

## Оценка точности денситометрических исследований. Применение фантома РСК ФК2

А.В. Петряйкин<sup>1</sup>, М.Я. Смолярчук<sup>1</sup>, Ф.А. Петряйкин<sup>2</sup>, Л.А. Низовцова<sup>1</sup>,  
З.Р. Артюкова<sup>3</sup>, К.А. Сергунова<sup>1</sup>, Е.С. Ахмад<sup>1</sup>, Д.С. Семенов<sup>1</sup>,  
А.В. Владимирский<sup>1</sup>, С.П. Морозов<sup>1</sup>

<sup>1</sup> ГБУЗ «Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы», Москва, Россия

<sup>2</sup> ФГБОУ ВО «Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова», Москва, Россия

<sup>3</sup> ФГАУ ВО «Первый Московский государственный медицинский университет им. И.М. Сеченова Минздрава России» (Сеченовский Университет), Москва, Россия

### Резюме

**Цель исследования** — оценить показатели точности измеряемых методом двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии (ДРА) минеральной плотности кости, минерального содержания кости, площади выделяемой зоны интереса, а также степень влияния на указанные значения наличия жирового слоя и коррекции автосегментирования области позвоночника. **Материал и методы.** Исследования проведены на ДРА-сканере iDXA с использованием разработанного фантома РСК ФК2, моделирующего поясничную область позвоночника и имеющего вкладки для имитирования подкожно-жировой клетчатки (ПЖК). Для корректной оценки показателей точности (воспроизводимости и относительной ошибки) выполнялись пятикратные повторные сканирования. Использовались две модификации фантома РСК ФК2: с моделированием ПЖК и без моделирования, а также два метода выделения области исследования позвоночника: автоматический и коррекция автосегментирования зоны интереса. **Результаты.** Сканирование фантома без вставок ПЖК продемонстрировало систематическое занижение показателей минеральной плотности кости (МПК) и минерального содержания кости (МСК) на всем интервале измеренных значений: средняя относительная погрешность МПК для интервала L1-L4 составила 10,62% с автосегментированием и 7,43% — с его коррекцией. Наименьшая относительная погрешность для МПК и МСК (1,53% и 0,90% соответственно) отмечалась при моделировании ПЖК с коррекцией автосегментации позвоночника. Анализ коэффициента вариации площади позвонков, МСК и МПК показал, что воспроизводимость результатов измерений достаточно высокая, и составила в интервале позвонков L1-L4 для МПК без учета ПЖК 1,00% (автосегментирование) и 0,56% (коррекция). С моделированием ПЖК для интервала позвонков L1-L4 CV = 1,00% (автосегментирование) и 0,68% (коррекция). **Выводы.** При измерениях с имитацией ПЖК наблюдается меньшее значение относительной ошибки, а коэффициент вариации при повторных измерениях не превышает 1% для заданного диапазона МПК. Усредненная относительная погрешность МСК при соблюдении оптимальных условий сканирования также не превышает 1%. Разработанный фантом перспективен для определения кратковременной и долговременной воспроизводимости денситометрических исследований, оптимизации условий сканирования, сравнения ДРА-сканеров в ходе кросс-калибровочных испытаний.

**Ключевые слова:** двухэнергетическая рентгеновская абсорбциометрия, минеральная плотность кости, точность, воспроизводимость, фантом.

Петряйкин А.В., Смолярчук М.Я., Петряйкин Ф.А., Низовцова Л.А., Артюкова З.Р., Сергунова К.А., Ахмад Е.С., Семенов Д.С., Владимирский А.В., Морозов С.П. Оценка точности денситометрических исследований. Применение фантома РСК ФК2. *Травматология и ортопедия России*. 2019;25(3):124-134. doi: 10.21823/2311-2905-2019-25-3-124-134.

**Cite as:** Petraiikin A.V., Smolyarchuk M.J., Petryaykin F.A., Nizovtsova L.A., Artyukova Z.R., Sergunova K.A., Akhmad E.S., Semenov D.S., Vladzmyrsky A.V., Morozov S.P. [Assessment the Accuracy of Densitometry Measurements Using DMA PP2 Phantom]. *Травматология и ортопедия России* [Traumatology and Orthopedics of Russia]. 2019;25(3):124-134. (In Russian). doi: 10.21823/2311-2905-2019-25-3-124-134.

✉ Петряйкин Алексей Владимирович / Alexey V. Petraiikin; e-mail: alexeypetraiikin@gmail.com

Рукопись поступила/Received: 16.08.2019. Принята в печать/Accepted for publication: 15.09.2019.

## Assessment the Accuracy of Densitometry Measurements Using DMA PP2 Phantom

A.V. Petraikin<sup>1</sup>, M.J. Smolyarchuk<sup>1</sup>, F.A. Petryaykin<sup>2</sup>, L.A. Nizovtsova<sup>1</sup>, Z.R. Artyukova<sup>3</sup>, K.A. Sergunova<sup>1</sup>, E.S. Akhmad<sup>1</sup>, D.S. Semenov<sup>1</sup>, A.V. Vladzimirsky<sup>1</sup>, S.P. Morozov<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Practical and Clinical Research Center of Diagnostics and Telemedicine Technologies, Moscow, Russian Federation

<sup>2</sup> Lomonosov Moscow State University, Moscow, Russian Federation

<sup>3</sup> Sechenov First Moscow State Medical University (Sechenov University), Moscow, Russian Federation

### Abstract

**Purpose of the study** — to assess the accuracy of dual energy X-ray absorptiometry (DXA) for measurements of mineral bone density, bone mineral content, area of selected spine zone of examination as well as impact of subcutaneous fat layer and correction of auto-segmenting of the spine on the mentioned parameters. **Material and Methods.** The study was performed on iDXA scanner using the designed phantom DMA PP2 of the lumbar spine with inlays to simulate subcutaneous fat (SF). To ensure correct assessment of measurements (precision and accuracy) the authors performed fivefold repeated scanning. Two modifications of the phantom were used, with and without SF inlays, as well as two methods for selection of spine range for examination — automatic and correction of auto-segmentation. **Results.** Scanning of the phantom without SF inlays demonstrated a systematic understated values of bone mineral density (BMD) and bone mineral content (BMC) along the full measured interval: mean relative error of BMD for L1-L4 interval was 10.62% with automatic segmentation and 7.43% — with correction of auto-segmentation. The least accuracy for BMD and BMC (1.53% and 0.90%, respectively) was observed during SF simulation and with correction of auto-segmentation of the spine. Analysis of variation coefficient for area of examined vertebrae, BMC and BMD demonstrated rather high precision of measurements, namely for BMD without SF in the L1-L4 interval amounted to 1.00% (auto-segmentation) and 0.56% (correction). Variation coefficient for scanning including SF inlays in the interval L1-L4 was 1.00% (auto-segmentation) and 0.68% (correction). **Conclusion.** The lowest level of accuracy was observed with the SFL object; in this case, the variation coefficient did not exceed 1% for all BMD interval. The mean value of the BMC accuracy also did not exceed 1% with the optimal scan parameters. The study proved the effectiveness of “RSK PK2” phantom when estimating the accuracy of BMD and BMC on iDXA scanner.

