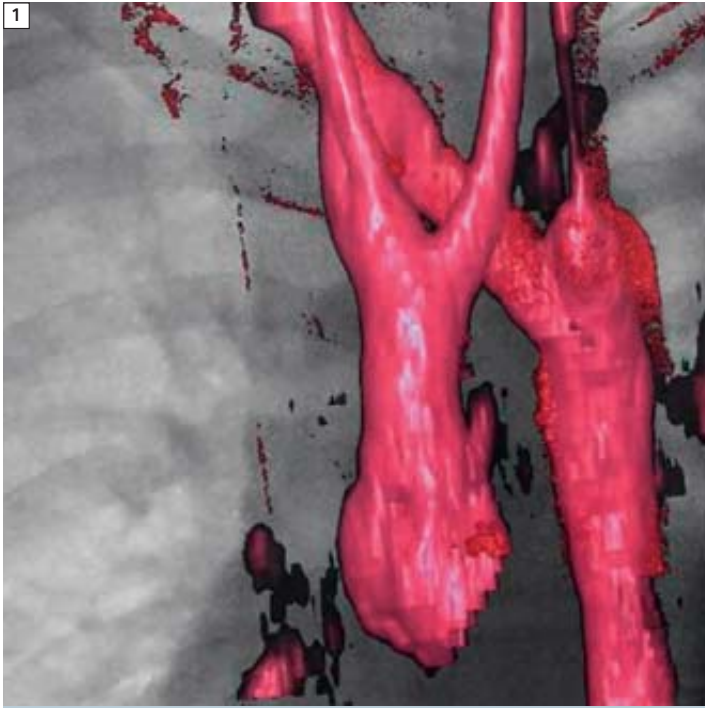
Еще одно преимущество приложения *syngo DynaCT Cardiac* — возможность накладывать на рентгеноскопическую картину 3D-изображение с использованием приложения *syngo iPilot*. Формируемое таким образом трехмерное изображение синхронизировано с движением С-дуги. С помощью этого метода можно легко найти идеальный угол расположения С-дуги, позволяющий точно визуализировать, например, пересечения сосудов, которых трудно достичь катетером или проводником. Можно выявить идеальное положение имплантата для спирали, окклюдера, стента или клапана и особенно их пространственное отношение к окружающим ключевым анатомическим структурам. Например, при имплантации клапана легочной артерии можно определить пространственное положение коронарных артерий (рис. 2). «Мы считаем, что возможность наложения 3D-изображения оказалась очень полезна в 60% всех наших клинических наблюдений». Кроме того, появилась возможность использовать изображения, полученные при предыдущих обследованиях (МРТ, МСКТ).



Доктор Глётлер подготавливает сегментацию на рабочей станции

Совмещение изображений на рентгеновской системе можно проводить в низкодозовом режиме приложения *syngo DynaCT Cardiac* без использования контрастного вещества.

В результате МР-изображение крупной области тела, например аорты на всем протяжении, можно наложить на рентгеноскопическую картину (рис. 3 и 4) и использовать их для 3D-картирования.



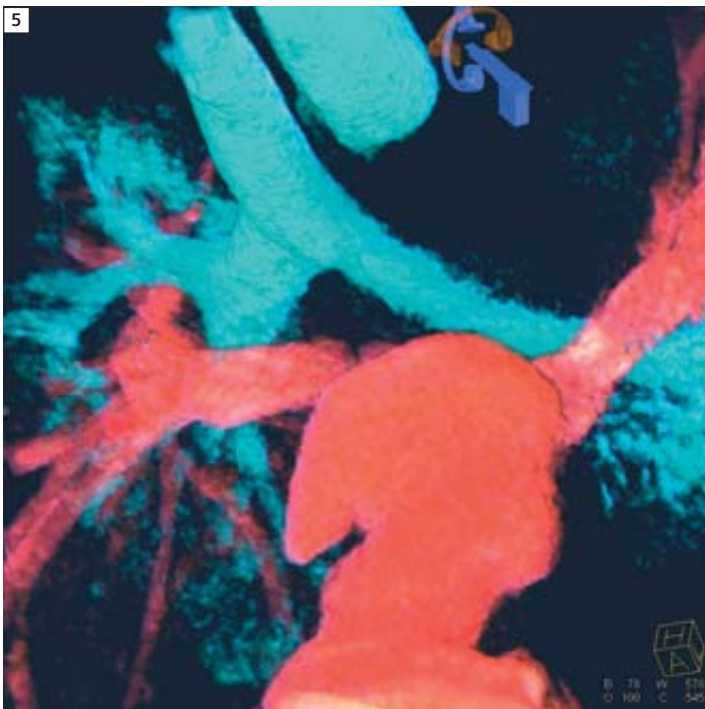
3 и 4 Стентирование дуги аорты; 3D MR-изображение интегрировано в рентгеноскопическую картину; постоянно отображаются позиции области стеноза, сосудистых переходов и стента. 3D-изображение соответствует положению С-дуги штатива

