

Рентгеновская денситометрия, вопросы стандартизации (обзор литературы и экспериментальные данные)

А. В. Петряйкин^{*},¹, К. А. Сергунова¹, Ф. А. Петряйкин², Е. С. Ахмаг¹, Д. С. Семенов¹,
А. В. Владзимирский¹, Л. А. Низовцова¹, С. П. Морозов¹

¹ ГБУЗ «Научно-практический центр медицинской радиологии Департамента здравоохранения г. Москвы»

² Московский государственный университет им. М. В. Ломоносова, факультет фундаментальной медицины

X-ray Densitometry, Standardization (Literature Review and Experimental Data)

A. V. Petraikin^{*},¹, K. A. Sergunova¹, F. A. Petryaykin², E. S. Ahmad¹, D. S. Semenov¹,
A. V. Vladzimirsky¹, L. A. Nizovtsova¹, S. P. Morozov¹

¹ Research and Practical Center of Medical Radiology, Department of Healthcare of Moscow

² M. V. Lomonosov Moscow State University, Faculty of Fundamental Medicine

Реферат

Представлены методы рентгеновской денситометрии, направленные на оценку минеральной плотности костной ткани и своевременное выявление остеопороза. В литературном обзоре представлены сведения о проблеме стандартизации и воспроизводимости результатов количественных измерений, описаны используемые для оценки фантомы поясничных позвонков и проксимального отдела бедренной кости. Также представлены результаты собственных экспериментальных наблюдений и сопоставления данных методов.

Ключевые слова: денситометрия, стандартизация измерений, остеопороз, минеральная плотность кости, количественная компьютерная томография, двухэнергетическая рентгеновская абсорбциометрия.

Abstract

X-ray densitometry methods are aimed at the bone mineral density assessing and osteoporosis timely diagnostics. The literature review provides information on the problem of standardization and reproducibility

** Петряйкин Алексей Владимирович, кандидат медицинских наук, доцент, старший научный сотрудник ГБУЗ «Научно-практический центр медицинской радиологии Департамента здравоохранения г. Москвы».*

Адрес: 109029, г. Москва, Средняя Калитниковская ул., д. 28, стр. 1.

Тел.: +7 (495) 276-04-36. Электронная почта: alexeypetraikin@gmail.com

Petraikin Alexey Vladimirovich, Ph. D. Med., Associate Professor, Senior Researcher, Research and Practical Center of Medical Radiology, Moscow Healthcare Department.

Address: 28-1, ul. Srednyaya Kalitnikovskaya, Moscow, 109029, Russia.

Phone number: +7 (495) 276-04-36. E-mail: alexeypetraikin@gmail.com

of the results of quantitative measurements and descriptions of the lumbar vertebrae and the proximal femur phantoms. The results of our own experimental observations and comparisons of X-ray densitometry methods are also presented.

Key words: Densitometry, Reference Standards, Osteoporosis, Bone Density, Quantitative Computed Tomography, X-Ray Absorptiometry.

На сегодняшний день в России диагностике остеопороза (ОП) уделяется значительное внимание [3]. Популяционные исследования свидетельствуют о том, что ОП страдают каждая третья женщина и каждый четвертый мужчина старше 50 лет. Еще более чем у 40 % лиц обоего пола определяются признаки остеопении. Широкое распространение рентгеновских методов диагностики ОП требует стандартизации методик определения минеральной плотности костной ткани (МПКТ), повышению точности и воспроизводимости данных, проведения кросс-калибровок, позволяющих сравнить результаты определения МПКТ на разных аппаратах и различными методами [16].

Рентгеновские методы диагностики остеопороза

Современная система здравоохранения включает различные программы повышения качества жизни, направленные на выявление и лечение заболеваний на ранних стадиях, что способствует росту продолжительности жизни населения. ОП как причина инвалидности и смертности занимает одно из ведущих мест после таких заболеваний, как сердечно-сосудистые, онкологические и сахарный диабет.

Основными клиническими проявлениями ОП являются низкоэнергетические переломы, возникающие вследствие снижения костной массы и нарушения микроархитектоники костной ткани [6].

Диагностику ОП и остеопении, при которой также наблюдается снижение плотности костной ткани, возможно проводить как с помощью качественных методов исследования, так и на основе количественных характеристик.

Среди методов визуальной оценки в диагностике ОП важное место отводится рутинной рентгенографии. В качестве одной из рекомендаций [6] в определенных клинических ситуациях предложено проведение рентгенографии позвоночника от Th4 до L5 позвонков для исключения компрессионных переломов. Факт определения компрессионного перелома тела одного позвонка повышает риск переломов других позвонков в 3 – 5 раз. Однако данных рутинной рентгенографии для проведения корректной оценки риска переломов недостаточно [6]. Для этих целей принято использовать количественный параметр — минеральная плотность костной ткани (далее — МПКТ), характеризующий механическую прочность кости и определяемую как концентрацию гидроксипапатита кальция, основного неорганического вещества кости.

В соответствии с требованиями классификации ВОЗ для оценки значений МПКТ, получаемых при остеоденситометрических исследованиях, используется T-критерий, представляющий собой стандартное отклонение (SD) выше или ниже среднего показателя от пика костной массы (МПКТ) молодых женщин в возрасте 20–29 лет. Соглас-

но T-критерию: нормальные показатели соответствуют значениям МПКТ до -1 SD. Если измеренные значения МПКТ находятся в диапазоне от -1 до $-2,5$ SD, диагностируется остеопения, если менее $-2,5$ SD — ОП, если при этом отмечен хотя бы один перелом, то диагностируется тяжелый ОП. Z-критерий представляет собой стандартное отклонение выше или ниже среднего показателя МПКТ у здоровых мужчин и женщин аналогичного возраста [6]. Для получения количественных данных о МПКТ применяются следующие рентгеновские методы: двухэнергетическая рентгеновская абсорбциометрия (DXA), количественная компьютерная томография (QCT), а также новая разновидность компьютерной томографии — двухэнергетическая компьютерная томография (DECT).