**Keywords:** dual energy x-ray absorptiometry, bone mineral density, accuracy, precision, phantom.

### Введение

Распространенность остеопороза в Москве в возрастной группе старше 50 лет составляет у женщин 33,8%, у мужчин — 26,9% (по результатам рентгеновской денситометрии поясничного отдела позвоночника и проксимального отдела бедренной кости случайной популяционной выборки жителей) [1]. Общее число случаев перелома проксимального отдела бедренной кости в России в 2010 г. составляло 112 тыс. случаев, а к 2035 г. ожидается увеличение этих показателей: у мужчин на 36%, а у женщин на 43%, до 159 тыс. случаев переломов в год, что обусловлено увеличением продолжительности жизни [2].

Для диагностики остеопороза с успехом применяются двухэнергетическая рентгеновская абсорбциометрия (ДРА) и количественная компьютерная томография (ККТ) [3, 4]. Согласно рекомендациям International Society for Clinical Densitometry и Министерства здравоохранения Российской Федерации, диагноз остеопороза обосновывается

снижением минеральной плотности кости (МПК) в любой из трех зон центральной денситометрии (позвоночник L1-L4, шейка бедренной кости, весь проксимальный отдел бедренной кости) более чем на 2,5 средних квадратичных отклонения (СКО) относительно средних значений для населения в возрасте 20–30 лет, т.е. остеопорозу соответствует T-критерий менее 2,5 СКО [3, 5].

Благодаря программе модернизации здравоохранения Москвы, количество ДРА-сканеров только в системе Департамента здравоохранения увеличилось с 25 в 2010 г. до 49 в 2014 г., и такое количество остается до 2018 г. Согласно отчетной форме № 30 «Сведения о медицинской организации», в 2018 г. в Москве было выполнено 93 тыс. исследований ДРА.

Точное определение МПК необходимо для корректной постановки диагноза «osteoporosis», начала антирезорбтивной терапии с целью профилактики переломов. С помощью денситометрии осуществляется также контроль за проводимым

лечением, и мониторинг возрастных изменений [3, 6]. При проведении ДРА регистрируются показатели минерального содержимого кости (МСК); площадь зоны интереса, затем проводится расчет МПК как отношение МСК к площади исследуемой зоны. Для оценки точности проводимых денситометрических исследований используются два основных показателя: относительная погрешность (ассигасу) и воспроизводимость (precision) [7, 8]. Показатель воспроизводимости более важен, чем относительная ошибка, поскольку позволяет оценить техническую стабильность работы оборудования во времени. В клинической практике также большее значение уделяется оценке воспроизводимости, т.к. она демонстрирует, насколько значимы выявленные изменения МПК у пациентов при повторном измерении (например, в ходе лечения или возрастных изменений). Выделяют кратковременную воспроизводимость (short term precision) — стабильность измерений сканера в течение одного рабочего дня (или в течение одной недели) и долгосрочную воспроизводимость (long term precision) — в течение большего промежутка времени (несколько месяцев, годы) [9].

Несмотря на большое количество выполненных работ, посвященных определению точности денситометрических исследований, проблема остается актуальной для проведения сравнения результатов измерений МПК на денситометрах разных производителей, кросс-калибровок различных денситометров, формирования нормативных баз данных по МПК [10, 11]. Для выполнения указанных работ разработаны модели фантомов, в частности антропоморфный фантом ESP (European spine phantom) [12] и другие. Фантомы позволяют не только оценивать работу отдельных сканеров, но и изучать факторы, влияющие на точность проводимых измерений, например при имитации подкожно-жировой клетчатки (ПЖК) [13, 14]. Ранее была продемонстрирована работа фантома РСК ФК1 (разработка средств контроля — фантом калиевый, первая модификация),

включающего модели объемной и проекционной МПК позвоночника в широком диапазоне [15]. Использование данного фантома позволяет проводить анализ точности денситометрических исследований как для рутинной ДРА, так и для ККТ исследований.

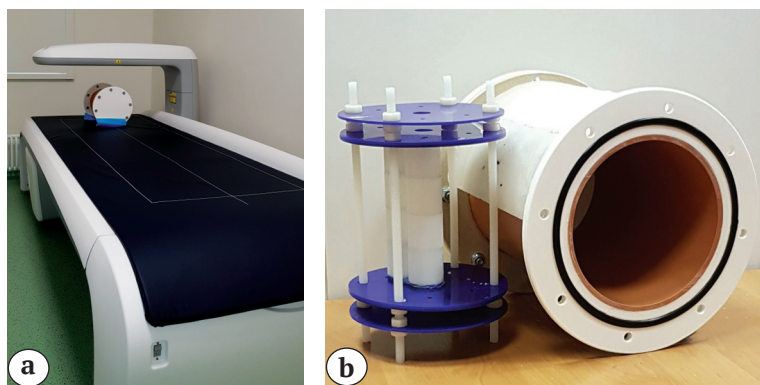
**Цель исследования** — оценить показатели точности измеряемых методом ДРА минеральной плотности кости, минерального содержания кости, площади выделяемой зоны интереса, а также степень влияния на указанные значения наличия жирового слоя и коррекции автосегментирования области позвоночника.

