

## Принципы сбора данных позитронно-эмиссионной томографии, совмещенной с магнитно-резонансной томографией (ПЭТ/МРТ)

### Аннотация

Комбинированный метод позитронно-эмиссионной томографии (ПЭТ) и магнитно-резонансной томографии (МРТ) всего тела обеспечивает высокую контрастность мягких тканей в сочетании с количественной оценкой уровня поглощения радиофармпрепарата. Новые технологические решения ПЭТ/МРТ обеспечивают большое поле для научных исследований. Существенной трудностью является преодоление проблемы оценки коррекции поглощения (КП) позитронного излучения мягкими тканями человека на основе данных МРТ. В данном обзоре литературы обсуждаются существующие принципы сбора данных посредством комбинированной ПЭТ/МРТ.

### Введение

В течение последнего десятилетия были разработаны гибридные мультимодальные системы визуализации, объединяющие в себе преимущества каждой используемой модальности. В частности, комбинация ПЭТ и КТ привела к повышению диагностической точности благодаря лучшей локализации функциональных (прежде всего метаболических) процессов. Тем не менее при оценке некоторых анатомических зон (головной мозг, шея, малый таз) мягкотканной контрастности КТ недостаточно. Применение КТ для анатомического картирования и диагностической визуализации приводит к выраженному повышению лучевой нагрузки. Таким образом, главной причиной введения комбинированных систем ПЭТ/МРТ в клиническую практику стало стремление повысить контрастность изображения мягких тканей [1]. Однако использование данных МРТ вместо данных КТ может привести к снижению точности расчета коррекции поглощения (КП). Например, карта коррекции поглощения по данным МР (МР-КП) не учитывает компактное вещество кости, принимает в качестве однородной структуру легких, а при использовании некоторых систем с малым полем обзора (field of view, FOV) в карту КП не входят руки пациента. В последующих разделах будут обсуждаться аспекты методологии проведения ПЭТ/МРТ и возможные пути решения описанных проблем.

### Принципиальное устройство существующих комбинированных систем ПЭТ/МРТ

Комбинация отдельных блоков ПЭТ и МРТ в единую мультимодальную систему требует их существенной переработки. Условием получения МР-изображений высокого качества являются хорошо контролируемые и однородные градиентные и статичные магнитные поля. Как известно, любое дополнительное неэкранированное электронное устройство может повлиять на качество МР-изображений.

В то же время традиционные ПЭТ-детекторы и связанные с ними электронные системы не предназначены для работы внутри сильных электромагнитных полей. В частности, традиционные фотоумножительные трубки, которые необходимы для преобразования вспышки в сцинтилляционных кристаллах в электрический импульс, не могут работать в условиях сильного магнитного поля.

Техническая проблема невозможности работы детекторов ПЭТ на основе фотоувеличительных трубок в условиях МРТ побудила разработчиков медицинского оборудования к созданию принципиально новых фотодиодов по типу «avalanche» – APD (avalanche photodiodes) [2]. Иным решением является физическое разделение блоков ПЭТ и МРТ. Качество работы фотодиодов APD не зависит от наличия магнитного поля. К минусам APD можно отнести более низкое (по сравнению с фотоумножительными трубками) временное разрешение. Таким образом, принципиально невозможно построение времяпролетных систем ПЭТ/МРТ на основе диодов APD [3]. Использование детекторов на основе фотоумножительных трубок в комбинированных аппаратах ПЭТ/МРТ возможно толь-

ко при наличии значительного расстояния между блоками, при котором сила магнитного поля существенно ослабевает. В настоящее время появились аппараты на базе цифровых кремниевых фотоумножителей [4], которые также нечувствительны к магнитному полю и имеют временное разрешение, допускающее построение времяпролетных систем.