DXA проксимального отдела бедра и поясничных позвонков на уровне L1-L4 — «золотой стандарт» лучевой диагностики ОП, позволяющий количественно определять МПКТ [1, 18]. Технология DXA основана на регистрации прошедшего рентгеновского излучения на 2 энергиях и дальнейшего вычисления проекционной плотности костной ткани. МПКТ в DXA определяется как значение плотности, измеряемой в граммах на квадратный сантиметр. DXA позволяет различить структурные особенности костной ткани, представить данные в формате T- и Z-критериев. Основным преимуществом данного метода является малая эффективная доза ($5 - 20$ мкЗв на исследование [18]).

Для данной методики характерны случаи ошибочного определения МПКТ, связанные с типом используемого оборудования, особенностями калибровки с помощью штатных фантомов, а также

анатомическими особенностями пациента [5, 18]. Например, исследования поясничного отдела и бедра чувствительны к дегенеративным изменениям (костные разрастания при остеохондрозе и спондилезе, обызвествления сосудистого характера) [18]. DXA имеет также ограничение измерения МПКТ у пациентов с индексом массы тела больше 25 кг/м².

МПКТ в методике QCT определяется как значение содержания кальция в миллиграммах на кубический сантиметр объема костной ткани в телах позвонков [7]. Возможно измерение в единицах г/см² для бедренных костей. В основе метода лежит пересчет полученных в результате КТ-сканирования единиц Хаунсфилда (HU) по калибровочной прямой в значения МПКТ. Существует QCT с синхронным и асинхронным сканированием фантома. В первом случае исследование пациента проводят совместно с фантомом, во втором — фантом сканируют отдельно [7, 9]. В работе [9] сравниваются результаты стандартной и асинхронной QCT. Средние показатели объемной плотности были ниже для асинхронного метода, чем для стандартного. Авторы связывают это с эффектом усиления жесткости луча, обусловленного наличием фантома, приводящего к сдвигу на $2,3$ мг/см³.

Объемная минеральная плотность трабекулярной кости более чувствительна к особенностям метаболизма костной ткани, менее зависима от наличия дегенеративных изменений, индекса массы тела и др. В работе [8] при сравнении QCT с DXA в результате анализа ROC-кривых было показано, что Z-критерий, рассчитанный по данным QCT, выделяет пациентов с ОП из группы обследованных лиц без перело-

мов с лучшей чувствительностью, чем все другие измерения. Было показано, что результаты DXA относительно слабо зависят от возраста, в то время как результаты определения МПКТ губчатого вещества тел позвонков по данным QCT сильно зависят от возраста, что и определяло эффективность диагностики ОП.

Перекрестные исследования показали, что метод QCT позволяет лучше выявлять пациентов с низкотравматическими переломами позвоночника [18]. В работе [9] было показано, что у женщин в постменопаузе с ОП, длительно принимающих глюкокортикоиды, QCT является лучшим предиктором переломов, чем DXA.

Отмечается, что QCT по сравнению с DXA более точно определяет костную плотность в динамике [23] после оперативного бариатрического лечения ожирения. Снижение МПКТ по данным DXA обусловлено переоценкой МПКТ при первоначальных измерениях данным методом. В работе [19] отмечена переоценка МПКТ по данным DXA и как следствие недооценка ОП. Это уменьшает чувствительность DXA для диагностики ОП. Подобные результаты были получены с помощью фантомного моделирования [22]. Вместе с тем отмечается, что QCT также может давать некорректные (завышенные) данные благодаря эффекту усиления жесткости луча, а также артефакты «вне поля сканирования». Но эти эффекты менее выражены, чем при DXA.

Одним из важных преимуществ QCT является возможность оценки МПКТ методом оппортунистического скрининга, т. е. на основе результатов КТ-исследований, выполненных с другими целями, например, КТ серд-

ца, грудной клетки, позвоночника, КТ-колоноскопии и др. [10].

Американским колледжем радиологов приведены показания к использованию метода QCT [24], а также указано, что единственное противопоказание связано с относительно большой лучевой нагрузкой (1,5–2,9 мЗв [18]) по сравнению с DXA. Вместо T-критерия, который не может быть использован для диагностики ОП позвоночника [18, 24], при проведении QCT предлагается классифицировать измеренную объемную МПКТ в соответствии с приведенными пороговыми значениями [24].

В официальной позиции Международного общества по клинической денситометрии (International Society for Clinical Densitometry ISCD) [13] отмечается, что T-критерий оценки МПКТ для шейки бедра и целого бедра, рассчитанный по двумерной проекции QCT, эквивалентен соответствующему T-критерию DXA для постановки диагноза ОП согласно рекомендациям ВОЗ.

Существуют дополнительные методики денситометрии: периферическая DXA, периферическая QCT (p-QCT), цифровая радиограмметрия и моноэнергетическая рентгеновская абсорбциометрия (SXA) [1, 18]. Результаты данных исследований слабо коррелируют с количественными показателями денситометрии центральных отделов. T-критерии диагностики ОП в настоящее время для данных методов неприменимы.

Наиболее современным методом определения МПКТ, являющимся трехмерным аналогом DXA, является двухэнергетическая КТ — DECT (Dual-Energy Computed Tomography). При данном исследовании проводится ре-

гистрация сигнала от детекторов при различных значениях энергии рентгеновского излучения. Это позволяет снизить артефакты, связанные с усилением жесткости луча, и получить сведения о количественном составе тканей благодаря отличиям профилей поглощения различных веществ. Для денситометрии выбирается режим определения содержания кальция и воды в каждом вокселе [21].