## Материал и методы

### Фантом РСК ФК2

Фантом представляет собой полый цилиндр с внутренним диаметром 18 мм, стенки которого выполнены из полипропилена (толщиной 1 см), с торцов он герметично закрывается фланцевыми соединениями (рис. 1) [15]. Внутренняя полость фантома заполнена дистиллированной водой, в нее помещается пластиковый штатив с четырьмя фиксированным моделями позвонков. Также выполняется моделирование ПЖК путем добавления двух циркулярных парафиновых накладок толщиной 38 мм.

Модели позвонков состоят из цилиндра, имитирующего губчатое вещество тела позвонка, и параллелепипеда, имитирующего кортикальный слой. Модели были изготовлены путем фрезерования из сверхвысокомолекулярного полиэтилена. Структурные элементы заполняются раствором гидроортофосфата калия  $K_2HPO_4$ , который традиционно используется для моделирования минеральной плотности. Характеристики моделей позвонков РСК ФК2 представлены в таблице. Погрешность при приготовлении раствора для моделирования МСК составляет 1,0%, а погрешность расчета результирующей площади элементов, обосновываемая ошибкой изготовления элементов методом фрезерования, 0,5%.



**Рис. 1.** Сканирование фантома РСК ФК2 на денситометре iDXA:  
а — расположение фантома на денситометре iDXA LUNAR (GE);  
б — конструкция фантома

**Fig. 1.** Examination of DMA PP2 phantom on iDXA scanner:  
а — positioning of the phantom in the iDXA LUNAR (GE) densitometer;  
б — phantom design

Основные характеристики фантома РСК ФК2

Маркировка позвонков в фантоме	Объемная МПК для тела позвонка, мг/мл	Проекционная МПК, г/см <sup>2</sup>	МСК, г
L1	50,14	0,586	10,26
L2	100,19	0,886	15,50
L3	150,38	1,177	20,60
L4	200,49	1,475	25,82

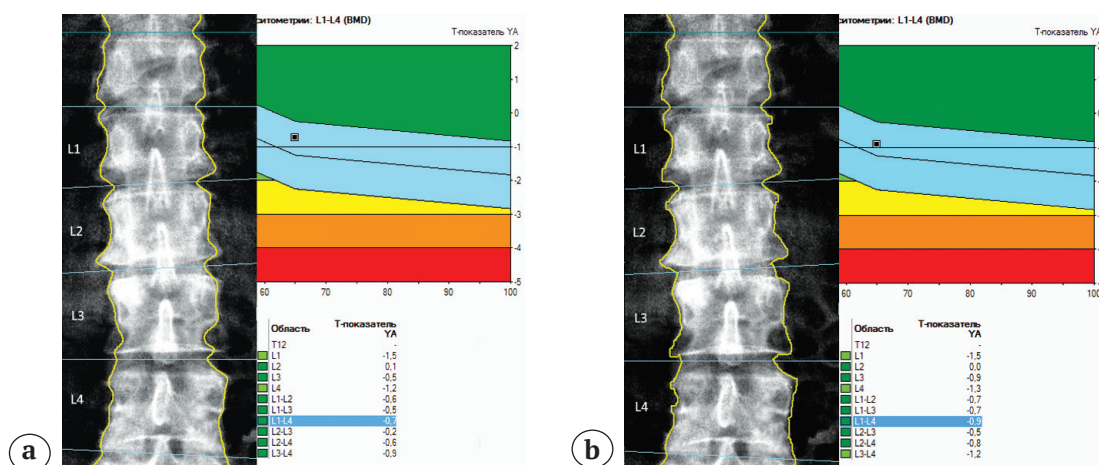
Заданный объем позвонка (тела и кортикального блока) — 68,64 мл. Заданная площадь кортикального блока — 17,5 см<sup>2</sup>. Относительная погрешность заданной МСК ± 1%. Относительная погрешность площади кортикального блока ± 0,5%.

**ДРА-сканирование**

Сканирование фантома проводилось на денситометре iDXA LUNAR (GE, USA), который реализует технологию Narrow Fan Beam, что существенно повышает производительность и точность выполняемых исследований. Измерения фантома РСК ФК2 осуществлялись по стандартной методике сканирования, применяемой для данного сканера. Были указаны следующие параметры для фантома РСК ФК2: возраст — 79 лет, вес — 70 кг. Для оценки показателей точности, согласно рекомендациям международного общества клинической денситометрии [3], было выполнено пятикратное сканирование путем снятия фантома со

стола сканирования и последующего его позиционирования. Сканирование фантома проводилось для двух конфигураций: с имитацией ПЖК и без нее.

После завершения процесса сканирования происходит автоматическое выделение области, включающей позвонки, с последующим расчетом показателей МПК. В рамках данной работы для сравнения результатов измерения МПК была также проведена коррекция автосегментирования специалистом, выполняющим ДРА. Сравнение результатов ДРА показывает, что Т-критерий может уменьшаться при проведении коррекции автоматического выделения области позвонков (рис. 2).



**Рис. 2.** Результаты ДРА-сканирования позвоночника пациентки 65 лет, ИМТ 30,4: а — до проведения коррекции сегментации: Т-критерий L1-L4 составил -0,7 SD, что соответствует норме; б — после коррекции автосегментации: Т-критерий L1-L4 снизился на 0,2 SD и составил -0,9 SD, оставаясь в пределах нормальных показателей, тогда как для позвонков L3-L4 Т-критерий уменьшился с -0,9 SD до -1,2 SD, что соответствует остеопении

**Fig. 2.** DXA measurements, female patient, 65 y.o., BMI 30,4: а — prior to correction of auto-segmenting: T-criteria L1-L4 was 0,7 SD corresponding to the norm; б — after correction of auto-segmentation: T-criteria L1-L4 reduced by 0.2 SD amounting to 0.9 SD remaining within the normal range, while for L3-L4 the T-criteria reduced up to 1.2 SD corresponding to osteopenia

**Анализ результатов**

Относительная ошибка (ε%) показывает, насколько отличается измеренное значение от заданного. Для правильной оценки точности измерений необходимо проводить трудоемкие исследования, основанные на измерении плотности сухого минерального остатка золы и сравнения с МПК по результатам ДРА костных препаратов. По полученным O.L. Svendsen с соавторами данным, разница показателей может составлять от 0 до 15%, что может быть объяснено различным составом мягких тканей тела человека, содержанием жира в костях и костном мозге, а также неточным автоматическим сегментированием. Было показано, что допустимые погрешности составляют 6–7% при оценке МПК позвоночника в прямой проекции [16].