Дополнительным вариантом организации комбинированной системы ПЭТ/МРТ является последовательный сбор данных на аппаратах ПЭТ/КТ и МРТ, расположенных в смежных помещениях, с использованием общего переносного ложементта. Фиксация пациента на переносном ложементе позволяет добиться высокой точности слияния изображений. Данный подход может быть реализован в отделениях, где имеется возможность расположения аппаратов ПЭТ/КТ и МРТ в соседних помещениях; при этом сохраняется возможность независимого использования аппаратов. Коррекция поглощения позитронного излучения выполняется по данным КТ.

### Коррекция поглощения в комбинированных системах ПЭТ/КТ

Основной технической сложностью комбинированных ПЭТ/МРТ-систем является коррекция поглощения, которая необходима для достоверной количественной оценки уровня фиксации радиофармпрепарата (РФП). При гибридной ПЭТ/КТ карта коррекции поглощения строится на основании плотности тканей пациента в единицах Хаунсфилда (НУ). КТ-данные в единицах Хаунсфилда при помощи билинейных моделей конвертируются в линейные коэффициенты поглощения для каждого пиксела [5].

### Коррекция поглощения в комбинированных системах ПЭТ/МРТ

В комбинированных системах ПЭТ/МРТ источником данных для коррекции поглощения является МР-компонент. Для этой цели применяются быстрые МР-последовательности, такие как T1-ВИ Dixon 3D [6]. По причине того, что в основе метода МРТ лежит определение протонной плотности, а также времени релаксации протонов в зависимости от типа ткани, эти данные не могут быть непосредственно трансформированы в коэффициенты поглощения позитронно-эмиссионного излучения. Чаще всего МР-данные, собранные для коррекции поглощения, в первую очередь сегментируются на несколько классов тканей, таких как «мягкие ткани» (жир, вода), «легкие» и «воздух». Далее к этим классам тканей применяют заранее определенные линейные коэффициенты поглощения для построения скорректированной карты ПЭТ. Тем не менее имеются существенные ограничения данного подхода коррекции поглощения при ПЭТ/МРТ.

### Коррекция поглощения экстракорпоральных структур

Экстракорпоральные структуры, такие как стол для сканирования и необходимые для приема МР-сигнала радиочастотные (РЧ) катушки, не видны на МР-изображениях. Соответственно информация об этих структурах недоступна для

построения коррекции поглощения. Решением этой проблемы является создание стандартного шаблона-карты коррекции поглощения РЧ-катушек стола на основании данных КТ. Для создания шаблона требуется предварительное сканирование стола с набором РЧ-катушек, после чего создается их виртуальная модель [7].

Благодаря автоматическому сопоставлению позиции стола и шаблона в момент сканирования, возможно проведение коррекции поглощения в процессе реконструкции данных ПЭТ [7]. Не следует забывать о том, что если шаблон карты коррекции поглощения не соответствует реальному положению стола и РЧ-катушек, то это приведет к ошибке коррекции [8]. Использование РЧ-катушек другого типа (например, гибких), не соответствующих шаблону, также приведет к возникновению артефактов [9].

### Коррекция поглощения мягких тканей

МРТ позволяет получить информацию, основанную на протонной плотности и временах релаксации мягких тканей человеческого тела. С другой стороны, МРТ не позволяет получить сигнал от легочной паренхимы, содержащей большой объем воздуха, а также от компактного вещества кости. В то же время компактное вещество кости и воздух радикально отличаются по своим плотностным характеристикам, и это различие крайне важно для правильной коррекции поглощения позитронного излучения. В настоящее время для коррекции поглощения мягких тканей наиболее распространено использование импульсной последовательности 3D Dixon, продуктом которой являются две серии изображений воды и жира в «фазу» и «противофазу» [10].

Эта техника позволяет получить реконструкции изображений «только жир», «только вода», «жир-вода», благодаря чему можно сегментировать мягкие ткани на воздух, жир, мягкие ткани, воздух (*рис. 1*). При этом компактное вещество кости не может быть адекватно распознано при коррекции поглощения на базе МР-последовательностей Dixon.