Помимо указанных выше техник измерения МПКТ, существуют другие нерентгеновские методики оценки состояния костной ткани. К ним относятся магнитно-резонансная томография (МРТ), МР-спектроскопия и перфузия, ультразвуковая денситометрия. Эти методы оптимизированы для качественного определения костной архитектуры, метаболизма кости, для лучшего предсказания костной прочности и более чувствительного мониторинга терапевтического лечения [6, 18]. В клинической диагностике ОП данные технологии в настоящее время не применяются [6].

Стандартизация исследований при рентгеновской остеоденситометрии

Для проведения ежедневного контроля качества и кросс-калибровки между разными аппаратами, установленными в европейских медицинских организациях, был разработан фантом ESP (European Spine Phantom) размером 18 × 26 см, состоящий из 3 секций, каждая из которых имеет форму позвонка с разным содержанием минералов костной ткани [16]. Для приближения к антропометрическим параметрам концентрация гидроксиапатита в трабекулярной кости разных секций составила 50, 100 и 200 мг/см³ (0,5; 1 и 1,5 г/см² для про-

екционной плотности, измеряемой на прямой DXA), толщина кортикальной кости 0,5; 1 и 1,5 мм соответственно, а ее плотность равна 800 мг/см³ для всех секций. Данное конструкторское решение позволило использовать стандартный протокол сканирования пациента для обоих методов: DXA и QCT. Для корректной автоматической сегментации в начало и конец ряда позвонков добавлены дополнительные фрагменты для моделирования продолжения позвоночника.

Работа [16] посвящена сравнению измерений МПКТ пациентов на DXA-сканерах 3 разных производителей до и после применения фантома ESP. Только после проведения соответствующих корректировок были получены сопоставимые результаты измерения МПКТ [20]. Использование фантома ESP позволило не только повысить качество рутинных диагностических процедур, но и проводить многоцентровые клинические исследования с применением кросс-калибровки. В работе [11] представлен анализ большого материала DXA-исследований (обследовано 1035 женщин в возрасте от 20 до 80 лет, представителей европеоидной расы), проведенных на аппаратах 4 фирм-производителей. Фантом ESP позволил конвертировать результаты измерений, выполненные на различных сканерах, в единые значения минеральной плотности костной ткани. Необходимость проведения калибровочных испытаний с помощью ESP отмечена в работах [9, 12].

Если фантомы для позвоночника были разработаны и изготовлены в начале 90-х годов [16] и их клиническое использование продолжалось в дальнейшем [8, 11, 12, 14, 16], то антропоморфные фантомы, имитирующие прокси-

мальный отдел бедренной кости, были разработаны сравнительно недавно.

Существующие фантомы, имитирующие диафиз бедра, не удовлетворяют перспективным запросам исследователей и клиницистов. Проксимальный отдел бедра — геометрически сложная фигура, поэтому антропоморфное и в то же время стандартизованное моделирование данного анатомического региона с инженерной точки зрения непростая задача. Предложенный фантом [17] представляет собой модульную конструкцию, включающую в себя «губчатое вещество» с относительно низкой рентгеновской плотностью $1,09 \text{ г/см}^3$ и «кортикальную» окружающую оболочку плотностью $1,70 \text{ г/см}^3$. Модули различаются по форме поперечного сечения, а осевая длина каждого сегмента составляет 20 мм.

Высокое анатомическое сходство с реальными костными структурами позволяет использовать фантом со структурными геометрическими алгоритмами DXA и QCT, предназначенными для клинического применения. Это новые методы оценки механической прочности кости, отличные от измерения T-критерия и позволяющие предсказывать риск перелома: анализ конечных элементов (Finite Element Analysis, FEA) [15], анализ структуры бедра (Hip Structure Analysis, HSA) [17]. Полученные по данным DXA геометрические измерения, используемые в алгоритме HSA, хорошо коррелированы со значениями непосредственной геометрии фантома [17].

По оценочным данным ОП в России страдает 14 млн человек (10 % населения страны), еще у 20 млн есть остеопения [6]. Это означает, что у 34 млн жителей страны имеется высокий риск патологических переломов. Ожидает-

ся, что в связи со старением населения число больных ОП в РФ к 2050 г. вырастет на 1/3 [3]. Распространенность ОП в Москве составляет до 19,8 % у женщин и 13,3 % у мужчин в возрасте старше 50 лет. В настоящее время диагностика ОП в медицинских организациях (МО) ДЗМ г. Москвы осуществляется с использованием 44 рентгеновских остеоденситометров, а также 3 КТ с возможностью оценки МПКТ с помощью программы QCT ProTM, число которых будет увеличиваться с учетом возрастающей потребности в данном виде исследований. Калибровка сканеров проводится в соответствии с рекомендациями фирм-производителей. Однако, как показали исследования [4, 14, 16], измерения для одного и того же пациента, проведенные на разных сканерах с использованием одинаковой процедуры сканирования, не могут быть достоверно сопоставлены. Это требует разработки методики испытаний для унификации и обеспечения воспроизводимости результатов количественных измерений МПКТ.

Особенностью КТ является наличие эффектов усиления жесткости луча (beam hardening) и рассеяния (scattering), методик их коррекции, приводящих к изменению рентгеновской плотности вдоль сечения цилиндрического тестового объекта или пациента [2]. В работе [12] указана необходимость учета данных эффектов при контроле МПКТ методом QCT во всех вариантах (синхронный фантом, асинхронный, технологии, ориентированные на измерение относительно тканей пациента) [12], которые не могут быть оценены с использованием указанных выше фантомов. Фантом ESP не позволяет свободно перемещать объекты, имитирующие позвонки, в плоскости

сечения фантома, поскольку они залиты эпоксидной резиной. Кроме этого, композиты, используемые при изготовлении эквивалента воды [16], могут давать погрешности в определении МПКТ при ДЕСТ. Зависимость МПКТ по данным DXA и ДЕСТ при использовании фантома ESP носит нелинейный характер, при этом в статье приведены данные только линейной аппроксимации.

