

Оптимизация протокола магнитно-резонансной томографии всего тела для стадирования лимфомы Ходжкина

А.И. Михайлов, аспирант;

В.О. Панов, к. м. н., доцент кафедры лучевой диагностики, лучевой терапии и медицинской физики;

И.Е. Тюрин, д. м. н., профессор, заведующий кафедрой лучевой диагностики, лучевой терапии и медицинской физики

ГБОУ ДПО «Российская медицинская академия последипломного образования»

Министерства здравоохранения РФ,

ул. Баррикадная, 2/1, Москва, 123995, Российская Федерация

Optimization of a whole-body magnetic resonance imaging protocol for Hodgkin lymphoma staging

A.I. Mikhaylov, Postgraduate;

V.O. Panov, MD, PhD, Associate Professor of Department of Radiation Diagnosis, Radiotherapy and Medical Physics;

I.E. Tyurin, MD, PhD, DSc, Professor, Head of Department of Radiation Diagnosis, Radiotherapy and Medical Physics

Russian Medical Academy of Postgraduate Education,
Ministry of Health of the RF,
ul. Barrikadnaya, 2/1, Moscow, 123995, Russian Federation

Цель исследования – оптимизация протокола проведения магнитно-резонансной томографии всего тела (МРТ-ВТ), включающего диффузионно-взвешенные изображения (DWI), для использования в диагностическом комплексе при лимфоме Ходжкина (ЛХ).

Материал и методы. Обработка протокола МРТ-ВТ, адаптированного для стадирования и мониторинга ЛХ, проходила на 1.5 Т и 3.0 Т МР-томографах. В исследование были включены 128 пациентов с ЛХ, верифицированной на основании результатов комплексного клинико-лабораторного и инструментального обследований, включая компьютерную томографию (КТ), позитронную эмиссионную томографию (ПЭТ), ПЭТ/КТ, сцинтиграфию и рентгенографию костей скелета, ультразвуковое исследование, лабораторные анализы и данные биопсии, а также 27 здоровых лиц. Диагностическая ценность созданного протокола была определена путем сравнения с «золотым стандартом» диагностики лимфомы Ходжкина – позитронной эмиссионной томографией с ^{18}F -фтордезоксиглюкозой у 63 пациентов с ЛХ.

Результаты. МРТ всего тела показала высокую чувствительность – 99,2% (ДИ 97,6–100%) и специфичность – 99,6% (ДИ 99,05–100%) в определении очагов поражения при ЛХ.

Заключение. Высокая чувствительность и специфичность МРТ-ВТ, сопоставимые с таковыми ПЭТ, позволяют предложить этот метод для оценки первичной распространенности опухолевого процесса при ЛХ. Разработанный протокол МРТ-ВТ без контрастного усиления для 1,5 Т и 3,0 Т томографов дает возможность получать в рамках одного исследования анатомические (T2-ВИ) и функциональные (DWI с оценкой измеряемого коэффициента диффузии) МР-изображения нодальных и экстранодальных поражений при ЛХ без увеличения временных затрат, модернизации оборудования и программного обеспечения. Применение предложенного протокола повышает качество лучевой диагностики ЛХ при одновременном снижении лучевой нагрузки на пациента.

Objective: to optimize a whole-body magnetic resonance imaging (WBMRI) protocol including diffusion-weighted imaging (DWI) used as a diagnostic complex for Hodgkin lymphoma (HL).

Material and methods. The WBMRI protocol adapted for HL staging and monitoring was tried out on 1.5 T and 3.0 T MRI scanners. The investigation included 128 patients with HL verified by complex clinical, laboratory, and instrumental studies (including computed tomography (CT), positron emission tomography (PET), PET/CT, scintigraphy and radiology of the skeleton, ultrasonography, laboratory tests, and biopsy) and 27 healthy individuals. The diagnostic value of the elaborated protocol was determined comparing with that of ^{18}F -fluorodeoxyglucose PET, the gold standard for diagnosing HL in 63 patients with this condition.

Results. WBMRI showed high sensitivity (99.2%) (97.6–100% confidence interval (CI)) and specificity (99.6%) (99.05–100% CI) in determining the foci of lesion in HL.

Conclusion. The high sensitivity and specificity of WBMRI, which are similar to those of PET, may suggest that this method should be used to estimate the extent of the primary tumor in HL. Within one study, the proposed non-contrast-enhanced WBMRI protocol for 1.5 T and 3.0 T MRI scanners can yield anatomic (T2-WI) and functional (DWI estimating the measured diffusion coefficient) MR images of nodal and extra-nodal lesions in HL, without increasing time and modernizing equipment and software. The proposed protocol improves the quality of HL radiodiagnosis, by concurrently reducing a patient's radiation exposure.

Ключевые слова:

лимфома Ходжкина, магнитно-резонансная томография всего тела, позитронная эмиссионная томография, диффузия

Index terms:

Hodgkin lymphoma, magnetic resonance imaging, positron emission tomography, whole-body magnetic resonance imaging, diffusion

Введение

Лимфома Ходжкина (ЛХ) – это В-клеточная лимфома, характерным признаком которой является наличие гигантских клеток Рид – Березовского – Штернберга [1, 2]. ЛХ представляет собой серьезную медико-социальную проблему в связи с высокой распространенностью (в структуре заболеваемости злокачественными лимфомами ЛХ занимает 30%) и экономическим ущербом, обусловленным преимущественным поражением и смертностью лиц трудоспособного возраста [3]. По данным Национального института рака (США), финансовые расходы на лечение больных с ЛХ в 2012 г. превысили 12 млрд долларов, что сопоставимо с затратами при раке легкого [4].

Заболеваемость ЛХ в Российской Федерации составляет 2,1 случая на 100 тыс. населения в год (3164 впервые диагностированных больных ежегодно) [5]. Смертность достигает 0,77 случая на 100 тыс. населения в год. Заболевание возникает в любом возрасте, но преимущественно в 16–35 лет, в этой возрастной группе в Российской Федерации преобладают женщины [2]. Начиная с 2012 г. благодаря значительным успехам в лечении ЛХ ежегодно смертность от этого заболевания сокращается на 2,3%, а 5-летняя выживаемость достигла 85,3% [6].

Одним из главных факторов благоприятного прогноза у больных с ЛХ является инициация лечения на ранних стадиях болезни, тогда как позднее начало терапии снижает шансы на выздоровление в 2 раза [7]. Не менее важным условием благоприятного исхода является точное стадирование патологического процесса, лежащее в основе определения прогностических групп, в соответствии с которыми планируется вся лечебная тактика [8]. Стадирование ЛХ базируется на результатах лучевого обследования, включающего оценку распространенности лимфопатозного процесса по количеству

и локализации пораженных групп лимфатических узлов (ЛУ) и экстранодулярных поражений [9]. Определение эффективности лечебных мероприятий также основывается на данных лучевой диагностики и должно проводиться в процессе полихимиотерапии (ПХТ), после ее окончания и по завершении всей программы лечения. Общепринятый комплекс методов лучевой диагностики при ЛХ включает компьютерную томографию (КТ) с введением рентгеноконтрастных средств, позитронную эмиссионную томографию (ПЭТ или совмещенную ПЭТ/КТ), ультразвуковое исследование (УЗИ), рентгенографию и сцинтиграфию костей скелета. Магнитно-резонансная томография (МРТ) предлагается как уточняющий метод при наличии определенных показаний (например, поражение центральной нервной системы) [2, 10].