Для оценки точности воспроизводимости применяются несколько показателей: среднее квадратическое отклонение (СКО) измеряемой величины, коэффициент вариации CV % [7] и LSC (Least Significant Change) — показатель, определяющий достоверный диапазон значимых различий (95% ДИ) при повторных измерениях [17]. Также используется оценка среднеквадратичного отклонения измеренных стандартных отклонений (root mean square SD) [9].

Анализ результатов измерений (МПК, МСК и площадь позвонков) проводился для двух конфигураций фантома: с имитацией ПЖК или без нее. По результатам каждого из пяти независимых сканирований фантома программным обеспечением iDXA формировался отчет, в котором указывались измеренные показатели для каждого элемента

фантома в отдельности и средний по результатам оценки четырех секций. Рассчитывалось среднее значение и СКО, по которым в дальнейшем проводилась оценка показателей точности путем расчета воспроизводимости (CV) по формуле 1 и относительной ошибки (ε) по формуле 2:

$$CV\% = \frac{СКО}{\text{среднее}} \times 100\% \quad (1)$$

$$\varepsilon\% = \frac{\text{измеренное} - \text{заданное}}{\text{заданное}} \times 100\% \quad (2)$$

При расчете относительной ошибки для отдельных позвонков не использовался модуль величины, т. е. если средняя измеренная величина ниже заданной, то ε<0, а если выше, то ε>0. Оценочные средние значения ε для интервала четырех секций рассчитаны как средние абсолютные значения для отдельных позвонков.

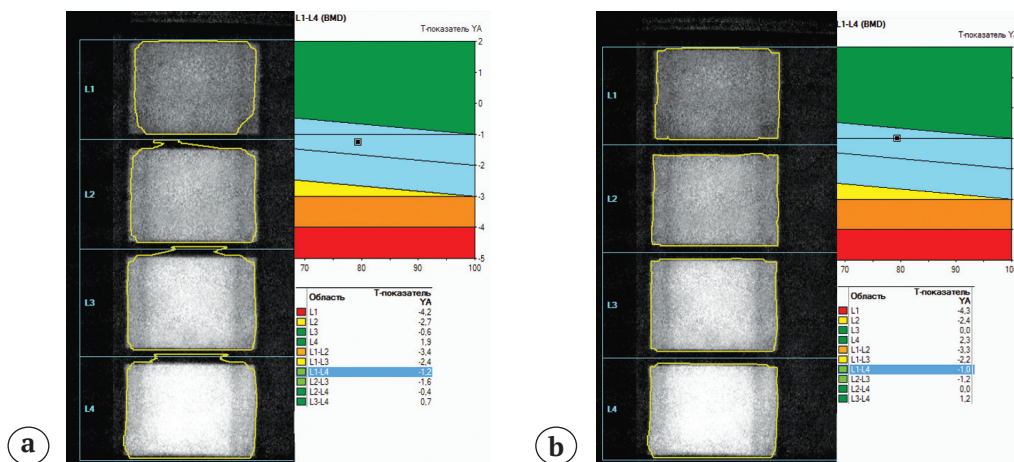
Определение МПК при технологии ДРА производится делением МСК на измеренную площадь согласно формуле 3:

$$\text{МПК (г/см}^2\text{)} = \frac{\text{МСК (г)}}{\text{площадь (см}^2\text{)}} \quad (3)$$

В ходе работы выполнялось сравнение количественных показателей точности для двух методов сегментирования области позвонков: автоматического и после коррекции.

**Результаты**

Результаты сегментации и расчета МПК для автоматического выделения площади и после коррекции представлены на рисунке 3.



**Рис. 3.** Результаты исследования фантома на ДРА-сканере: а — результаты автоматического выделения площади; б — результаты коррекции автоматического выделения площади

**Fig. 3.** Results of phantom examination on DXA scanner: а – after automatic segmentation; б – after correction of auto-segmentation

Разработанный фантом РСК ФК2 имеет характеристики проекционной МПК и МСК с погрешностью, не превышающей 1%. Высокотехнологические методы позволили изготовить модели позвонков с минимальной погрешностью, которая делает вклад в ошибку площади не более 0,5%, что дает возможность оценить работу программы автосегментирования. Для наглядного анализа полученного материала были построены графики зависимости измеренных величин от заданных (рис. 4).

На рисунке представлены результаты проведенных сканирований фантома РСК ФК2: зависимости измеренной МПК от заданной величины (рис. 4, a, d), МСК (рис. 4, b, e) и площади позвонков (рис. 4, c, f).

### *Анализ относительной ошибки измерений*

Показано, что измерения без учета ПЖК приводят к систематическому занижению показателей МПК и МСК на всем интервале измеренных значений. Средняя относительная ошибка ( $\epsilon$ , %) МПК для интервала L1-L4 в этом случае составляет с автосегментированием -10,62%, а при коррекции автосегментирования равняется -6,39%.

При фантомной имитации ПЖК показатели МПК и МСК определяются максимально точно. Наиболее приближены показатели МПК и МСК к идеальной калибровочной прямой при моделировании ПЖК и коррекции автосегментации: относительная ошибка показателей равна 1,53% и 0,90% соответственно, в то время как при автосегментировании относительная ошибка больше: для МПК — 3,80%, для МСК — 3,26%.

Были оценены показатели ошибки не только для всего интервала L1-L4, но и отдельно для каждого позвонка. Так, при автосегментировании наблюдается увеличение ошибки измерений МСК за счет позвонков L1, L2, для которых относительные ошибки равны -6,80% и -3,38% соответственно. Это вызвано недооценкой площади данных позвонков: относительная ошибка определения площади для L1 достигает -8,97% (рис. 3а, рис. 4е), в результате чего минеральное вещество в краевых участках позвонка не включается в расчет. Между тем для позвонка L1 при автосегментации значение МПК определяется достаточно точно, поскольку сниженное значение МСК компенсируется меньшим значением площади (см. формулу 3).