### Сегментация костной ткани

При использовании импульсной последовательности 3D Dixon компактное вещество включается в карту мягких тканей, что существенно занижает уровень поглощения позитронного излучения и приводит к формированию артефактов; по оценкам некоторых авторов, количество ошибок коррекции поглощения может достигать 31 % [11].

Для сегментации компактного вещества костной ткани было предложено использовать шаблоны костного скелета, которые могли быть ретроспективно добавлены к картам коррекции поглощения на основе МРТ по аналогии с шаблонами для экстракорпоральных структур. Однако данный метод имеет ограничение, связанное с большой вариабельностью инди-

видуальной анатомии, не позволяющее использовать усредненный шаблон костного скелета [12].

Существуют импульсные последовательности МРТ с ультракоротким (нулевым) временем эхо – ultrashort echo time (UTE), позволяющие визуализировать ткани с очень короткими временами релаксации, к которым относятся кости [13]. Использование UTE совместно с 3D Dixon помогает сегментировать трабекулярное и компактное вещество кости.

К настоящему времени протоколы коррекции поглощения на базе UTE импульсных последовательностей опробованы при визуализации области головы и шеи [14]. При увеличении поля обзора UTE возрастает количество артефактов, а время сбора данных может достигать нескольких минут на позицию стола («кровати»). Таким образом, по причине ограничения поля обзора (FOV) и продолжительного времени сбора данных широкое применение UTE-последовательностей для коррекции поглощения при исследованиях всего тела невозможно. По данным Grodzki et al., ведется разработка UTE с новыми свойствами [15].

### Артефакты поля обзора

Поле обзора в МРТ, как правило, ограничено диаметром 45...50 см. Данное ограничение связано главным образом с ограничениями гомогенности статического магнитного поля и линейности градиентных магнитных полей. Нарушения гомогенности обоих типов полей ведут к геометрическим искажениям, усечениям изображения и даже к отсутствию МР-сигнала от участков тела, которые выходят за пределы поля обзора системы.

Описанные закономерности справедливы и для МРТ, предназначенной для коррекции поглощения в гибридных аппаратах. Если тело пациента недостаточно корректно расположено в поле обзора МР-томографа или выходит за пределы FOV, то коррекция поглощения для этих частей тела будет выполнена неверно [16]. Данный эффект часто наблюдается в отношении рук пациентов, так как они часто находятся по краям поля обзора, и особенно часто – у пациентов с высоким индексом массы тела.

Существует несколько путей борьбы с артефактами поля обзора при коррекции поглощения по данным МРТ. Первый вариант – внешний контур пациента может оцениваться врачом исключительно по ПЭТ без коррекции поглощения [17]. Тем не менее этот подход не всегда обеспечивает удовлетворительные результаты, как можно видеть из примера (*рис. 2*).

Относительно новый подход к расширению области коррекции поглощения предложен Blumhagen et al. [18]. Его метод HUGE (Homogenization Using Gradient Enhancement) основан на измерении и количественной оценке статического магнитного поля ( $B_0$ ) и неоднородностей градиентных полей конкретного МР-томографа, что позволяет скорректировать