В настоящее время наиболее информативным методом лучевой диагностики ЛХ признана ПЭТ [11]. Однако в связи с высокой стоимостью и низкой доступностью ПЭТ не включена в стандартные протоколы в качестве обязательного метода наблюдения ЛХ. В рамках протоколов клинических исследований изучается возможность использования результатов промежуточной ПЭТ для разделения больных с ЛХ по прогнозу с целью выбора оптимальной лечебной программы – укороченной, стандартной или интенсифицированной [12]. В связи с тем что ПЭТ, проведенная после завершения курса ПХТ, позволяет обнаружить персистенцию опухолевой ткани, обсуждается вопрос об обязательном применении метода для подтверждения полноты ремиссии ЛХ [13]. Однако выполнение ПЭТ для динамического наблюдения за больными с ЛХ не рекомендуется [2]. Таким образом, вопрос о применении ПЭТ в диагностике и мониторинге ЛХ до настоящего времени остается открытым.

В сложившейся ситуации наиболее часто используемым в

клинической практике методом наблюдения ЛХ остается КТ, несмотря на ее низкую информативность для стадирования патологического процесса по сравнению с ПЭТ [8, 9]. Высокая лучевая нагрузка и необходимость введения рентгеноконтрастных препаратов при многократно повторяющихся в динамике исследованиях делает КТ небезопасной для мониторинга ЛХ. Совмещенная ПЭТ/КТ превосходит по диагностической эффективности изолированные ПЭТ и КТ, но объединяет в себе недостатки обоих методов и взаимно потенцирует их нежелательные влияния [14]. Все перечисленное требует поиска более доступного, безопасного и высокоэффективного метода лучевой диагностики ЛХ, которым может стать адаптированная для этих целей МРТ всего тела (МРТ-ВТ). Основные требования, предъявляемые к МРТ-ВТ для обеспечения корректного стадирования ЛХ, заключаются в максимальном покрытии всех областей тела пациента с достаточной разрешающей способностью и относительной контрастностью мягких тканей, при минимальной продолжительности и максимальной безопасности процедуры.

Цель нашего исследования – оптимизация протокола проведения магнитно-резонансной томографии всего тела для использования в диагностическом комплексе при лимфоме Ходжкина.

Материал и методы

Отработка протокола МРТ-ВТ, адаптированного для стадирования и мониторинга ЛХ, проходила на МР-томографах Magnetom Espree 1.5 T и Magnetom Skyra 3.0 T (Siemens, Германия).

В исследование были включены 128 пациентов с ЛХ, верифицированной на основании результатов комплексного клинко-лабораторного и инструментального обследования (включая КТ, ПЭТ, ПЭТ/КТ, сцинтиграфию и рентгенографию костей скелета, УЗИ, лабораторные анализы

и данные биопсии), и 27 здоровых лиц.

Статистическую обработку данных проводили с использованием программы электронных таблиц (Microsoft Office Excel 2007 с пакетом «Анализ данных»). Для описания и визуализации изучаемых признаков и в качестве критериев значимости применяли 95%-е доверительные интервалы (ДИ) с использованием биномиального распределения и z-статистики. Диагностическую ценность метода определяли с помощью расчетов чувствительности и специфичности.

Результаты и обсуждение

Основополагающим принципом создания любого протокола МРТ является получение оптимального баланса разрешения, относительного контраста изображения, отношения сигнал/шум (SNR) и времени исследования [15, 16]. Указанные параметры визуализации тесно связаны между собой: высокое разрешение позволяет выявлять более мелкие детали, но, как правило, снижает SNR и/или увеличивает продолжительность исследования [16–18]. В то же время определенный минимум величины SNR требуется для того, чтобы выделить интересующий сигнал из общего шума [16–18]. Необходимость достижения достаточно-

го относительного контраста тканей также устанавливает ряд требований к соотношению времени TR и TE, что увеличивает длительность исследования [16–18]. С другой стороны, время исследования должно быть минимальным, поскольку, во-первых, МРТ является дорогостоящим методом, во-вторых, продолжительная процедура некомфортна для пациента, что влечет за собой нежелательные движения и, как следствие, двигательные артефакты [15]. Влияние основных параметров МР-последовательностей на время сбора данных, разрешение и SNR отражено в таблице 1 [16–18]. Развитие технологий параллельной визуализации [19, 20], применение методов компенсации двигательных артефактов [21] и методов сжатия [22] позволяют дополнительно влиять на взаимоотношение основных параметров построения изображения на этапе сбора данных, а методики «сверхразрешающей МРТ» – на этапе постобработки полученных результатов [23].

В процессе исследования использовали подвижный стол (с автоматическим пошаговым смещением до 205 см) и технологию Total Imaging Matrix (Tim), которая позволяет объединять элементы поверхностных катушек, покрывающих все тело пациента, и радиочастотной систе-

мы с независимыми каналами для создания единой матрицы визуализации. В результате в выбранной области исследования из отдельных элементов формируется виртуальная катушка, соответствующая данной зоне, которая обеспечивает возможность получения однородного сигнала без искажений на протяжении 32 см – для Magnetom Espree 1.5 T и 37 см – для Magnetom Skyra 3.0 T по направлению туннеля магнита.

В зависимости от роста пациента количество шагов смещения стола колебалось от 5 до 8. Центрацию стола проводили на уровне подбородка с помощью лазерной метки. При переходе к последующим областям сканирования лазерный центратор не применялся, поскольку положение тела пациента относительно катушек не менялось. Сочетанное использование всего спектра многоканальных поверхностных радиочастотных катушек (головная, шейная, 2 или 3 нательные мягкие катушки, ангиографическая катушка для нижних конечностей, встроенная в стол спинальная катушка) дало возможность исключить смену катушек при обследовании всего тела, избежать необходимости репозиционирования пациента и тем самым существенно сократить продолжительность обследования без потери качества изображений. Едино-

Таблица 1

Влияние различных параметров последовательностей на время сбора данных, разрешение и отношение сигнал/шум при МРТ

Параметр	Характер изменений	Время сбора данных	Разрешение	Отношение сигнал/шум (SNR)
Матрица	↑	↑	↑	↓
Поле обзора (FOV)	↑	–	↓	↑
Толщина среза	↑	–	↓	↑
Ширина полосы сбора данных	↑	↓*	–	↑
Количество усреднений	↑	↑	–	↑
Фазовая передискретизация	↑	↑	–	↑
FOV по направлению фазового кодирования	↓	↓	–	↓
iPAT-фактор (фактор ускорения параллельного сбора данных)	↑	↓	–	↓
Фактор частичного преобразования Фурье	↑	↓	–	↓

* Влияет только на минимальное время TR.

↑ усиление параметра; ↓ ослабление параметра; полужирным выделены отрицательные влияния.

временное применение нескольких поверхностных матричных катушек с системой параллельного сканирования позволило получить лучшее SNR за более короткий промежуток по сравнению с использованием встроенной приемно-передающей катушки. Преимущество, которое дает использование ангиографической катушки для нижних конечностей (PA Matrix Coil) вместо универсальной катушки (Body Matrix Coil), заключается в том, что нижние конечности по отдельности покрываются элементами катушки, что обеспечивает получение изображений, свободных от артефактов наложения.