Для позвонков с высокой плотностью L3 и L4, наоборот, происходит переоценка площади при автосегментировании с относительной ошибкой

5,57% (см. рис. 3а). Однако это мало влияет на регистрируемые значения МСК. Например, для наблюдения без учета ПЖК относительная ошибка выделяемой площади  $\epsilon = -3,72\%$  (автосегментирование) и  $\epsilon = -2,75\%$  (коррекция), но отмечается существенное занижение МПК:  $\epsilon = -8,79\%$  (автосегментирование) и  $\epsilon = -2,75\%$  (коррекция), поскольку МПК — это расчетная величина по формуле 3.

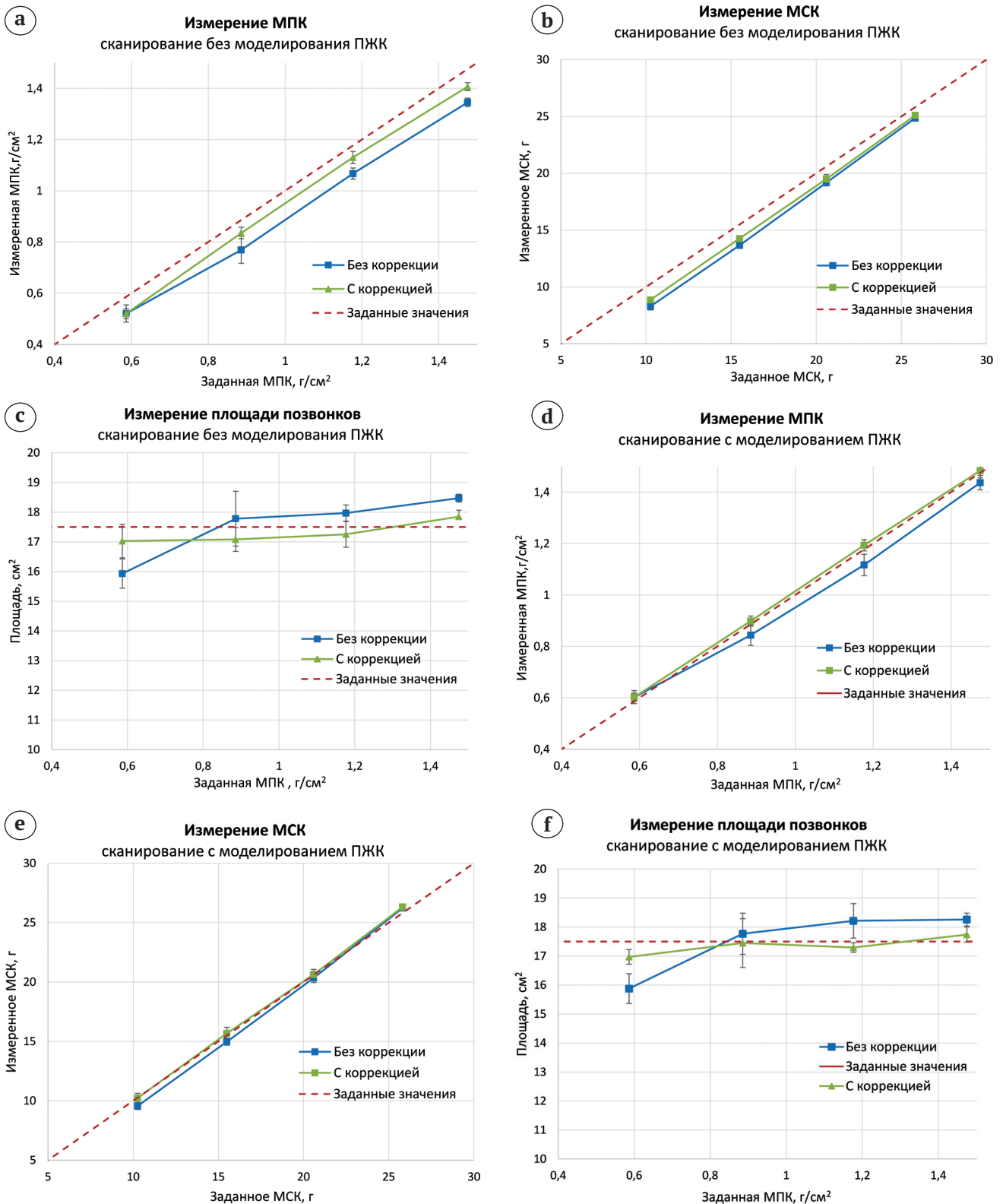
Размах относительной погрешности определения площади для интервала позвонков от L1 до L4 при автосегментировании без ПЖК равен 14,54%, а с коррекцией 4,7%. При моделировании ПЖК размах относительной погрешности составляет при автосегментировании — 13,61%, с коррекцией автосегментации — 4,4%. Таким образом, моделирование ПЖК не оказывает влияния на выделение области позвонков ни с автосегментированием, ни с его коррекцией. Размах относительной погрешности определения площади позвонков после ручной коррекции автосегментатора снизился в 3,1 раза в обоих вариантах сканирования.

### *Анализ воспроизводимости*

Анализ точности определения показателей площади позвонков, МСК и МПК, выраженной как коэффициент вариации CV% (формула 1), показал, что воспроизводимость результатов измерений достаточно высокая и составляет для интервала позвонков L1-L4 для МПК без учета ПЖК 1,00% (автосегментирование) и 0,56% (коррекция автосегментирования). С моделированием ПЖК для интервала позвонков L1-L4 CV = 1,00% (автосегментирование) и 0,68% (коррекция).

Воспроизводимость оценки площади позвонков для диапазона L1-L4 без учета ПЖК составила 0,70% (автосегментирование) и 0,44% (коррекция), а с моделированием ПЖК 0,77% (автосегментирование) и 0,97% (коррекция). Воспроизводимость измерения МСК для интервала позвонков L1-L4 без учета ПЖК составила CV = 0,38% (автосегментирование) и CV = 0,34% с коррекцией; CV = 0,71 с учетом ПЖК и автосегментированием и CV = 0,85% с коррекцией.

Усредненное значение СКО для средних значений МПК в интервале L1-L4 в четырех вариантах измерений (с учетом / без учета ПЖК, автосегментирование/коррекция) составило 0,0097 г/см<sup>2</sup>, что значительно меньше величины 0,01 г/см<sup>2</sup>, заявленной фирмой производителем ДРА-сканера. Полученные значения воспроизводимости МПК в широком диапазоне значений также не превышают заявленные производителем ДРА-сканера величины: CV = 1%.