Экспериментальные данные

С целью преодоления данных недостатков, а также для выполнения сравнения различных рентгеновских методов определения МПКТ между собой был разработан фантом РСК-ФК (отдел разработки средств контроля, фантом с гидрофосфатом калия).

Фантом РСК-ФК представляет собой 4 полых цилиндрических пластиковых сосуда-«позвонка» (диаметр и высота 3,5 см, толщина стенки 2 мм), изготовленных методом трехмерной печати (рис. 1, а). Цилиндры были заполнены растворами гидрофосфата калия различной концентрации. Данное вещество хорошо растворимо и позволяет имитировать показатель МПКТ в широ-

ком диапазоне. Для позиционирования «позвонков» предусмотрен кронштейн из рентгеноконтрастного материала. Фантом был погружен в сосуд с физиологическим раствором, имитирующим тело человека диаметром 32 см. Позвонки могли перемещаться в кронштейне, занимая позиции в центре цилиндра с жидкостью и по периферии (12 см от центра).

Были выбраны следующие концентрации гидрофосфата калия: 29,45 и 60,33 мг/см³, имитирующие ОП; 92,62 мг/см³ для имитации остеопении; 161,46 мг/см³ для имитации нормальных значений МПКТ. Пороговые значения выбраны по рекомендации ВОЗ и АСР.

КТ-изображения фантома в центре (рис. 1, б) и на периферии емкости с физиологическим раствором были обработаны при помощи программы QCT для получения значения минеральной плотности. КТ-сканирование проводилось на сканере Toshiba Aquillion 64 (120 КВ, 100 мА, FOV 40 см, кернель FC08), программное обеспечение для определения МПКТ (QCT Pro™ с асинхронным фантомом). DXA выполнены на денситометре DEXXUM T,

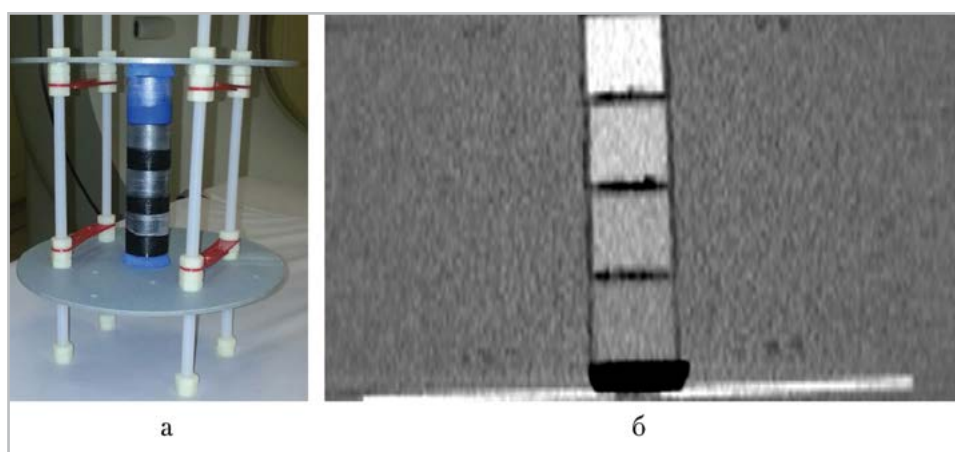


Рис. 1. Фантом НПЦ ФК: а — внешний вид; б — изображение, полученное при КТ-сканировании

OsteoSys. Цифровая рентгенография выполнена на аппарате GE BRIVO-DRF, укомплектованном матрицей детекторов. DECT с денситометрией выполнена на аппарате GE Discovery CT750 с модуляцией напряжения на трубке (80 140 KV) (рис. 2, а – г).

При оценке точности количественных данных методом QCT была установлена линейная зависимость МПКТ от значений рентгеновской плотности в исследуемом диапазоне (см. рис. 2, а). Однако при расположении фантома в центре емкости, имитирующей тело человека, наблюдалось систематическое завышение плотности приблизительно

на 10 мг/см³, что соответствует ошибке до 34 % для «позвонка» самой низкой плотности. Погрешность измерений при исследовании фантома на периферии емкости не превышала 6,6 %. С учетом строго линейной зависимости полученных кривых (коэффициент детерминации составил R² = 1) указанные погрешности могут быть устранены путем введения корректирующих коэффициентов для соответствующих расположений фантома.

Результаты исследования фантома РСК-ФК методом рентгенографии представлены на рис. 2, в. Линейная зависимость была установлена при напря-