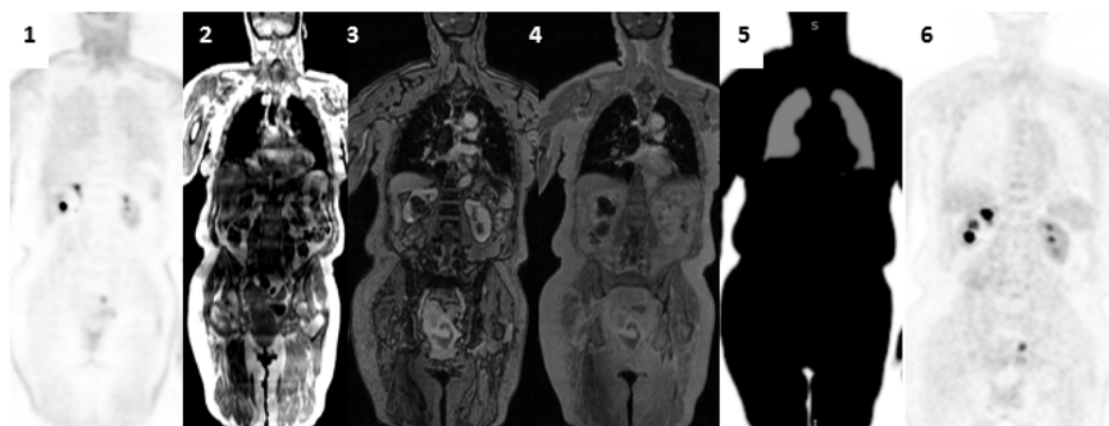


Рис. 1. Коррекция поглощения на основе данных МРТ: 1 – ПЭТ всего тела без коррекции поглощения – гиперфиксация РФП в коже, легких; 2, 3, 4 – МР-последовательность Dixon 3D для всего тела, предназначенная для сегментации мягких тканей; 5 – после сегментации мягких тканей из карты коррекции поглощения исключаются легкие; 6 – ПЭТ всего тела после коррекции поглощения по данным МРТ

считывающий импульс и компенсировать деформацию изображения за пределами поля обзора. Использование методики HUGE в коррекции поглощения гибридной системы ПЭТ/МРТ приводит к увеличению диаметра поля обзора до 60 см против имеющихся 50 см [19].



Рис. 2. Карта коррекции поглощения, полученная при помощи данных МРТ, имеет типичные артефакты поля обзора в области рук

### Коррекция поглощения в легких

Одним из самых частых показаний к ПЭТ/КТ является подозрение на первичные или вторичные опухоли легких. Поэтому желательно, чтобы ПЭТ/МРТ также обеспечивала точность диагностики опухолей легких, сравнимую с ПЭТ/КТ. По причине того, что моно-ПЭТ имеет относительно низкую чувствительность в отношении мелких очагов и диффузных процессов в легких, обычно этот компонент оценивается по данным низкодозовой КТ.

В случае ПЭТ/МРТ оценка легочной ткани должна обеспечиваться за счет МРТ; по данным Stolzmann et al. [20], последовательность 3D Dixon позволяет выявить большинство мелких очагов в легких, в то время как диффузные заболевания легких диагностировать по данным МРТ затруднительно. МРТ легких трудно выполнимо по причине низкой протонной плотности, чему есть несколько причин. Во-первых, содержание воды в легочной паренхиме значительно ниже, чем в прочих тканях. Во-вторых, МР-сигнал от легочной ткани имеет крайне короткое время T2-релаксации – около 1 мс или меньше [21]. По причине наличия множества границ «воздух-ткань» создаются условия для появления артефактов восприимчивости. Таким образом, изображения легочной ткани, полученные при помощи традиционных МР-последовательностей (TSE, SE), имеют очень низкое соотношение «сигнал-шум» и сигнал низкой интенсивности [22]. Дополнительной сложностью является необходимость коррекции артефактов от дыхательных движений и сердечных сокращений [23].

Альтернативой может стать применение импульсных последовательностей с короткими и ультракороткими временами TE [24]; получение приемлемого отношения «сигнал-шум» требует продолжительного времени сбора данных. Более того, появились сообщения о возможности использования последовательности с нулевым (zero) временем TE [25]. В частности, в опытах на мышцах продемонстрировано, что ZTE позволяет получать изображения легких стабильного качества даже без контроля за дыхательными движениями. По данным Gibiino et al. [26], возможно получение изображений легких человека высокого качества с использованием ZTE на МР-сканерах для клинического применения. Первый клинический опыт применения последовательностей UTE/ZTE касается оценки эмфиземы легких [27] и легочных трансплантатов [28].