Для ускорения процесса сбора данных с минимальными потерями SNR применяли технологию параллельной визуализации – iPAT (Integrated parallel acquisition technique). iPAT – интегральный метод параллельного сбора данных, включающий два способа формирования изображения: mSENSE (modified sensitivity encoding) – путем совмещения канальных изображений, а также GRAPPA (Generalized Autocalibrating Partially Parallel Acquisition) – путем совмещения линий k-пространства каждого канала. В предлагаемом протоколе использовался метод GRAPPA, поскольку он приводит к меньшему количеству артефактов искажения и химического сдвига при эхопланарных импульсных последовательностях и в тканях с большим количеством разделов сред (например, грудная клетка, брюшная полость) [24].

Топограмму (локалайзер) получали от последовательно просканированных 5–8 областей, в зависимости от роста пациента, в двух взаимно перпендикулярных плоскостях (фронтальная и сагиттальная), с последующей автоматической реконструкцией изображения всего тела. Исключение из топограммы аксиальной проекции, не столь значимой при позиционировании срезов основных последовательностей, позво-

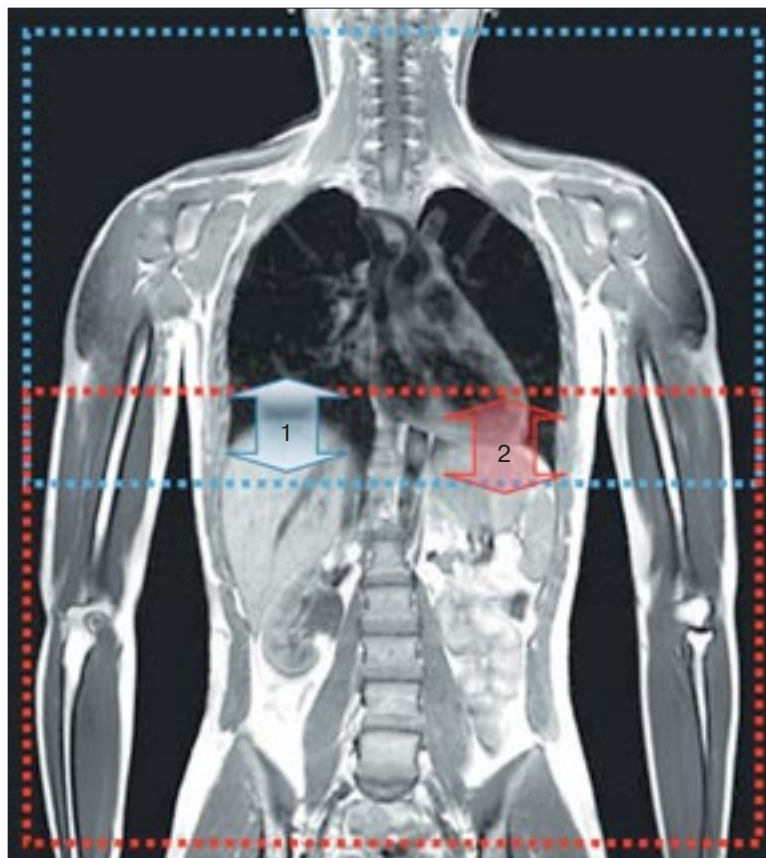


Рис. 1. Варианты установки навигатора для виртуальной катушки «области грудной клетки» и «области брюшной полости» при МРТ всего тела: 1 – навигатор и FOV для грудной клетки; 2 – навигатор и FOV для брюшной полости.

лило сократить время получения локалайзера.

Для нивелирования артефактов движения при исследовании грудной и брюшной полостей использовалась синхронизация с дыханием пациента. Синхронизация с ритмом сердечных сокращений не проводилась, в связи с тем что это приводит к значительному увеличению времени укладки пациента и всей продолжительности исследования, не вызывая существенного улучшения диагностического качества изображений. С целью максимальной синхронизации с дыханием пациента выполнялась дополнительная топограмма, в трех взаимно перпендикулярных проекциях, в области куполов диафрагмы, на спокойном выдохе, для фиксации положения диафрагмы в заданную фазу дыхательного цикла. Процесс сбора данных осуществлялся в фазу выдоха по нескольким причинам. Стабильная вели-

чина объема выдоха приводит к меньшему, чем в фазу вдоха, и прогнозируемому смещению органов брюшной и грудной полости [25]. Отношение фаз вдоха и выдоха по времени составляет $1/2 - 1/3$, что обеспечивает дополнительное время для сбора информации [25]. Повышение протонной плотности легких в фазу выдоха в связи со снижением их объема приводит к увеличению интенсивности сигнала от легочной ткани и снижению вероятности возникновения артефактов химического сдвига [26].

При сборе данных с области грудной клетки и брюшной полости использовали два способа установки навигатора (рис. 1). В обоих случаях центр навигатора устанавливался на границе «раздела сред». При исследовании грудной клетки навигатор располагался на границе печень/плевральная полость справа, в наивысшей точке правой

доли печени, и в нижней части блока срезов, так чтобы он входил в поле обзора (FOV), закрываемое виртуальной катушкой «области грудной клетки». При исследовании брюшной полости навигатор располагался на границе селезенка/плевральная полость слева и в верхней части блока срезов. Важным условием являлась установка навигатора в области, характеризующейся максимальной подвижностью, так чтобы он более полно входил в FOV, закрываемое виртуальной катушкой «области брюшной полости». Такой способ установки навигатора позволяет более точно определять интервалы между

фазами дыхания пациента по сравнению с установкой навигатора по локализатору, выполненной при свободном дыхании. При точном определении фаз дыхания и подборе TR не более 1/2 длительности цикла дыхания эффективный сбор данных происходит на каждом выдохе пациента, что препятствует увеличению времени исследования.

Комплексная МРТ-ВТ включает получение изображений в коронарной плоскости всех областей тела, от темени до проксимальной трети голени, с захватом всего туловища в переднезаднем направлении. Коронарная плоскость была выбрана как наиболее

эффективная, поскольку при использовании максимально возможного FOV она позволяет охватывать большую полезную площадь среза по сравнению с сагиттальной и аксиальной плоскостями (рис. 2).

Для получения T2-взвешенных изображений (T2-ВИ) использовали турбо спин-эхо импульсную последовательность с неполным заполнением матрицы k-пространства HASTE (Half-Fourier Acquisition Single-shot Turbo spin-Echo), которая маловосприимчива к двигательным (в том числе дыхательным) артефактам, обеспечивает достаточно высокую разрешающую способ-