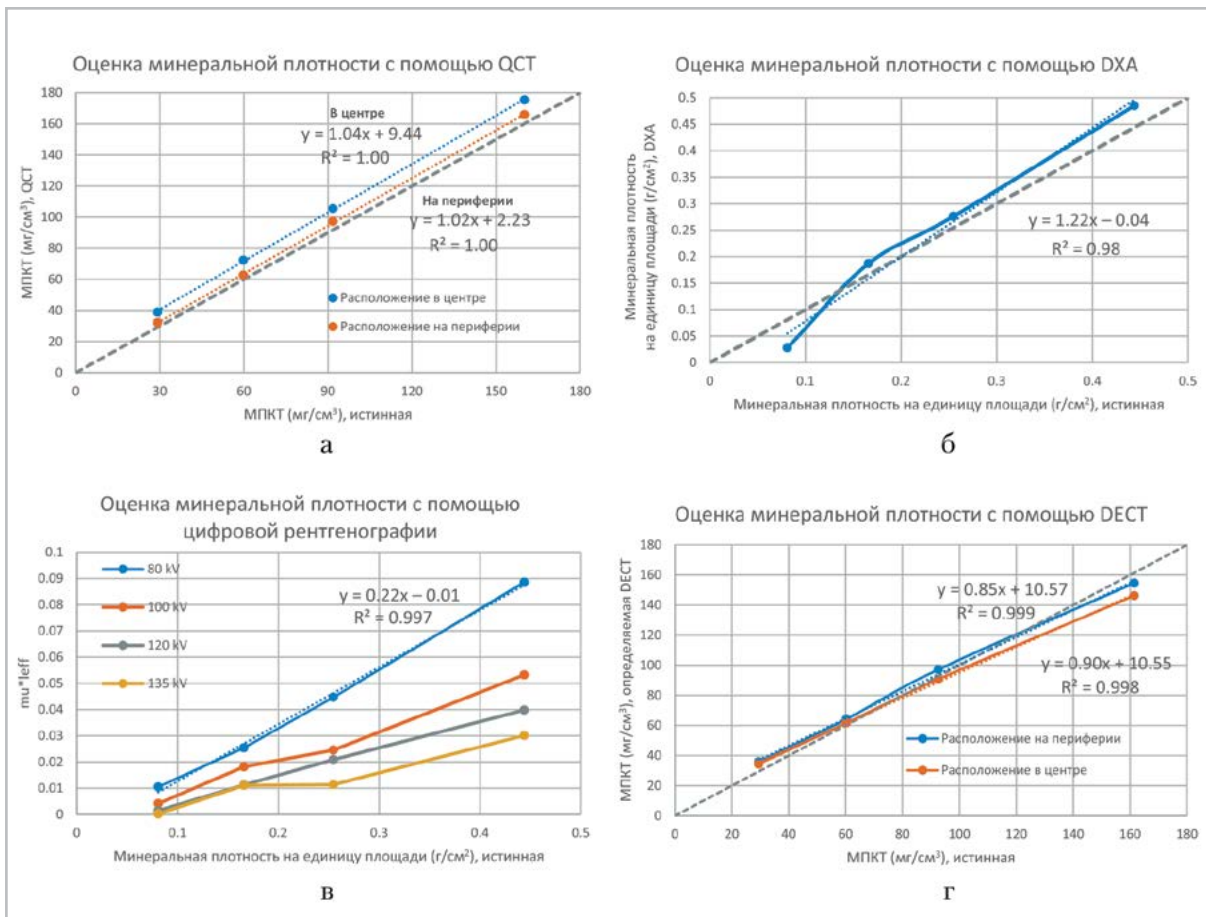


Рис. 2. Графики зависимостей измеренных значений минеральной плотности костной ткани от заданных значений для разных рентгеновских методик: а – QCT; б – DXA; в – цифровая рентгенография; г – DECT

жении 80 кВ. При выборе других значений анодного напряжения наблюдались искажения формы кривой и угла наклона. Таким образом, подобрать единую калибровочную кривую не представляется возможным, что не позволяет рассматривать данный метод как перспективный с учетом автоматического режима съемки.

При сканировании РСК-ФК методом DXA была установлена линейная зависимость измеренных значений МПКТ от заданных (см. рис. 2, б), $R^2 = 0,98$. Корректные результаты были получены при уменьшении слоя жидкости до 15 см. Ошибка метода DXA по абсолютной величине является незначительной, однако в области низких значений МПКТ (моделировались в настоящем эксперименте, так как не учитывался кортикальный слой) может составлять до 65,4 %. Таким образом, параметры тела пациента значительно влияют на результаты DXA и в области низких плотностей ошибка данного метода может возрастать.

В отличие от метода QCT, зависимости определяемой методом DECT МПКТ от истинной имеют разные коэффициенты наклона при расположении на периферии и в центре (см. рис. 2, г). При исследовании фантома методом DECT была установлена линейная зависимость ($R^2 = 0,99$) определяемой концентрации калия от истинной концентрации как в центре емкости, так и на периферии без использования специального калибровочного фантома. Установлено, что метод DECT в наименьшей степени чувствителен к форме тела человека, и ошибка данного метода не имеет четкой зависимости от истинной МПКТ. Однако в области значений, соответствующих остеопорозу, она достаточно значительная (до 21,9 %).

Стоит отметить, что показанные линейные зависимости дают возможность введения поправочных коэффициентов для увеличения точности измерения МПКТ методами QCT, DXA и DECT, а также использования их в целях стандартизации и сопоставления измерений.

Таким образом, увеличение количества пациентов, имеющих высокий риск остеопоротических переломов, приводит к необходимости своевременной диагностики с использованием современных методов остеоденситометрии: QCT, позволяющей измерять МПКТ по данным установленных в МО КТ, а также путем проведения оппортунистического скрининга, DECT, DXA и различных форм постобработки (FEA, HSA). Для обеспечения точности и воспроизводимости измерений МПКТ необходима разработка методов контроля, проводимых с помощью соответствующих фантомов.

Создание и внедрение методики стандартизации денситометрических исследований позволит оценить достоверность проводимых исследований на различных сканерах, определить факторы, влияющие на точность измерений, внести соответствующие корректировки. В данной работе представлен прототип фантома, с помощью которого оценены погрешности измерения МПКТ для разных методик денситометрии.

Список литературы

1. Аврунин А. С., Голиков В. Ю., Сарычева С. С. и др. Дозы облучения пациента при использовании рентгеновского денситометра Prodigy для индивидуального мониторинга плотности костной ткани // Медицинская радиология и радиационная безопасность. 2009. Т. 54. № 4. С. 32–37.