**Рис. 4.** Графики зависимости измеренных значений МПК (а, д), МСК (б, е) и площади позвонков (с, ф) от соответствующих заданных показателей. Пунктирная линия соответствует «идеальной» прямой при совпадении заданных и измеренных значений. Отмечены средние значения величин ( $n = 5$ ) и 95% ДИ. Синие линии соответствуют значениям при автоматической сегментации области позвонков, а зеленые — после коррекции

**Fig. 4.** Graphs demonstrating relation of BMD values (a, d), bone mineral content (b, e) and area of vertebrae (c, f) to corresponding given parameters. Dotted line corresponds to the “ideal” straight line at matching of given and measured values. Mean values ( $n = 5$ ) and 95% CI are marked. Blue lines on each graph correspond to values obtained with automatic segmentation of vertebrae, green lines — values after correction

## Обсуждение

При проведении ДРА большое значение имеет оценка точности измерений, поскольку проекционная МПК и рассчитанный Т-критерий лежат в основе диагностики остеопороза, согласно клиническим рекомендациям по остеопорозу [5]. Рекомендуемый производителем метод автосегментирования области интереса обусловлен требованиями минимизации времени сканирования и снижения влияния оператора на результаты измерения. Полученные в нашей работе результаты показывают, что необходима оптимизация алгоритмов автосегментирования или внедрение рекомендаций для операторов по усовершенствованию работы. К сожалению, в литературе нет сравнительных исследований оценок МПК при разных методах сегментирования. Однако рассматривается применение программы обработки для оценки объема висцерального жира [18].

Представленные в нашей статье результаты сопоставимы с аналогичными исследованиями, проведенными с применением фантома ESP (European Spine Phantom) для разных моделей ДРА-сканеров [13, 19]. Например, был оценен максимальный разброс относительной погрешности определения МПК на сканерах Lunar Prodigy (GE) в диапазоне МПК 0,5–1,5 г/см<sup>2</sup>, который составил 8,9% [13], тогда как в нашем исследовании в диапазоне МПК 0,58–1,47 г/см<sup>2</sup> разброс относительной погрешности без учета ПЖК равен 2,41%, а с ПЖК 5,35%.

В работе J. Saarelainen с соавторами [19] с ESP фантомом на сканере iDXA показано, что средняя воспроизводимость (CV) определения МПК составляет 0,42%, МСК 0,49%, площадь 0,51%. Этим значениям соответствуют полученные в нашем исследовании результаты с корректировкой автосегментирования: МПК 0,56%, МСК 0,34% и площади 0,44%, без коррекции автосегментирования значения CV несколько выше.

Оценку воспроизводимости денситометрических исследований также проводили А.С. Аврунин с соавторами [20, 21, 22] с использованием другой методики, основанной на расчете относительного размаха измеренных величин, выраженного в виде разницы максимального и минимального значения. По результатам сканирования на фантоме QDR Delphi, моделирующем область поясничных позвонков, авторы получили значения воспроизводимости для L1-L4 2,0%. Используя аналогичную методику для анализа наших данных, были получены сходные средние значения ошибки воспроизводимости 2,3% при сканировании без коррекции автосегментирования и 1,6% после коррекции области выделения.

Полученные данные многократного сканирования фантома позволяют провести анализ точ-

ности исследований, согласно рекомендациям ISCD [3], т.е. косвенно оценить показатель LSC, который соответствует 95% перцентили дисперсии измеренных значений. Это значение можно оценить следующим образом:  $LSC \sim (СКО \times 1,96)$ . Это 95% ДИ значений МПК для последующих измерений. Так, при условии сканирования без ПЖК с автосегментированием для интервала позвонков L1-L4  $СКО = 0,0094$  г/см<sup>2</sup>, тогда оценка  $LSC = 0,0094 \times 1,96 = 0,018$  г/см<sup>2</sup>. При моделировании ПЖК и выполнении ручной коррекции выделения площади  $LSC = 0,0101 \times 1,96 = 0,019$  г/см<sup>2</sup>. Эти данные сопоставимы, хотя несколько выше результатов многократных измерений LSC по рекомендациям ISCD, выполненным на iDXA ( $LSC = 0,014$  г/см<sup>2</sup>) [11]. Фантом PCK ФК2 перспективен для разработки методики оценки LSC без сканирования пациентов, которое актуально в условиях отсутствия нормативно-правовой базы для подобного рода исследований (без медицинских показаний), т.к. по рекомендациям ISCD необходимо проведение повторных сканирований 30 пациентов.

Применение в разработанном фантоме двух вариантов модификации (с моделированием ПЖК и без) обеспечивает проведение кросс-калибровки исследований на разных аппаратах, учитывая значение ИМТ пациентов. Например, результаты сканирования фантомов разных типов, включая ESP, продемонстрировали идентичность измерений МПК для двух сканеров Lunar iDXA и Prodigy, однако последующие исследования пациентов с разными ИМТ выявили различия в измерениях МПК, что позволило уточнить параметры кросс-калибровки [11]. Продемонстрированное в нашей работе влияние жировой ткани, приводящее к относительному повышению измеренной МПК, согласуется с результатами клинических данных, полученных при наблюдении пациентов с ожирением после бариатрического лечения [23].

Результаты показали высокую точность проводимых исследований для ДРА-денситометра, которая соответствует заявленному производителем диапазону. При автосегментировании происходит занижение оценки площади у моделей позвонков с низкой плотностью и завышение — у позвонков с высокой плотностью, что снижает точность определения минеральной плотности кости. При сканировании фантома без имитации подкожно-жировой клетчатки наблюдается занижение показателей минеральной плотности. Разработанный фантом перспективен для определения кратковременной и долговременной воспроизводимости денситометрических исследований, оптимизации условий сканирования, сравнения ДРА-сканеров в ходе кросс-калибровочных испытаний.



## Благодарность

Авторы выражают благодарность фирме ООО «АБ Универсал», Шаюкову Сергею Ахметризовичу за помощь в изготовлении фантома.

## Этика публикации

Конфликт интересов: не заявлен.

Источник финансирования: государственное бюджетное финансирование

## Вклад авторов

Концепция и дизайн исследования — А.В. Петряйкин, М.Я. Смолярчук, Л.А. Низовцова.

Сбор и обработка материала — З.Р. Артюкова, Д.С. Семенов.