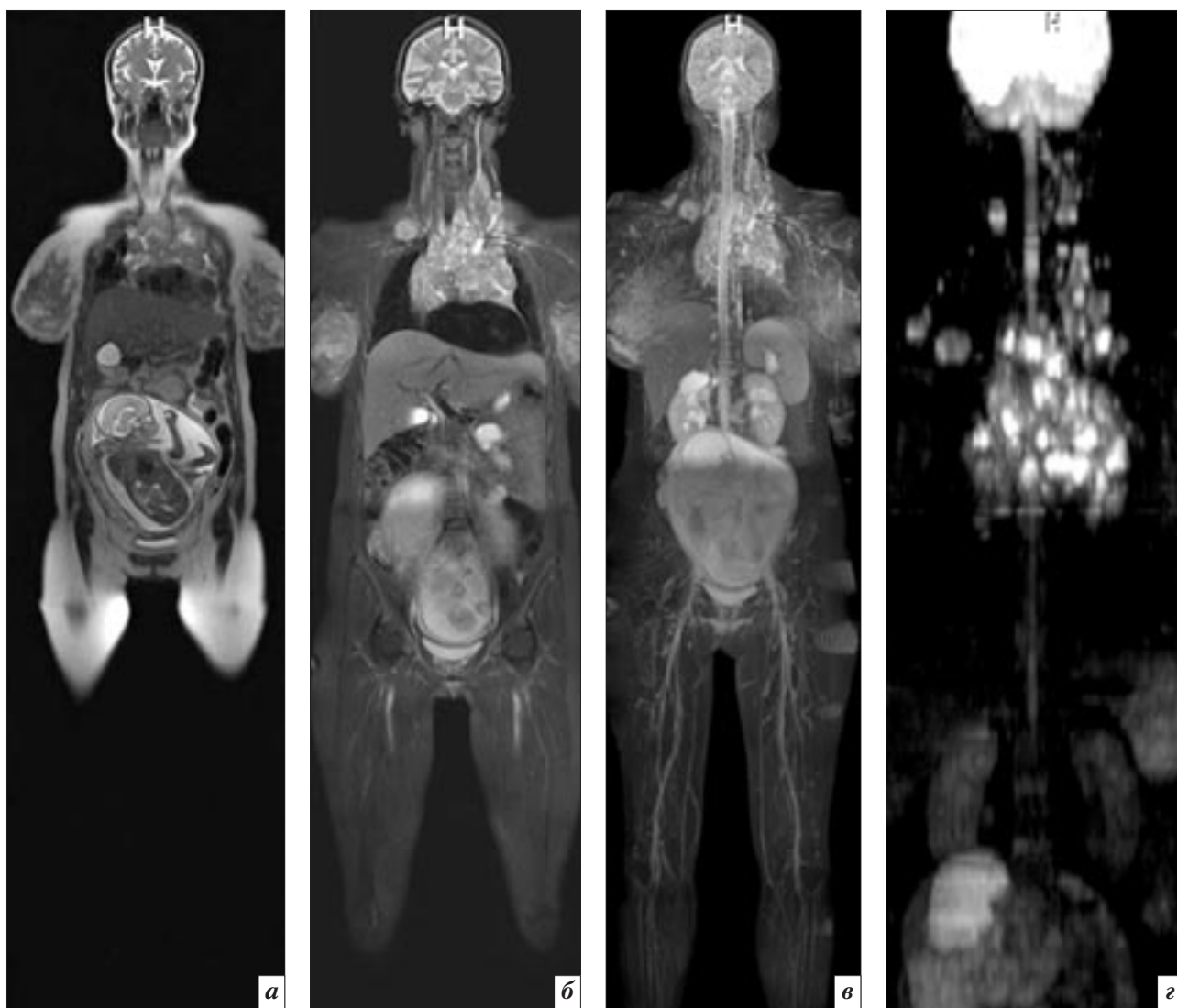


Рис. 2. Пример визуализации МРТ всего тела. Билатеральное поражение лимфатических узлов шейно-надключичных областей и средостения при ЛХ у беременной (32 нед) пациентки: *а* – T2-ВИ HASTE; *б* – T2-ВИ STIR; *в* – реконструкция по максимальной интенсивности сигнала (MIP) T2-ВИ STIR; *г* – MIP диффузионно-взвешенных изображений.

ность и контрастность паренхиматозных органов и мягких тканей, позволяет четко дифференцировать сосуды и жидкостные структуры, качественно визуализировать очаговые изменения в легких размером более 0,5 см [27–29]. Для получения T2-ВИ с подавлением сигнала от жировой ткани использовали трехмерный вариант последовательности инверсия-восстановление с коротким временем инверсии сигнала – STIR (Short Tau inversion Inversion-Recovery) и с проспективной коррекцией двигательных артефактов – SPACE (SPAtial and Chemical shift encoded Excitation). При использовании больших FOV последовательность инверсия-восстановление позволяет более надежно подавлять сигнал жировой ткани по сравнению с частотным «жиронасыщением» (fat saturation) благодаря меньшей чувствительности к неоднородностям магнитного поля [30]. Кроме того, STIR может быть полезна для подавления сигнала кишечника в ситуации, когда он имеет короткое значение T1, аналогичное жировой ткани [31].

Для обеспечения адекватной автоматической реконструкции изображений всего тела, полученных последовательно от 5–8 областей, устанавливалось перекрытие областей исследования не менее 10% от их протяженности (визуально высота 2–3 позвонков). Количество срезов варьировало от 30 до 56 в зависимости от конституции пациента.

С целью исключения краевых артефактов при настройке однородности поля применялось сужение FOV по направлению фазового кодирования (голова – ноги) – PhED (Phase Encoding Direction) до 65–75%, что сопровождалось дополнительным сокращением времени выполнения последовательности.

Для предотвращения появления на изображении «отбросов»/«заворотов» и наложений фрагментов объекта, выходящего за пределы FOV, применяли фа-

зовую передискретизацию (phase oversampling) в размере 50% от области интереса по PhED. Увеличение количества шагов фазового кодирования более 50% от FOV хотя и сопровождалось повышением SNR, но требовало увеличения продолжительности исследования и полностью не исключало вероятность возникновения артефактов наложения. Для исключения срезов с краевыми артефактами использовали перекрытие пакетов диффузионно-взвешенных изображений – DWI (Diffusion Weighted Imaging) в 2–3 среза (большее перекрытие существенно не улучшало качество реконструкции, но увеличивало временные затраты). В итоге сокращение FOV до 65 – 75% с увеличением количества шагов фазового кодирования на 50% привело к максимальному возможному исключению краевых артефактов и артефактов наложения без увеличения продолжительности исследования и потери SNR по сравнению со 100% FOV без применения фазовой передискретизации.

Данные для построения DWI собирались в аксиальной плоскости с настройкой PhED спереди – назад. Отклонение от строго аксиальной плоскости либо использование других проекций и/или PhED приводило к значительному усилению геометрических искажений и невозможности выполнения алгоритмов автоматической реконструкции.

Измерение скорости диффузии молекул воды проводили в трех взаимно перпендикулярных плоскостях, поскольку это минимальное количество направлений, необходимое для оценки степени анизотропии движения молекул воды в биологической ткани. Использование большего количества направлений приводит к кратному увеличению времени исследования, общего объема данных, не представляющих диагностической ценности [32–34].

Для получения DWI применяли эхопланарную последова-

тельность с подавлением сигнала фона – DWIBS (Diffusion Weighted Imaging with Background Suppression) в аксиальной плоскости, без синхронизации с дыханием пациента, которая изначально разрабатывалась для визуализации и дифференциации нормальных ЛУ от гиперпластичных и метастатически пораженных [35–38].

Доказано, что при DWIBS отношение SNR диффузионно-взвешенной MPT-ВТ при свободном дыхании выше, чем при задержке дыхания [35, 38]. В связи с тем, что для получения конечных изображений при DWI величина SNR является более значимым показателем, чем пространственное разрешение, наиболее логичным способом повышения SNR было уменьшение матрицы сбора данных и использование свободного дыхания. Снижение разрешения за счет уменьшения матрицы данных привело к сокращению времени сбора данных, что, в свою очередь, позволило, в частности, использовать несколько усреднений, получить более тонкие срезы, увеличить количество срезов без изменения значений SNR.