2. *Громов А. И., Петряйкин А. В., Кульберг Н. С. и др.* Проблема точности денситометрических показателей в современной многослойной компьютерной томографии // Медицинская визуализация. 2016. № 6. С. 133–142.
3. *Лесняк О. М., Беневоленская Л. И.* Остеопороз в Российской Федерации: проблемы и перспективы // Научно-практическая ревматология. 2010. № 5. С. 14–18.
4. *Новиков В. Е., Скрипникова И. А., Мурашко Л. М., Абирова Э. С.* Двухэнергетическая рентгеновская абсорбциометрия в клинических исследованиях и реальной практике // Остеопороз и остеопатия. 2014. № 1. С. 39–42.
5. *Рубин М. П.* Преимущества и недостатки рентгеновской двухэнергетической остеоденситометрии в диагностике остеопороза // Радиология — практика. 2009. № 3. С. 12–20.
6. *Мельниченко Г. А., Белая Ж. Е., Рожинская Л. Я. и др.* Краткое изложение клинических рекомендаций по диагностике и лечению остеопороза Российской ассоциации эндокринологов // Остеопороз и Остеопатия. 2016. № 3. С. 28–36.
7. *Adams J. E.* Quantitative computed tomography // Eur. J. Radiol. 2009. V. 71. № 3. P. 415–424.
8. *Bergot C., Laval-Jeantet A. M., Hutchinson K. et al.* A comparison of spinal quantitative computed tomography with dual energy X-ray absorptiometry in european women with vertebral and nonvertebral fractures // Calcif. Tissue Int. 2001. V. 68. № 2. P. 74–82.
9. *Brown J. K., Timm W., Bodeen G. et al.* Asynchronously calibrated quantitative bone densitometry // J. Clin. Densitom. 2017. V. 20. № 2. P. 216–225.
10. *Brett A., Brown J.* Quantitative computed tomography and opportunistic bone density screening by dual use of computed tomography scans // J. of Orthopaedic Translation. 2015. V. 3. № 4. P. 178–184.
11. *Dequeker J., Pearson J., Reeve J. et al.* Dual X-ray absorptiometry-cross-calibration and normative reference ranges for the spine: results of a European community concerted action // Bone. 1995. V. 17. № 3. P. 247–54.
12. *Engelke K., Lang T., Khosla S. 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. V. 18. № 3. P. 393–407.
13. *Engelke K., Lang T., Khosla S. et al.* Clinical use of quantitative computed tomography (QCT) of the hip in the management of osteoporosis in adults: the 2015 ISCD Official Positions. P. I // J. Clin. Densitom.: Assessment & Management of Musculoskeletal Health. 2015. V. 18. № 3. P. 338–358.
14. *Genant H.K., Grampp S., Glier C.C. et al.* Universal Standardization for dual x-ray absorptiometry. patient and phantom cross-calibration results // J. Bone Miner. Res. 1994. № 9. P. 1503–1514.
15. *Johannesdottir F., Thrall E., Muller J. et al.* Comparison of non-invasive assessments of strength of the proximal femur // Bone. 2017. № 105. P. 93–102.
16. *Kalender W.A., Felsenberg D., Genant H. et al.* The European spine phantom — a tool for standardization and quality control in spinal bone measurements by DXA and QCT // Eur. J. Radiol. 1995. № 20. P. 83–92.
17. *Khoo B. C., Beck T. J., Brown K., Price R. I.* Evaluating accuracy of structural geometry by DXA methods with an anthropometric proximal femur phantom //

- Austr. Phys. Eng. Sci. Med. 2013. V. 36. № 3. P. 279–287.
18. *Link T. M.* Osteoporosis imaging: state of the art and advanced imaging // *Radiol.* 2012. № 263 (1). P. 3–17.
 19. *Li N., Li X. M., Xu L., Sun W. J., Cheng X. G., Tian W.* Comparison of QCT and DXA: osteoporosis detection rates in postmenopausal women // *Int. J. of Endocrinol.* 2013. V. 2013. Article ID 895474. P. 1–5.
 20. *Park A. J., Choi J. H., Kang H. et al.* Result of proficiency test and comparison of accuracy using a european spine phantom among the three bone densitometries // *J. Bone Metab.* 2015. V. 22. № 2. P. 45–49.
 21. *Wait J. M., Cody D., Jones A. K. et al.* Performance evaluation of material decomposition with rapid-kilovoltage-switching dual-energy CT and implications for assessing bone mineral density // *AJR Am. J. Roentgenol.* 2015. V. 204. № 6. P. 1234–1241.
 22. *Yu E. W., Thomas B. J., Brown J. K. et al.* Simulated increases in body fat and errors in bone mineral density measurements by DXA and QCT // *J. Bone Miner. Res.* 2012. V. 27. № 1. P. 119–124.
 23. *Yu E. W., Bouxsein M. L., Roy A. E. et al.* Bone loss after bariatric surgery: discordant results between DXA and QCT bone density // *J. Bone Miner. Res.* 2014. V. 29. № 3. P. 542–50.
 24. ACR-SPR-SSR practice parameter for the performance of quantitative computed tomography (QCT) bone densitometry. URL: <https://www.acr.org/~media/DE78D218C7A64526A821A9E8645AB46D.pdf>. Res. 32 – 2013, Amended 2014 (Res. 39).
- at using of x-ray densitometer prodigy for individual monitoring of bone tissue density. // *The Medical Radiology and Radiation Safety J.* 2009. V. 54. No. 4. P. 32–37 (in Russian).
2. *Gromov A. I., Petrjajkin A. V., Kul'berg N. S. et al.* The Problem of X-ray attenuation estimation accuracy in multislice computed tomography. *Medical Visualization.* 2016. No. 6. P. 133–142 (in Russian).
 3. *Lesnjak O. M., Benevolenskaja L. I.* Osteoporosis in the Russian Federation: Problems and perspectives. *Rheumatol. Science and Practice.* 2010. No. 5. P. 14–18 (in Russian).
 4. *Novikov V. E., Skripnikova I. A., Murashko L. M., Abirova Je. S.* Dual energy X-ray absorptiometry in clinical studies and practice. *Osteoporosis and Osteopathy.* 2014. No. 1. P. 39–42 (in Russian).
 5. *Rubin M. P.* Advantages and Disadvantages of X-ray dual-energy osteodensitometry in the diagnosis of osteoporosis. *Radiologiya – Praktika.* 2009. No. 3. P. 12–20 (in Russian).
 6. *Mel'nichenko G. A., Belaja Zh. E., Rozhinskaja L. Ja. et al.* A brief summary of clinical recommendations for the diagnosis and treatment of osteoporosis of the Russian Endocrinology Association. *Osteoporosis and Osteopathy.* 2016. No. 3. P. 28–36 (in Russian).
 7. *Adams J. E.* Quantitative computed tomography. *Eur. J. Radiol.* 2009. V. 71. No. 3. P. 415–424.
 8. *Bergot C., Laval-Jeantet A. M., Hutchinson K. et al.* A comparison of spinal quantitative computed tomography with dual energy X-ray absorptiometry in European women with vertebral and nonvertebral fractures. *Calcif. Tissue Int.* 2001. V. 68. No. 2. P. 74–82.
 9. *Brown J. K., Timm W., Bodeen G. et al.* Asynchronously calibrated quantitative