Статистическая обработка — Ф.А. Петряйкин, К.А. Сергунова, З.Р. Артюкова.

Написание текста — А.В. Петряйкин, Е.С. Ахмад, Ф.А. Петряйкин.

Редактирование — С.П. Морозов, А.В. Владзимирский, Л.А. Низовцова.

## Литература [References]

1. Михайлов Е.Е., Беневоленская Л.И. Эпидемиология остеопороза и переломов. В кн.: Руководство по остеопорозу. М.: БИНОМ. Лаборатория знаний; 2003. С. 10-55.
2. Mikhailov E.E., Benevolenskaya L.I. [Epidemiology of osteoporosis and fractures]. In: [Osteoporosis Guide]. Moscow: BINOM. Laboratoriya znaniy; 2003. p. 10-55. (In Russian).
3. Lesnyak O., Ershova O., Belova K., Gladkova E., Sinitsina O., Ganert O. et al. Epidemiology of fracture in the Russian Federation and the development of a FRAX model. *Arch Osteoporos.* 2012;7:67-73.
4. 2019 ISCD Official Positions - Adult. Available from: <https://www.iscd.org/official-positions/2019-iscd-official-positions-adult/>.
5. Аврунин А.С., Тихилов Р.М., Шубняков И.И. Динамическая оценка остеопороза ремоделирования костной ткани при использовании неинвазивного метода. *Морфология.* 2009;135(2):66-73. Avrunin A.S., Tikhilov R.M., Shubniakov I.I. [Dynamic assessment of bone tissue osteocytic remodeling using a non-invasive method]. [Morphology]. 2009;135(2):66-73. (in Russian).
6. Мельниченко Г.А., Белая Ж.Е., Рожинская Л.Я., Торопцова Н.В., Алексеева Л.И., Бирюкова Е.В. и др. Федеральные клинические рекомендации по диагностике, лечению и профилактике остеопороза. *Проблемы эндокринологии.* 2017;(6):392-426. doi: 10.14341/probl2017636392-426. Mel'nichenko G.A., Belaya Zh.E., Rozhinskaya L.Ya., Toroptsova N.V., Alekseeva L.I., Biryukova E.V. et al. Russian federal clinical guidelines on the diagnostics, treatment, and prevention of osteoporosis. [Problems of Endocrinology]. 2017;(6):392-426. (In Russian). doi: 10.14341/probl2017636392-426.
7. Аврунин А.С., Тихилов Р.М., Шубняков И.И. Медицинские и околomedicalные причины формирования высокого внимания общества к проблеме потери костной массы. Анализ динамики и структуры публикаций по остеопорозу. *Гений ортопедии.* 2009;(3):5-11. Avrunin A.S., Tikhilov R.M., Shoubniakov I.I. Medical and paramedical causes of formation of high public attention to the problem of bone mass loss. The analysis of dynamics and structure of publications on osteoporosis. *Genij Ortopedii.* 2009;3:5-11. (In Russian).
8. Glüer C.-C., Blake G., Lu Y., Blunt B.A., Jergas M., Genant H.K. Accurate assessment of precision errors: how to measure the reproducibility of bone densitometry techniques. *Osteoporos Int.* 1995;5(4):262-270.
9. Wang L., Su Y., Wang Q., Duanmu Y., Yang M., Yi C. et al. Validation of asynchronous quantitative bone densitometry of the spine: Accuracy, short-term reproducibility, and a comparison with conventional quantitative computed tomography. *Sci Rep.* 2017;7(1): 6284. doi: 10.1038/s41598-017-06608-y.
10. Blake G.M., Fogelman I. Technical principles of dual energy X-ray absorptiometry. *Semin Nucl Med.* 1997;27(3):210-228.
11. Dequeker J., Pearson J., Reeve J., Henley M., Bright J., Felsenberg D. et al. Dual X-ray absorptiometry-cross-calibration and normative reference ranges for the spine: results of a European Community Concerted Action. *Bone.* 1995;17(3):247-254.
12. Hind K., Cooper W., Oldroyd B., Davies A., Rhodes L. A cross-calibration study of the GE-lunar iDXA and prodigy for the assessment of lumbar spine and total hip bone parameters via three statistical methods. *J Clin Densitom.* 2015;18(1):86-92. doi: 10.1016/j.jocd.2013.09.011.
13. Kalender W.A., Felsenberg D., Genant H., Fischer M., Dequeker J., Reeve J. The European Spine Phantom - a tool for standardization and quality control in spinal bone measurements by DXA and QCT. *European J Radiology.* 1995;20:83-92.
14. Laugerette A., Schwaiger B.J., Brown K., Frerking L.C., Kopp F.K., Mei K. et al. DXA-equivalent quantification of bone mineral density using dual-layer spectral CT scout scans. *Eur Radiol.* 2019;29(9):4624-4634. doi: 10.1007/s00330-019-6005-6
15. Engelke K., Lang T., Khosla S., Qin L., Zysset P., Leslie W.D. et al. Clinical Use of Quantitative Computed Tomography-Based Advanced Techniques in the Management of Osteoporosis in Adults: the 2015 ISCD Official Positions-Part III. *J Clin Densitom.* 2015;18(3):393-407. doi: 10.1016/j.jocd.2015.06.010.
16. Петряйкин А.В., Сергунова К.А., Петряйкин Ф.А., Ахмад Е.С., Семенов Д.С., Владзимирский А.В. и др. Рентгеновская денситометрия, вопросы стандартизации (обзор литературы и экспериментальные данные). *Радиология – практика.* 2018;67(1):50-62. Petraikin A.V., Sergunova K.A., Petryaykin F.A., Ahmad E.S., Semenov D.S., Vladzimirskyy A.V. et al. X-ray Densitometry, Standardization (Literature Review and Experimental Data). [Radiology – Practice]. 2018;67(1):50-62. (In Russian).
17. Svendsen O.L., Hassager C., Skødt V., Christiansen C. Impact of soft tissue on in vivo accuracy of bone mineral measurements in the spine, hip, and forearm: a human cadaver study. *J Bone Miner Res.* 1995;10(6): 868-873.
18. Precision Assessment & Calculator FAQs. Available from: <https://www.iscd.org/resources/faqs/precision-assessment/>.
19. Carver T.E., Court O., Christou N.V., Reid R.E.R., Andersen R.E. Precision of the iDXA for visceral adipose