В дополнение к DWIBS применялась методика частотного «жиронасыщения» (избирательного подавления сигнала жировой ткани). Такой подход обеспечивает более равномерное подавление сигнала жировой ткани, хотя и является более затратным по времени. Поскольку эхопланарные последовательности довольно чувствительны к артефактам и искажениям, равномерное подавление сигнала от жира позволяет не только улучшить визуализацию ЛУ, уменьшить интенсивность сигнала от кишечника, но и нивелировать артефакты химического сдвига вода/жир.

С целью повышения SNR в эхопланарных последовательностях помимо сокращения матрицы сбора данных применяли увеличение числа накоплений, толщины среза и FOV. В исследо-

вании использовали максимальное FOV, сокращенное по PhED (anterior-posterior) до 70–85% (в зависимости от конституции пациента) для уменьшения времени сканирования, TE и временного интервала между эхосигналами – ES (echo spacing). Известно, что повышение числа накоплений приводит к кратному увеличению времени последовательности, тогда как значение SNR увеличивается только в $\sqrt{x}$ раз (где x – количество накоплений) [17, 18]. В данном протоколе применялось число накоплений, равное 2, что позволило максимально эффективно повысить величину SNR до 140%, при увеличении продолжительности исследования на 100%. В связи с тем что при получении DWI интенсивность сигнала важнее пространственного разрешения, была подобрана оптимальная толщина среза в 7,0 мм – для 1,5 Т томографа и 5,0 мм – для 3,0 Т томографа (размер вокселя 1,6×1,6×7,0 и 3,6×3,6×5,0 мм соответственно) согласно рекомендациям Национального института рака (США) и Международного общества магнитного резонанса в медицине [31].

При расчёте ADC-карт использовали два значения фактора диффузии b-value, равные 100 и 800 мм²/с. Известно, что максимальный уровень b-value зависит от поставленных задач и исследуемых органов. Тем не менее общим правилом является подбор такого максимального значения b-value, при котором сигнал от исследуемой патологии превышает сигнал фона в 2 раза [18, 19, 32]. Кроме того, для подавления эффекта перфузии на DWI в богато васкуляризованных тканях минимальное значение b-value должно быть равно или больше 100 мм²/с. Для визуализации всего тела рекомендуется максимальный b-value в диапазоне 750–1000 мм²/с [31, 32]. В предлагаемом протоколе промежуточные факторы диффузии не определялись в связи со значительным увеличением време-

ни исследования и отсутствием положительного влияния на точность измерения коэффициента диффузии [31].

Важным фактором, позволяющим минимизировать артефакты восприимчивости и неомогенности магнитного поля (T2 star blurring и др.), а также уменьшить время сбора данных без снижения SNR, является максимальное сокращение времени TE и ES. Этого можно добиться путем подбора оптимальной ширины полосы сбора данных (bandwidth), уменьшения размеров матрицы и FOV в PhED и использования сбора данных с частичным заполнением k-пространства.

Увеличение bandwidth эффективно сокращает время сбора данных (укорачивает минимальное время TR/TE), нивелирует химический сдвиг вода/жир, приводит к снижению частоты и выраженности артефактов геометрического искажения и чувствительности, уменьшает артефакты от металла, но вызывает снижение SNR (за счет увеличения шума) и, на определенном этапе, приводит к возникновению артефакта Найквиста в процессе преобразования Фурье. В международных рекомендациях по применению DWI в онкологии (Padhani, 2009) в качестве оптимального предлагается диапазон bandwidth, приближенный к 1000–2000 Гц/пиксел [31]. Из-

вестно, что величина bandwidth тесно связана со временем TE и ES. Так, увеличение bandwidth до определенных значений приводит к сокращению TE и ES, а превышение этих значений, напротив, вызывает увеличение TE и ES [17–19]. В предлагаемом протоколе перед подбором оптимальной величины bandwidth последовательно применяли все доступные способы сокращения времени TE и ES (табл. 2).

Увеличение скорости переключения и силы градиентов позволяет сократить ES и TE (и TR). Однако использование быстрого режима переключения градиентов вызывает допустимое (не более 2 °C) повышение удельной поглощенной мощности (SAR) и может привести к изменению профиля срезов и «взаимопроникновению» срезов (cross-talk) [16–18]. Для исключения указанных артефактов без значительных потерь пространственного разрешения использовали межсрезовый интервал, равный 10% от толщины среза.

Необходимо учитывать, что частичное заполнение матрицы k-пространства, с одной стороны, положительно влияет на сокращение ES и времени сбора данных, но с другой – приводит к снижению SNR [17–19]. Оптимального баланса между потерей SNR и уменьшением TE и ES удалось добиться при полноте заполнения k-пространства на 5/8.

Таблица 2

Влияние различных параметров последовательностей на время эхо (TE) и интервал между эхосигналами (ES)

Параметр	Изменение параметров	TE	ES
Матрица	↓	↓	↓
FOV по направлению фазового кодирования	↓	↓	↓
Ширина полосы сбора данных (bandwidth)	Оптимальная*	↓	↓
Phase oversampling	↓	↓	↓
Скорость переключения градиентов	↑	↓	↓
iPAT-фактор	↑	↓	↓
Полнота заполнения k-пространства	↓	↓	↓

* Минимальным значениям TE и ES должна соответствовать определенная ширина полосы сбора данных.

Подбор всех вышеперечисленных параметров позволяет максимально расширить bandwidth без увеличения ES (поскольку одному значению ES соответствует несколько диапазонов bandwidth), что, в свою очередь, создает условия для последовательного сокращения TE и TR.

Появление артефакта Найквиста будет свидетельствовать о завышении bandwidth. Для получения требуемого изображения без артефактов необходимо

снизить bandwidth без изменения других параметров.

В предлагаемом протоколе для 1,5 Т томографа (при bandwidth 1140 Гц/пиксел, ES 0,95 мс, пакете из 33 срезов DWI) TE составило 103 мс, TR – 8600 мс; для 3,0 Т томографа (при bandwidth 2442 Гц/пиксел, ES 0,50 мс, пакете из 55 срезов DWI) TE равнялось 50 мс, TR – 8500 мс.

Подробное описание основных параметров сканирования предлагаемого протокола приведено в таблице 3.

Поскольку введение МР-контрастных препаратов не входило в дизайн исследования, было принято решение отказаться от T1-ВИ по ряду причин. Получение T1-ВИ требует задержки дыхания, в связи с тем что последовательность более чувствительна к двигательным артефактам, а синхронизация с дыханием пациента для получения T1-ВИ крайне затратна по времени [16–18]. Помимо этого, патологический процесс при ЛХ часто локализуется в средостении, где

Таблица 3

Основные параметры сканирования для проведения комплексной МРТ всего тела при ЛХ на 1,5 Т и 3,0 Т томографах