References

- bone densitometry. *J. Clin. Densitom.* 2017. V. 20. No. 2. P. 216–225.
10. *Brett A., Brown J.* Quantitative computed tomography and opportunistic bone density screening by dual use of computed tomography scans. *J. of orthopaedic translation.* 2015. V. 3. No. 4. P. 178–184.
 11. *Dequeker J., Pearson J., Reeve J. et al.* Dual X-ray absorptiometry – cross-calibration and normative reference ranges for the spine: results of a european community concerted action // *Bone.* 1995. V. 17. No. 3. P. 247–54.
 12. *Engelke K., Lang T., Khosla S. et al.* Clinical use of quantitative computed tomography-based advanced techniques in the management of osteoporosis in adults: the 2015 ISCD Official Positions. P. III. *J. Clin. Densitom.* 2015. V. 18. No. 3. P. 393–407.
 13. *Engelke K., Lang T., Khosla S. et al.* Clinical Use of quantitative computed tomography (qct) of the hip in the management of osteoporosis in adults: the 2015 ISCD Official Positions. P. I. *J. Clin. Densitom. Assessment & Management of Musculoskeletal Health.* 2015. V. 18. No. 3. P. 338–358.
 14. *Genant H. K., Grampp S., Glüer C. C. et al.* Universal Standardization for dual X-ray absorptiometry. patient and phantom cross-calibration results. *J. Bone Miner. Res.* 1994. No. 9. P. 1503–1514.
 15. *Johannesdottir F., Thrall E., Muller J., et al.* Comparison of non-invasive assessments of strength of the proximal femur. *Bone.* 2017. № 105. P. 93–102.
 16. *Kalender W.A., Felsenberg D., Genant H., et al.* The European spine phantom – a tool for standardization and quality control in spinal bone measurements by DXA and QCT. *Eur. J. Radiol.* 1995. No. 20. P. 83–92.
 17. *Khoo B. C., Beck T. J., Brown K., Price R. I.* Evaluating accuracy of structural geometry by DXA methods with an anthropometric proximal femur phantom // *Austr. Phys. Eng. Sci. Med.* 2013. V. 36. No. 3. P. 279–287.
 18. *Link T. M.* Osteoporosis imaging: state of the art and advanced imaging. *Radiol.* 2012. No. 263 (1). P. 3–17.
 19. *Li N., Li X. M., Xu L., Sun W. J., Cheng X. G., Tian W.* Comparison of QCT and DXA: osteoporosis detection rates in postmenopausal women. *Int. J. of Endocrinol.* 2013. V. 2013. Article ID 895474. P. 1–5.
 20. *Park A.J., Choi J. H., Kang H. et al.* Result of proficiency test and comparison of accuracy using a european spine phantom among the three bone densitometries. *J. Bone Metab.* 2015. V. 22. No. 2. P. 45–49.
 21. *Wait J. M., Cody D., Jones A. K. et al.* Performance evaluation of material decomposition with rapid-kilovoltage-switching dual-energy CT and implications for assessing bone mineral density. *AJR Am. J. Roentgenol.* 2015. V. 204. No. 6. P. 1234–1241.
 22. *Yu E. W., Thomas B. J., Brown J. K. et al.* Simulated increases in body fat and errors in bone mineral density measurements by DXA and QCT. *J. Bone Miner. Res.* 2012. V. 27. No. 1. P. 119–124.
 23. *Yu E. W., Bouxsein M. L., Roy A. E. et al.* Bone loss after bariatric surgery: discordant results between DXA and QCT bone density. *J. Bone Miner. Res.* 2014. V. 29. No. 3. P. 542–50.
 24. ACR-SPR-SSR practice parameter for the performance of quantitative computed tomography (QCT) bone densitometry. URL: <https://www.acr.org/~media/DE78D218C7A64526A821A9E8645AB46D.pdf>. Res. 32 – 2013, Amended 2014 (Res. 39).

Сведения об авторах

Петрайкин Алексей Владимирович, кандидат медицинских наук, доцент, врач-рентгенолог ГБУЗ «Научно-практический центр медицинской радиологии Департамента здравоохранения г. Москвы».

Адрес: 109029, г. Москва, Средняя Калитниковская ул., д. 28, стр. 1.
Тел.: +7 (495) 276-04-36. Электронная почта: alexeypetraikin@gmail.com

Petraikin Alexey Vladimirovich, Ph. D. Med., Associate Professor, Senior Researcher, Research and Practical Center of Medical Radiology, Moscow Healthcare Department.