При оценке коэффициента поглощения для легких они выделяются из серии МР-изображений, при этом структура легочной паренхимы считается абсолютно однородной. Данный подход имеет два серьезных ограничения. Во-первых, поглощение позитронного излучения в легких не может быть равномерным по причине гетерогенности легочной паренхимы. Вторым моментом является опасность возникновения серьезных артефактов в случае некорректного выделения легких из общей серии МР-изображений. Как и в случае с кортикальной костной тканью, использование импульсных последовательностей с UTE [29] может стать успешным альтернативным методом выделения и правильной коррекции поглощения легочной ткани.

### Артефакты коррекции поглощения

Введение в клиническую практику новых диагностических систем всегда сопровождается появлением артефактов нового типа, а в случае гибридных систем эта вероятность увеличивается вдвое. Артефакты изображения в ПЭТ/МРТ не только ухудшают визуальное восприятие, но и оказывают влияние на количественную оценку ПЭТ (standardized uptake value, SUV). Введение пероральных контрастных препаратов перед сбором МР-данных для коррекции поглощения может приводить к ошибкам сегментации тканей [30]. Имеющиеся у пациента металлические импланты вызывают искажения МР-изображения, в особенности при использовании последовательностей 3D Dixon, которые по своему объему значительно превышают размер самого импланта (рис. 3).

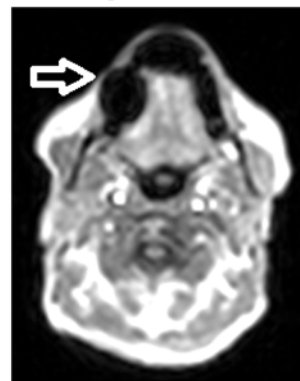


Рис. 3. МРТ, Dixon 3D. Артефакты по причине наличия металлических зубных имплантов

Зона артефакта за счет особенностей математического алгоритма принимается за воздух с низким значением линейного коэффициента поглощения, что приводит к недооценке истинного поглощения позитронного излучения. Единственным практическим методом является ручная постобработка изображения оператором, которая заключается в замене зоны артефакта шаблоном мягких тканей пациента [31]. Эта манипуляция снижает ошибку коррекции поглощения, но не решает проблему коррекции поглощения радикально. Перспективным решением выглядит использование МР-последовательностей с низкой чувствительностью к артефактам от металла [32]. Применение время-пролетного сбора данных ПЭТ потенциально может снизить артефакты коррекции поглощения, вызванные металлическими имплантами.

### Заключение

ПЭТ/МРТ имеет значительный потенциал для научных исследований и клинической практики, объединяя в себе возможности ПЭТ для оценки метаболизма и анатомические возможности МРТ. Тем не менее для внедрения в клиническую практику ПЭТ/МРТ должна обеспечивать качество изображения, сравнимое с ПЭТ/КТ. Наиболее важной целью является улучшение коррекции поглощения позитронного излучения на основе МРТ и повышение точности диагностики легочной патологии.

Новые методы коррекции поглощения находятся на стадии разработки и являются предметом будущих исследований.

Несмотря на описанные ранее ограничения коррекции поглощения на основе МРТ, наблюдается хорошее соответствие результатов ПЭТ/КТ и ПЭТ/МРТ. Во избежание ошибок в описании исследования требуется предварительная оценка качества карты коррекции поглощения с той же тщательностью, что и ПЭТ-компонента.