Последовательность	Параметр	1,5 Т томограф	3,0 Т томограф
T2-STIR	Толщина среза/межсрезное расстояние	4,0/-0,28 мм	6,0/-0,25 мм
	Количество срезов	52	36
	TR/TE, TI	2200/122, 160 мс	1400/87, 210 мс
	FOV	450×337,5 мм (75%)	500×359,5 мм (71,9%)
	Матрица (размер вокселя)	384×384 (1,2×1,2×4,0 мм)	256×256 (2,0×2,0×5,0 мм)
	Плоскость (проекция) сканирования	Коронарная	Коронарная
	Число накоплений сигнала/PAT	1,4/2	1/3
	Количество шагов смещений стола при росте пациента до 190 см	5* + 2**	4* + 2**
	Время одной последовательности/общее время	1 мин 50 с*, 3 мин 12 с**/15 мин 34 с	0 мин 50 с*, 3 мин 0 с**/9 мин 19 с
T2-HASTE	Толщина среза/межсрезное расстояние	5,0/0,05 мм	5,0/0,25 мм
	Количество срезов	42	36
	TR/TE	1500/97 мс	1400/87 мс
	FOV	450×337,5 мм (75%)	500×359,5 мм (71,9%)
	Матрица (размер вокселя)	256×256 (1,8×1,8×5,0 мм)	256×256 (2,0×2,0×5,0 мм)
	Плоскость (проекция) сканирования	Коронарная	Коронарная
	Число накоплений сигнала/PAT	1/1	1/3
	Количество шагов смещений стола при росте пациента до 190 см	5* + 2**	4* + 2**
	Время одной последовательности/общее время	1 мин 02 с*, 1 мин 57 с**/9 мин 36 с	0 мин 50 с*, 3 мин 0 с**/9 мин 19 с
DWI (b-value = 100 и 800 мм ² /с)	Толщина среза/межсрезное расстояние	7,0/0,35 мм	7,0/0,07 мм
	TR/TE, TI	8600/103, 160 +FS	8500/50, SPAIR
	FOV	450×270 (59,9%)	460×345 (75,0%)
	Матрица (размер вокселя)	274×274 (1,6×1,6×7,0 мм)	128×128 (3,6×3,6×5,0 мм)
	Плоскость (проекция) сканирования	Аксиальная	Аксиальная
	Число накоплений сигнала/PAT	2/1	2/2
	Количество срезов в одной группе/количество групп срезов	25/6	55/3
	Время одной последовательности/общее время	1 мин 52 с/11 мин 12 с	2 мин 08 с / 6 мин 24 с
	Количество направлений измерения диффузии	3	3

* Без дыхательного триггера; ** с дыхательным триггером.

наблюдаются артефакты от движения миокарда, и для получения T1-ВИ требуется синхронизация с ритмом сердечных сокращений, что значительно увеличивает время исследования [16–18]. При использовании больших FOV, что подразумевается при исследовании всего тела, на T1-ВИ более выражены краевые артефакты по сравнению с T2-ВИ [16–18]. При этом T2-ВИ обеспечивает отображение анатомических структур в той же мере, но с лучшим относительным контрастом очагов лимфоматозного поражения, чем T1-ВИ.

При отработке протокола сканирования у 10 больных с ЛХ были проанализированы T1-ВИ в коронарной плоскости (T1 VIBE – volume interpolated gradient echo – сверхбыстрая 3D градиент-эхо импульсная последовательность с неполным заполнением матрицы k-пространства). При этом дополнительной диагностически важной информации на T1-ВИ получено не было. В итоге сокращение общего времени исследования при отказе от T1-ВИ, при условии использования сверхбыстрых последовательностей, составило около 4 мин. Таким образом, общее время сканирования по протоколу на 1,5 Т томографе составило 32 мин 54 с (среднее фактическое 38 мин 48 с $\pm$ 4 мин 21 с), на 3,0 Т томографе – 25 мин 00 с (среднее фактическое 33 мин 23 с $\pm$ 4 мин 17 с).

Для определения истинной чувствительности и специфичности МРТ-ВТ по сравнению с «золотым стандартом» – ПЭТ с ^{18}F -ФДГ были проанализированы данные 63 пациентов, прошедших первичное стадирование ЛХ с помощью МРТ-ВТ и ПЭТ. У каждого пациента были оценены 10 областей, поражение которых влияет на определение стадии заболевания. Выделялись следующие поражения, значимые для стадирования ЛХ: одной группы ЛУ или лимфатического органа; 2 и более групп ЛУ по одну сторону (выше или ниже) диа-

фрагмы; 2 и более групп ЛУ по обе стороны диафрагмы; костного мозга; ЦНС; легких; экстралимфатических органов – диссеминированное; экстралимфатических органов – локальное; массивное – средостения или периферических ЛУ; селезенки. В каждой из перечисленных областей при помощи МРТ-ВТ оценивалось наличие или отсутствие поражения лимфоматозным процессом. Затем полученные результаты сопоставлялись с данными референтного метода – ПЭТ. В случае обнаружения патологических изменений в оцениваемой области по данным двух методов (МРТ-ВТ и ПЭТ) результаты считались истинно положительными (ИП). Случаи, в которых оба метода не выявляли патологических изменений, считались истинно отрицательными (ИО). Ложноположительными (ЛП) считались случаи, в которых при МРТ-ВТ не обнаружено поражение в оцениваемой области, а данные ПЭТ этого не подтверждали. Ложноотрицательными (ЛО) считались результаты, если МРТ-ВТ пропускала поражения там, где они визуализировались по ПЭТ. Всего было оценено 1260 областей. Общее число ИП-результатов при МРТ-ВТ составило 125, ИО-результатов – 502, ЛП-результатов – 2, ЛО-результатов – 1. Доля истинно положительных результатов и соответственно чувствительность МРТ-ВТ вычислялась по формуле: $[\text{ИП}/(\text{ИП}+\text{ЛО})]\times 100\%$ и была равна: $[125/(125+1)]\times 100\% = 99,20\%$. Интервальная оценка с построением 95% доверительных интервалов для биномиального распределения показала, что с 95% достоверностью истинная чувствительность метода МРТ-ВТ для стадирования ЛХ будет колебаться в пределах от 97,6 до 100%. Специфичность МРТ-ВТ вычислялась по формуле: $[\text{ИО}/(\text{ИО}+\text{ЛП})]\times 100\%$ и составила $[502/(502+2)]\times 100\% = 99,6\%$. Построение 95%-х доверительных интервалов на основании биномиального распределения позволило с 95%-й досто-

верностью утверждать, что истинная специфичность метода МРТ-ВТ для стадирования ЛХ будет колебаться в пределах от 99,05 до 100%.

Заключение

Высокие чувствительность и специфичность МРТ-ВТ, сопоставимые с таковыми у ПЭТ, позволяют рекомендовать этот метод для оценки первичной распространенности опухолевого процесса при ЛХ. Предлагаемый протокол МРТ-ВТ без контрастного усиления для 1,5 Т и 3,0 Т томографов позволяет получать в рамках одного исследования анатомические (T2-ВИ) и функциональные (DWI с оценкой истинного коэффициента диффузии) МР-изображения нодальных и экстранодальных поражений при ЛХ без увеличения временных затрат, модернизации оборудования и программного обеспечения. Применение данного протокола повышает качество лучевой диагностики ЛХ при одновременном снижении лучевой нагрузки на пациента.