Выгодное вложение

«После года работы с этим новым методом обработки изображений мы обнаружили, что применение приложения *syngo DynaCT Cardiac* при катетеризации пациентов с врожденными пороками сердца открывает новые возможности

для предоперационной диагностики и проведения интервенционных вмешательств. Визуализация пространственных отношений с определенными окружающими структурами, например коронарными артериями, трахеей

и бронхами, оказывается очень важной, как и возможность просматривать 3D-модель в проекции, так сказать, «хирургического обзора», или возможность рассмотрения 3D-модели под любым углом. Применение специализированных протоколов позволяет получить информативные изображения примерно в 90% случаев», — говорит д-р Глэклер. Использование приложения *syngo DynaCT Cardiac* с наложением на рентгеноскопическое изображение перспективно при сложных вмешательствах. Таким же образом можно использовать 3D-ангиографические изображения, полученные другими методами визуализации, такими как МРТ или МСКТ, с помощью слияния изображений (рис. 5). Профессор Дитрих поясняет: «Это не только возможность получить непосредственно КТ-подобные изображения во время вмешательства, но и устранение необходимости куда-либо перевозить пациентов в критической ситуации, например при развитии осложнений, скажем, кровотечения, поскольку визуализацию можно провести прямо в ангиографическом кабинете».



5 Визуализированы пространственные соотношения между бронхами и бронхиальными артериями у 9-месячной девочки, страдающей атрезией легочной артерии и дефектом межжелудочковой перегородки, со стентированием ветвей легочной артерии

Контактный адрес
dirk.sunderbrink@siemens.com

**Международная штаб-квартира
компании «Сименс»**
Siemens AG
Wittelsbacherplatz 2
80333 Munich
Germany

**Международная штаб-квартира
Сектора здравоохранения
компании «Сименс»**
Siemens AG
Healthcare Sector
Henkestrasse 127
91052 Erlangen
Germany
Тел.: 49 9131 84-0
www.siemens.com/healthcare

www.siemens.com/healthcare-magazine
www.healthcare.siemens.com

Ввиду определенных региональных ограничений на права продажи и доступность услуг мы не можем гарантировать, что все продукты, указанные в данной брошюре, будут доступны через подразделения продаж «Сименс» по всему миру. В некоторых странах продукты могут быть недоступны, а упаковка для разных стран может различаться и изменяться без уведомления. Некоторые/все функции и продукты, описанные в брошюре, могут быть недоступны в США.

Информация, приведенная в этом документе, содержит общее техническое описание спецификаций и опций, а также стандартных и дополнительных возможностей, которые не всегда могут иметься в каждом конкретном случае.

«Сименс» оставляет за собой право изменять описанные здесь конструкцию, упаковку, спецификации и опции без предварительного уведомления.

Свяжитесь с местным представителем «Сименс» по продажам, чтобы получить самую актуальную информацию.

Примечание. Все технические показатели, содержащиеся в этом документе, могут колебаться в допустимых пределах. Оригиналы изображений могут утратить некоторые детали при воспроизведении.

Контактная информация в России и Средней Азии

Россия

ООО «Сименс», Сектор Здравоохранения
Адрес: Москва, 115184,
ул. Большая Татарская, 9
Тел.: +7 495 737 12 00/11 28/15 48
Факс: +7 495 737 13 20
Эл. почта: info.healthcare.ru@siemens.com
www.healthcare.siemens.ru

Казахстан

ТОО «Сименс»,
Сектор Здравоохранения
Адрес: Алматы, 050059,
пр. Достык, 117/6
Тел.: +7 727 244 99 29/99 87
Факс: +7 727 244 97 48
Эл. почта: healthcare.kz@siemens.com
<http://w3.siemens.kz>