*Список литературы:*

1. *Delso G., Furst S., Jakoby B. et al.* Performance measurements of the Siemens mMR integrated whole-body PET/MR scanner // *J. Nucl. Med.* 2011. Vol. 52. № 12. PP. 1914-1922.
2. *Pichler B.J., Judenhofer M.S., Catana C. et al.* Performance test of an LSOAPD detector in a 7-T MRI scanner for simultaneous PET/MRI // *J. Nucl. Med.* 2006. Vol. 47. № 4. PP. 639-647.
3. *Surti S., Scheuermann J., El F.G. et al.* Impact of time-of-flight PET on whole-body oncologic studies: A human observer lesion detection and localization study // *J. Nucl. Med.* 2011. Vol. 52. № 5. PP. 712-719.
4. *Schaart D.R., van Dam H.T., Seifert S. et al.* A novel, SiPM-array-based, monolithic scintillator detector for PET // *Phys. Med. Biol.* 2009. Vol. 54. № 11. PP. 3501-3512.
5. *Carney J.P.J., Townsend D.W., Rappoport V. et al.* Method for transforming CT images for attenuation correction in PET/CT imaging // *Med. Phys.* 2006. Vol. 33. Iss. 4. PP. 976-983.
6. *Martinez-Moller A., Souvatzoglou M., Delso G. et al.* Tissue classification as a potential approach for attenuation correction in whole-body PET/MRI: Evaluation with PET/CT data // *J. Nucl. Med.* 2009. Vol. 50. № 4. PP. 520-526.
7. *Delso G., Martinez-Moller A., Bundschuh R.A. et al.* Evaluation of the attenuation properties of MR equipment for its use in a whole-body PET/MR scanner // *Phys. Med. Biol.* 2010. Vol. 55. PP. 4361-4374.
8. *Paulus D., Braun H., Aklan B. et al.* Simultaneous PET/MR imaging: MR based attenuation correction of local radiofrequency surface coils // *Med. Phys.* 2012. Vol. 39. Iss. 7. PP. 4306-4315.
9. *Kartmann R., Paulus D.H., Braun H. et al.* Integrated PET/MR imaging: Automatic attenuation correction of flexible RF coils // *Med. Phys.* 2013. Vol. 40. № 8. PP. 1-13.
10. *Coombs B.D., Szumowski J., Coshov W.* Two-point Dixon technique for water-fat signal decomposition with B0 inhomogeneity correction // *Magn. Reson. Med.* 1997. Vol. 38. PP. 884-889.
11. *Akbarzadeh A., Ay M.R., Ahmadian A. et al.* MRI-guided attenuation correction in whole-body PET/MR: Assessment of the effect of bone attenuation // *Ann. Nucl. Med.* 2013. Vol. 27. Iss. 2. PP. 152-162.
12. *Hofmann M., Bezrukov I., Mantlik F. et al.* MRI-based attenuation correction for whole-body PET/MRI: Quantitative evaluation of segmentation- and atlas-based methods // *J. Nucl. Med.* 2011. Vol. 52. № 9. PP. 1392-1399.
13. *Waldman A., Rees J.H., Brock C.S.* MRI of the brain with ultrashort echo-time pulse sequences // *Neuroradiology.* 2003. Vol. 45. PP. 887-892.
14. *Berker Y., Franke J., Salomon A. et al.* MRI-based attenuation correction for hybrid PET/MRI systems: A 4-class tissue segmentation technique using a combined ultrashort-echo-time/Dixon MRI sequence // *J. Nucl. Med.* 2012. Vol. 53. № 5. PP. 796-804.
15. *Grodzki D.M., Jakob P.M., Heismann B.* Ultrashort echo time imaging using pointwise encoding time reduction with radial acquisition (PETRA) // *Magn. Reson. Med.* 2012. Vol. 67. Iss. 2. PP. 510-518.
16. *Delso G., Martinez-Moller A., Bundschuh R.A. et al.* The effect of limited MR field of view in MR/PET attenuation correction // *Med. Phys.* 2010. Vol. 37. PP. 2804-2812.
17. *Nuyts J., Dupont P., Stroobants S. et al.* Simultaneous maximum a posteriori reconstruction of attenuation and activity distributions from emission sinograms // *IEEE Trans. Med. Imaging.* 1999. Vol. 18. Iss. 5. PP. 393-403.