Литература

1. Новик А.А. Классификация злокачественных лимфом. СПб: ЭЛБИ; 2000.
2. Поддубная И.В., Савченко В.Г. (ред.) Российские клинические рекомендации по диагностике и лечению лимфопролиферативных заболеваний. М.: Медиа Медика; 2013.
3. Mariotto A.B., Yabroff K.R., Shao Y. et al. Projections of the cost of cancer care in the United States: 2010–2020. *J. National Cancer Inst.* 2011; 103 (2): 117–28.
4. Давыдов М.И., Аксель Е.М. Статистика злокачественных новообразований в России и странах СНГ в 2005 г. *Вестник РОНЦ им. Н.Н. Блохина РАМН.* 2007; 18 (2): 1.
5. Howlader N., Noone A.M., Krapcho M. et al. SEER Cancer Statistics Review, 1975–2011. [Электронный ресурс]. 2013. Available at: http://seer.cancer.gov/csr/1975_2011/
6. Демина Е.А., Тумян Г.С., Унукова Е.Н. и др. Современные воз-

- возможности лечения первичных больных лимфомой Ходжкина и причины неудач лечения. *Онкогематология*. 2007; 2: 24–30.
7. Демина Е.А. Лимфома Ходжкина: прогностические признаки сегодня. *Современная онкология*. 2006; 8 (4): 4–8.
 8. Труфанов Г.Е., Рязанов В.В., Дмитращенко А.А. и др. Совмещенная позитронно-эмиссионная и компьютерная томография в онкологии. СПб: Элби-СПб; 2005.
 9. Nogami M., Nakamoto Y., Sakamoto S. et al. Diagnostic performance of CT, PET, side-by-side, and fused image interpretations for restaging of non-Hodgkin lymphoma. *Ann. Nucl. Med.* 2007; 21 (4): 189–96.
 10. Schöder H., Larson S.M., Yeung H.W.D. PET/CT in oncology: integration into clinical management of lymphoma, melanoma, and gastrointestinal malignancies. *J. Nucl. Med.* 2004; 45 (Suppl. 1): 72S–81S.
 11. Tatsumi M., Kitayama H., Sugahara H. et al. Whole-body hybrid PET with 18F-FDG in the staging of non-Hodgkin's lymphoma. *J. Nucl. Med.* 2001; 42 (4): 601–8.
 12. Juweid M.E., Stroobants S., Hoekstra O.S. et al. Use of positron emission tomography for response assessment of lymphoma: consensus of the Imaging Subcommittee of International Harmonization Project in Lymphoma. *J. Clin. Oncol.* 2007; 25 (5): 571–8.
 13. Cheson B.D., Fisher R.I., Barrington S.F. et al. Recommendations for initial evaluation, staging, and response assessment of Hodgkin and Non-Hodgkin lymphoma: The Lugano Classification. *J. Clin. Oncol.* 2014; C. JCO. 2013.54.8800.
 14. Cheson B.D., Pfistner B., Juweid M.E. et al. Revised response criteria for malignant lymphoma. *J. Clin. Oncol.* 2007; 25 (5): 579–86.
 15. Зыков Е.М., Поздняков А.В., Костеников Н.А. Рациональное использование ПЭТ и ПЭТ-КТ в онкологии. *Практическая онкология*. 2014; 15 (1): 31.
 16. Plenge E., Poot D.H.J., Bernsen M. Super resolution methods in MRI: Can they improve the trade off between resolution, signal to noise ratio, and acquisition time? *Magn. Reson. Med.* 2012; 68 (6): 1983–93.
 17. Haacke E.M., Brown R.W., Thompson M.R. et al. Magnetic resonance imaging: Physical principles and sequence design. New York: Wiley; 1999.
 18. Hashemi R.H., Bradley W.G., Lisanti C.J. MRI: the basics. Lippincott: Williams & Wilkins; 2012.
 19. McRobbie D.W., Moore E.A., Graves M.J. et al. MRI from picture to proton. Cambridge University Press; 2007.
 20. Heidemann R.M., Özsarlak Ö., Parizel P.M. et al. A brief review of parallel magnetic resonance imaging. *Eur. Radiol.* 2003; 13 (10): 2323–37.
 21. Pruessmann K.P. Encoding and reconstruction in parallel MRI. *NMR in Biomedicine*. 2006; 19 (3): 288–99.
 22. Pipe J.G. Motion correction with PROPELLER MRI: application to head motion and free-breathing cardiac imaging. *Magn. Reson. Med.* 1999; 42 (5): 963–9.
 23. Lustig M., Donoho D., Pauly J.M. Sparse MRI: The application of compressed sensing for rapid MR imaging. *Magn. Reson. Med.* 2007; 58 (6): 1182–95.
 24. Plenge E., Poot D.H.J., Bernsen M. Super resolution methods in MRI: Can they improve the trade off between resolution, signal to noise ratio, and acquisition time? *Magn. Reson. Med.* 2012; 68 (6): 1983–93.
 25. Blaimer M. SMASH, SENSE, PILS, GRAPPA: how to choose the optimal method. *Top. Magn. Reson. Imag.* 2004; 15 (4): 223–36.
 26. Малая медицинская энциклопедия. М.: Советская энциклопедия; 1991; 2.
 27. Cuttillo A.G., Goodrich K.C., Ganesan K. et al. Alveolar air/tissue interface and nuclear magnetic resonance behavior of normal and edematous lungs. *Am. J. Respir. Crit. Care Med.* 1995; 151: 1018–26.
 28. Yu J.S., Kim K.W., Kim Y.H. et al. Comparison of multishot turbo spin echo and HASTE sequences for T2 weighted MRI of liver lesions. *J. Magn. Reson. Med.* 1998; 8 (5): 1079–84.
 29. Кулаков В.И. Гинекология: национальное руководство. М.: ГЭОТАР-Медиа; 2007: 737–48.
 30. Vogt F.M., Herborn C.U., Hunold P. et al. HASTE MRI versus chest radiography in the detection of pulmonary nodules: comparison with MDCT. *Am. J. Roentgenol.* 2004; 183 (1): 71–8.
 31. Delfaut E.M., Beltran J., Johnson G. et al. Fat suppression in MR imaging techniques and pitfalls. *Radiographics*. 1999; 19 (2): 373–82.
 32. Padhani A.R., Liu G., Mu-Koh D. et al. Diffusion-weighted magnetic resonance imaging as a cancer biomarker: consensus and recommendations. *Neoplasia*. 2009; 11 (2): 102–25.
 33. Anderson A.W., Gore J.C. Analysis and correction of motion artifacts in diffusion weighted imaging. *Magn. Reson. Med.* 1994; 32 (3): 379–87.
 34. Basser P.J., Mattiello J., LeBihan D. Estimation of the effective self-diffusion tensor from the NMR spin echo. *J. Magn. Reson. Med. Series B.* 1994; 103 (3): 247–54.
 35. Beaulieu C. The basis of anisotropic water diffusion in the nervous system – a technical review. *NMR Biomed.* 2002; 15 (78): 435–55.
 36. Takahara T., Imai Y., Yamashita T. et al. Diffusion weighted whole body imaging with background body signal suppression (DWIBS): technical improvement using free breathing, STIR and high resolution 3D display. *Matrix.* 2004; 160 (160): 275–82.
 37. Koh D.M., Collins D.J. Diffusion-weighted MRI in the body: applications and challenges in oncology. *Am. J. Roentgenol.* 2007; 188 (6): 1622–35.
 38. Kwee T.C., Takahara T., Ochiai R. et al. Diffusion-weighted whole-body imaging with background body signal suppression (DWIBS): features and potential applications in oncology. *Eur. Radiol.* 2008; 18 (9): 1937–52.