- tissue measurement in severely obese patients. *Med Sci Sport Exerc.* 2014;46(7):1462-1465.
19. Saarelainen J., Hakulinen M., Rikkonen T., Kröger H., Tuppurainen M., Koivumaa-Honkanen H. et al. Cross-Calibration of GE Healthcare Lunar Prodigy and iDXA Dual-Energy X-Ray Densitometers for Bone Mineral Measurements. *J Osteoporos.* 2016;2016:1424582. doi: 10.1155/2016/1424582.
  20. Аврунин А.С., Тихилов Р.М., Шубняков И.И., Карагодина М.П., Плиев Д.Г., Товпич И.Д. Ошибка воспроизводимости аппаратно-программного комплекса Lunar Prodigy (version Encore) (Prodigy) при исследовании фантомов и костных структур. *Гений ортопедии.* 2010;4:104-110. Avrunin A.S., Tikhilov R.M., Shubniakov I.I., Karagodina M.P., Pliyev D.G., Tovpich I.D. Reproducibility error of Lunar Prodigy (Version Encore) (Prodigy) apparatus-programming complex in studying phantoms and bone structures. *Genij Ortopedii.* 2010;4:104-110. (In Russian).
  21. Аврунин А.С., Павлычев А.А., Карагодина М.П., Шубняков И.И. Хронобиологические характеристики колебаний ошибки воспроизводимости метода двухэнергетической абсорбциометрии при определении проекционной минеральной плотности в зонах Груена. *Медицинская визуализация.* 2016;4:100-108. Avrunin A.S., Pavlychev A.A., Karagodina M.P., Shoubniakov I.I. Chronobiological characteristics of the projection-mineral density repeatability error oscillations determined by DEXA method in Gruen regions. *Medical Visualization.* 2016;4:100-108. (In Russian).
  22. Аврунин А.С., Тихилов Р.М., Шубняков И.И., Емельянов В.Г. Оценивает ли двухэнергетическая рентгеновская абсорбциометрия параметры физиологического обмена минерального матрикса? *Гений ортопедии.* 2008;1:41-49. Avrunin A.S., Tikhilov R.M., Shoubniakov I.I., Yemeliyanov V.G. Does double-energy roentgen absorptiometry allow estimation of mineral matrix physiological metabolism? *Genij Ortopedii.* 2008;1:41-49. (In Russian).
  23. Yu E.W., Bouxsein M.L., Roy A.E., Baldwin C., Cange A., Neer R.M. et al. Bone loss after bariatric surgery: discordant results between DXA and QCT bone density. *J Bone Miner Res.* 2014;29(3):542-550. doi: 10.1002/jbmr.2063.

## СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ:

*Петрайкин Алексей Владимирович* — канд. мед. наук, старший научный сотрудник отдела разработки средств контроля и технического мониторинга, ГБУЗ «Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы», Москва

*Смолярчук Максим Ярославович* — врач-радиолог, эксперт, ГБУЗ «Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы», Москва

*Петрайкин Федор Алексеевич* — ординатор кафедры лучевой диагностики, факультет фундаментальной медицины, ФГБОУ ВО «Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова», Москва

*Низовцова Людмила Арсеньевна* — д-р мед. наук, профессор, главный научный сотрудник, ГБУЗ «Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы», Москва

*Артюкова Злата Романовна* — студент кафедры медицинской биофизики, ФГАОУ ВО «Первый Московский государственный медицинский университет им. И.М. Сеченова Минздрава России» (Сеченовский Университет), Москва

*Сергунова Кристина Анатольевна* — канд. тех. наук, руководитель отдела разработки средств контроля и технического мониторинга, ГБУЗ «Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы», Москва

*Ахмад Екатерина Сергеевна* — научный сотрудник отдела разработки средств контроля и технического мониторинга, ГБУЗ «Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы», Москва

## AUTHOR'S AFFILIATIONS:

*Alexey V. Petraikin* — Cand. Sci. (Med.), Senior Researcher, Technical Monitoring and QA Development, Practical and Clinical Research Center of Diagnostics and Telemedicine Technologies, Moscow, Russian Federation

*Maksim Ya. Smoliarchuk* — Research Officer, Nuclear Medicine Physician, Practical and Clinical Research Center of Diagnostics and Telemedicine Technologies, Moscow, Russian Federation

*Fedor A. Petraykin* — Resident, Department of Fundamental Medicine, Lomonosov Moscow State University, Moscow, Russian Federation

*Lyudmila A. Nisovtsova* — Dr. Sci. (Med.), Professor, Chief Researcher, Practical and Clinical Research Center of Diagnostics and Telemedicine Technologies, Moscow, Russian Federation

*Zlata R. Artyukova* — Student, Sechenov First Moscow State Medical University (Sechenov University), Moscow, Russian Federation

*Kristina A. Sergunova* — Cand. Sci. (Tech.), Head of Technical Monitoring and QA Development Department, Practical and Clinical Research Center of Diagnostics and Telemedicine Technologies, Moscow, Russian Federation

*Ekaterina S. Akhmad* — Researcher, Technical Monitoring and QA Development, Practical and Clinical Research Center of Diagnostics and Telemedicine Technologies, Moscow, Russian Federation

*Семенов Дмитрий Сергеевич* — научный сотрудник отдела разработки средств контроля и технического мониторинга, ГБУЗ «Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы», Москва

*Владимирский Антон Вячеславович* — д-р мед. наук, заместитель директора по научной работе, ГБУЗ «Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы», Москва

*Морозов Сергей Павлович* — д-р мед. наук, профессор, директор ГБУЗ «Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы», Москва

*Dmitry S. Semenov* — Researcher, Technical Monitoring and QA Development Department, Practical and Clinical Research Center of Diagnostics and Telemedicine Technologies, Moscow, Russian Federation

*Anton V. Vladzimirsky* — Dr. Sci. (Med.), Deputy Director for Science, Practical and Clinical Research Center of Diagnostics and Telemedicine Technologies, Moscow, Russian Federation

*Sergey P. Morozov* — Dr. Sci. (Med.), Professor, Director, Practical and Clinical Research Center of Diagnostics and Telemedicine Technologies, Moscow, Russian Federation