18. *Blumhagen J.O., Ladebeck R., Fenchel M. et al.* MR-based field-of-view extension in MR/PET: B0 homogenization using gradient enhancement (HUGE) // *Magn. Reson. Med.* 2012. Vol. 70. PP. 1047-1057.
19. *Boellaard R., Hofman M.B., Hoekstra O.S. et al.* Accurate PET/MR quantification using time of flight MLAA image reconstruction // *Mol. Imaging. Biol.* 2014. Vol. 16. PP. 469-477.
20. *Stolzmann P., Veit-Haibach P., Chuck N. et al.* Detection rate, location, and size of pulmonary nodules in trimodality PET/CT-MR: Comparison of low-dose CT and Dixon-based MR imaging // *Invest. Radiol.* 2013. Vol. 5. PP. 241-246.
21. *Hatabu H., Alsop D.C., Listerud J. et al.* T2 and proton density measurement of normal human lung parenchyma using submillisecond echo time gradient echo magnetic resonance imaging // *Eur. J. Radiol.* 1999. Vol. 29. PP. 245-252.
22. *Wild J.M., Marshall H., Bock M. et al.* MRI of the lung (1/3): Methods // *Insights. Imaging.* 2012. Vol. 3. Iss. 4. PP. 345-353.
23. *Schmidt M.A., Yang G.Z., Keegan J. et al.* Non-breath-hold lung magnetic resonance imaging with real-time navigation // *Magn. Reson. Mater. Phys.* 1997. Vol. 5. Iss. 2. PP. 123-128.
24. *Johnson K.M., Fain S.B., Schiebler M.L. et al.* Optimized 3D ultrashort echo time pulmonary MRI // *Magn. Reson. Med.* 2013. Vol. 70. Iss. 5. PP. 1241-1250.
25. *Kueth D.O., Adolphi N.L., Fukushima E.* Short data-acquisition times improve projection images of lung tissue // *Magn. Reson. Med.* 2007. Vol. 57. Iss. 6. PP. 1058-1064.
26. *Gibiino F., Sacolick L., Menini A. et al.* Free-breathing, zero-TE MR lung imaging // *Magn. Reson. Mater. Phys.* 2015. Vol. 28. Iss. 3. PP. 207-215.
27. *Takahashi M., Togao O., Obara M. et al.* Ultra-short echo time (UTE) MR imaging of the lung: Comparison between normal and emphysematous lungs in mutant mice // *J. Magn. Reson. Imaging.* 2010. Vol. 32. Iss. 2. PP. 326-333.
28. *Jungraithmayr W., Chuck N., Frauenfelder T. et al.* MR imaging by using very short echo-time sequences after syngeneic lung transplantation in mice // *Radiology.* 2012. Vol. 265. Iss. 3. PP. 753-761.
29. *Ma W., Sheikh K., Svenningsen S. et al.* Ultra-short echo-time pulmonary MRI: Evaluation and reproducibility in COPD subjects with and without bronchiectasis // *J. Magn. Reson. Imaging.* 2015. Vol. 41. Iss. 5. PP. 1465-1474.
30. *Lois C., Bezrukov I., Schmidt H. et al.* Effect of MR contrast agents on quantitative accuracy of PET in combined whole-body PET/MR imaging // *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging.* 2012. Vol. 39. Iss. 11. PP. 1756-1766.
31. *Ladefoged C.N., Andersen F.L., Keller S.H. et al.* PET/MR imaging of the pelvis in the presence of endoprostheses: Reducing image artifacts and increasing accuracy through inpainting // *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging.* 2013. Vol. 40. Iss. 4. PP. 594-601.
32. *Lee Y.H., Lim D., Kim E. et al.* Usefulness of slice encoding for metal artifact correction (SEMAC) for reducing metallic artifacts in 3-T MRI // *Magn. Reson. Imaging.* 2013. Vol. 31. PP. 703-706.

*Павел Борисович Гележе,*  
*научный сотрудник,*

*ГБУЗ «Научно-практический центр медицинской радиологии*  
*Департамента здравоохранения города Москвы»,*

*Сергей Павлович Морозов*  
*д-р мед. наук, профессор,*

*ГБУЗ «Научно-практический центр медицинской радиологии*  
*Департамента здравоохранения города Москвы»,*

*гл. внештатный специалист по лучевой диагностике,*  
*Департамент здравоохранения города Москвы,*

*г. Москва,*

*e-mail: gelezhe.pavel@gmail.com*