Address: 28-1, ul. Srednyaya Kalitnikovskaya, Moscow, 109029, Russia.
Phone number: +7 (495) 276-04-36. E-mail: alexeypetraikin@gmail.com

Сергунова Кристина Анатольевна, руководитель отдела разработки средств контроля и технического мониторинга ГБУЗ «Научно-практический центр медицинской радиологии Департамента здравоохранения г. Москвы».

Адрес: 109029, г. Москва, Средняя Калитниковская ул., д. 28, стр. 1.
Тел.: +7 (905) 570-15-28. Электронная почта: sergunova@rpcmr.org.ru

Sergunova Kristina Anatol'evna, Head of Technical Monitoring and QA Development Department, Research and Practical Center of Medical Radiology, Moscow Healthcare Department.

Address: 28-1, ul. Srednyaya Kalitnikovskaya, Moscow, 109029, Russia.
Phone number: +7 (905) 570-15-28. E-mail: sergunova@rpcmr.org.ru

Петрайкин Федор Алексеевич, студент факультета фундаментальной медицины Московского государственного университета им. М. В. Ломоносова.

Адрес: 119192, г. Москва, Ломоносовский пр., д. 27, корп. 1.
Тел.: +7 (909) 934-32-66. Электронная почта: feda.petraykin@gmail.com

Petryaykin Fedor Alekseevich, Student, Faculty of Fundamental Medicine, Lomonosov Moscow State University.

Address: 27-1, Lomonosovsky prospekt, 119192, Moscow, Russia.
Phone number: +7 (909) 934-32-66. E-mail: feda.petraykin@gmail.com

Ахмад Екатерина Сергеевна, научный сотрудник отдела разработки средств контроля и технического мониторинга ГБУЗ «Научно-практический центр медицинской радиологии Департамента здравоохранения г. Москвы».

Адрес: 109029, г. Москва, Средняя Калитниковская ул., д. 28, стр. 1.
Тел.: +7 (977) 270-45-76. Электронная почта: e.ahmad@npcmr.ru

Ahmad Ekaterina Sergeevna, Scientist Researcher of Technical Monitoring and QA Development, Research and Practical Center of Medical Radiology, Moscow Healthcare Department.

Address: 28-1, ul. Srednyaya Kalitnikovskaya, Moscow, 109029, Russia.
Phone number: +7 (977) 270-45-76. E-mail: e.ahmad@npcmr.ru

Семенов Дмитрий Сергеевич, научный сотрудник отдела разработки средств контроля и технического мониторинга ГБУЗ «Научно-практический центр медицинской радиологии Департамента здравоохранения г. Москвы».

Адрес: 109029, г. Москва, Средняя Калитниковская ул., д. 28, стр. 1.
Тел.: +7 (916) 339-76-83. Электронная почта: d.semenov@npcmr.ru

Semenov Dmitry Sergeevich, Scientist Researcher of Technical Monitoring and QA Development Department, Research and Practical Center of Medical Radiology, Moscow Healthcare Department.

Address: 28-1, ul. Srednyaya Kalitnikovskaya, Moscow, 109029, Russia.

Владимирский Антон Вячеславович, доктор медицинских наук, заместитель директора по научной работе ГБУЗ «Научно-практический центр медицинской радиологии Департамента здравоохранения г. Москвы».

Адрес: 109029, г. Москва, Средняя Калитниковская ул., д. 28, стр. 1.
Тел.: +7 (495) 670-74-80. Электронная почта: a.vladimirsky@npcmr.ru

Vladzimirskyy Anton Vjacheslavovich, M. D. Med., Deputy Director for Science, Research and Practical Center of Medical Radiology, Moscow Healthcare Department.

Address: 28-1, ul. Srednyaya Kalitnikovskaya, Moscow, 109029, Russia.
Phone number: +7 (495) 670-74-80. E-mail: a.vladimirsky@npcmr.ru

Низовцова Людмила Арсеньевна, доктор медицинских наук, профессор, заместитель руководителя экспертного отдела ГБУЗ «Научно-практический центр медицинской радиологии Департамента здравоохранения г. Москвы».

Адрес: 109029, г. Москва, Средняя Калитниковская ул., д. 28, стр. 1.
Тел.: +7 (495) 670-74-80. Электронная почта: nizovzova@npcmr.ru

Nizovtseva Lyudmila Arsenyevna, M. D. Med., Professor, Deputy Head of the Expert Department, Research and Practical Center of Medical Radiology, Moscow Healthcare Department.

Address: 28-1, ul. Srednyaya Kalitnikovskaya, Moscow, 109029, Russia.
Phone number: +7 (495) 670-74-80. E-mail: nizovzova@npcmr.ru

Морозов Сергей Павлович, доктор медицинских наук, профессор, директор ГБУЗ «Научно-практический центр медицинской радиологии Департамента здравоохранения г. Москвы».

Адрес: 109029, г. Москва, Средняя Калитниковская ул., д. 28, стр. 1.
Тел.: +7 (495) 678-54-95; +7 (495) 671-56-54. Электронная почта: npcmr@zdrav.mos.ru

Morozov Sergey Pavlovich, M. D. Med., Professor, Director, Research and Practical Center of Medical Radiology, Moscow Healthcare Department.

Address: 28-1, ul. Srednyaya Kalitnikovskaya, Moscow, 109029, Russia.
Phone number: +7 (495) 678-54-95; +7 (495) 671-56-5. E-mail: npcmr@zdrav.mos.ru

Финансирование исследования и конфликт интересов.

Исследование не финансировалось какими-либо источниками. Авторы заявляют, что данная работа, ее тема, предмет и содержание не затрагивают конкурирующих интересов.