References

1. Novik A.A. Classification of malignant lymphomas. St. Petersburg; 2000 (in Russian).
2. Poddubnaya I.V., Savchenko V.G. (eds). Russian clinical recommendations for diagnosis and treatment of lymphoproliferative diseases. Moscow; 2013 (in Russian).
3. Mariotto A.B., Yabroff K.R., Shao Y. et al. Projections of the cost of cancer care in the United States: 2010–2020. *J. National Cancer Inst.* 2011; 103 (2): 117–28.
4. Davydov M.I., Aksel' E.M. Cancer statistics in Russia and the CIS countries in 2005. *Vestnik Rossiyskogo Onkologicheskogo Nauchnogo*

- Tsentra imeni N.N. Blokhina*. 2007; 18 (2): 1 (in Russian).
5. Howlader N., Noone A.M., Krapchoet M. et al. SEER Cancer Statistics Review, 1975–2011. [Электронный ресурс]. 2013. Available at: http://seer.cancer.gov/csr/1975_2011/
 6. Demina E.A., Tumyan G.S., Unukova E.N. et al. Modern treatment programs for primary Hodgkin's lymphoma and reasons of treatment failure. *Onkogematologiya*. 2007; 2: 24–30 (in Russian).
 7. Demina E.A. Hodgkin's lymphoma: prognostic signs today. *Sovremennaya onkologiya*. 2006; 8 (4): 4–8 (in Russian).
 8. Trufanov G.E., Ryazanov V.V., Dmitrashchenko A.A. et al. Combined positron emission tomography and computed tomography in oncology. St. Petersburg: Elbi-SPb; 2005 (in Russian).
 9. Nogami M., Nakamoto Y., Sakamoto S. et al. Diagnostic performance of CT, PET, side-by-side, and fused image interpretations for restaging of non-Hodgkin lymphoma. *Ann. Nucl. Med.* 2007; 21 (4): 189–96.
 10. Schöder H., Larson S.M., Yeung H.W.D. PET/CT in oncology: integration into clinical management of lymphoma, melanoma, and gastrointestinal malignancies. *J. Nucl. Med.* 2004; 45 (Suppl. 1): 72S–81S.
 11. Tatsumi M., Kitayama H., Sugahara H. et al. Whole-body hybrid PET with 18F-FDG in the staging of non-Hodgkin's lymphoma. *J. Nucl. Med.* 2001; 42 (4): 601–8.
 12. Juweid M.E., Stroobants S., Hoekstra O.S. et al. Use of positron emission tomography for response assessment of lymphoma: consensus of the Imaging Subcommittee of International Harmonization Project in Lymphoma. *J. Clin. Oncol.* 2007; 25 (5): 571–8.
 13. Cheson B.D., Fisher R.I., Barrington S.F. et al. Recommendations for initial evaluation, staging, and response assessment of Hodgkin and Non-Hodgkin lymphoma: The Lugano Classification. *J. Clin. Oncol.* 2014; C. JCO. 2013.54.8800.
 14. Cheson B.D., Pfistner B., Juweid M.E. et al. Revised response criteria for malignant lymphoma. *J. Clin. Oncol.* 2007; 25 (5): 579–86.
 15. Zykov E.M., Pozdnyakov A.V., Kostenikov N.A. Rational use of PET and PET-CT in Oncology. *Prakticheskaya onkologiya*. 2014; 15 (1): 31 (in Russian).
 16. Plenge E., Poot D.H.J., Bernsen M. Super resolution methods in MRI: Can they improve the trade off between resolution, signal to noise ratio, and acquisition time? *Magn. Reson. Med.* 2012; 68 (6): 1983–93.
 17. Haacke E.M., Brown R.W., Thompson M.R. et al. Magnetic resonance imaging: Physical principles and sequence design. New York: Wiley; 1999.
 18. Hashemi R.H., Bradley W.G., Lisanti C.J. MRI: the basics. Lippincott: Williams & Wilkins; 2012.
 19. McRobbie D.W., Moore E.A., Graves M.J. et al. MRI from picture to proton. Cambridge University Press; 2007.
 20. Heidemann R.M., Özsarlak Ö., Parizel P.M. et al. A brief review of parallel magnetic resonance imaging. *Eur. Radiol.* 2003; 13 (10): 2323–37.
 21. Pruessmann K.P. Encoding and reconstruction in parallel MRI. *NMR in Biomedicine*. 2006; 19 (3): 288–99.
 22. Pipe J.G. Motion correction with PROPELLER MRI: application to head motion and free-breathing cardiac imaging. *Magn. Reson. Med.* 1999; 42 (5): 963–9.
 23. Lustig M., Donoho D., Pauly J.M. Sparse MRI: The application of compressed sensing for rapid MR imaging. *Magn. Reson. Med.* 2007; 58 (6): 1182–95.
 24. Plenge E., Poot D.H.J., Bernsen M. Super resolution methods in MRI: Can they improve the trade off between resolution, signal to noise ratio, and acquisition time? *Magn. Reson. Med.* 2012; 68 (6): 1983–93.
 25. Blaimer M. SMASH, SENSE, PILS, GRAPPA: how to choose the optimal method. *Top. Magn. Reson. Imag.* 2004; 15 (4): 223–36.
 26. Small Medical Encyclopedia. Moscow: Sovetskaya entsiklopediya; 1991; 2 (in Russian).
 27. Cuttillo A.G., Goodrich K.C., Ganesan K. et al. Alveolar air/tissue interface and nuclear magnetic resonance behavior of normal and emphysematous lungs. *Am. J. Respir. Crit. Care Med.* 1995; 151: 1018–26.
 28. Yu J.S., Kim K.W., Kim Y.H. et al. Comparison of multishot turbo spin echo and HASTE sequences for T2 weighted MRI of liver lesions. *J. Magn. Reson. Med.* 1998; 8 (5): 1079–84.
 29. Kulakov V.I. Gynecology: national guidelines. Moscow: GEOTAR-Media; 2007: 737–48 (in Russian).
 30. Vogt F.M., Herborn C.U., Hunold P. et al. HASTE MRI versus chest radiography in the detection of pulmonary nodules: comparison with MDCT. *Am. J. Roentgenol.* 2004; 183 (1): 71–8.
 31. Delfaut E.M., Beltran J., Johnson G. et al. Fat suppression in MR imaging techniques and pitfalls. *RadioGraphics*. 1999; 19 (2): 373–82.
 32. Padhani A.R., Liu G., Mu-Koh D. et al. Diffusion-weighted magnetic resonance imaging as a cancer biomarker: consensus and recommendations. *Neoplasia*. 2009; 11 (2): 102–25.
 33. Anderson A.W., Gore J.C. Analysis and correction of motion artifacts in diffusion weighted imaging. *Magn. Reson. Med.* 1994; 32 (3): 379–87.
 34. Basser P.J., Mattiello J., LeBihan D. Estimation of the effective self-diffusion tensor from the NMR spin echo. *J. Magn. Reson. Med.* Series B. 1994; 103 (3): 247–54.
 35. Beaulieu C. The basis of anisotropic water diffusion in the nervous system – a technical review. *NMR Biomed.* 2002; 15 (78): 435–55.
 36. Takahara T., Imai Y., Yamashita T. et al. Diffusion weighted whole body imaging with background body signal suppression (DWIBS): technical improvement using free breathing, STIR and high resolution 3D display. *Matrix*. 2004; 160 (160): 275–82.
 37. Koh D.M., Collins D.J. Diffusion-weighted MRI in the body: applications and challenges in oncology. *Am. J. Roentgenol.* 2007; 188 (6): 1622–35.
 38. Kwee T.C., Takahara T., Ochiai R. et al. Diffusion-weighted whole-body imaging with background body signal suppression (DWIBS): features and potential applications in oncology. *Eur. Radiol.* 2008; 18 (9): 1937–52.

Поступила 09.10.2014