



ISSN 1607-0763 (Print); ISSN 2408-9516 (Online)

<https://doi.org/10.24835/1607-0763-1049>

Количественная компьютерная томография, современные данные. Обзор

© Петрайкин А.В.^{1*}, Скрипникова И.А.²

¹ ГБУЗ «Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы», Москва, Россия; 109029 Москва, Средняя Калитниковская ул., д. 28, стр. 1, Российская Федерация

² ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр терапии и профилактической медицины» Минздрава России; 101990 Москва, Петроверигский пер., 10, стр.3, Российская Федерация

Обзор посвящен методике количественной компьютерной томографии (ККТ, QCT – quantitative computed tomography). При ККТ производится перевод рентгеновской плотности (НУ) в минеральную плотность кости (МПК, мг/мл) с помощью линейных зависимостей, полученных при использовании калибровочных стандартов (фантомов). При сопоставлении с нормативными возрастными данными возможна диагностика остеопороза (ОП). В обзоре представлены различные методики ККТ и их диагностические возможности в соответствии с позициями ISCD 2019 (International Society for Clinical Densitometry). Рассмотрены результаты сравнения ККТ и стандартной двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии (ДРА, DXA – dual-energy X-ray absorptiometry). Отмечено, что при исследовании проксимального отдела бедра результаты методик хорошо сопоставимы, по результатам обеих методик возможна диагностика ОП по Т-критерию. Однако при исследовании позвоночника при ККТ оценивается объемная МПК губчатого вещества тел позвонков, а при ДРА оценивается проекционная МПК. Различны и подходы к интерпретации результатов – при постановке диагноза ОП при ДРА позвоночника используется Т-критерий, а при ККТ – критерии ACR (American College of Radiology).

В обзоре описаны фантомы, применяемые в ККТ, приведены данные по лучевой нагрузке при проведении ККТ и ДРА.

Описан подход к оппортунистическому скринингу ОП методом ККТ по результатам ранее проведенной КТ, включая автоматизированные его варианты с использованием технологий искусственного интеллекта. Эти перспективные методики привлекательны ввиду большого количества выполняемых КТ-исследований и исключения проведения дополнительных исследований.

Ключевые слова: количественная компьютерная томография, КТ-денситометрия, остеоденситометрия, минеральная плотность кости, двухэнергетическая рентгеновская абсорбциометрия, остеопороз, фантомы

Авторы подтверждают отсутствие конфликтов интересов.

Для цитирования: Петрайкин А.В., Скрипникова И.А. Количественная компьютерная томография, современные данные. Обзор. *Медицинская визуализация*. 2021; 25 (4): 134–146.

<https://doi.org/10.24835/1607-0763-1049>

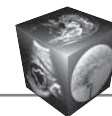
Поступила в редакцию: 17.07.2021. **Принята к печати:** 11.10.2021. **Опубликована online:** 29.12.2021.

Quantitative Computed Tomography, modern data. Review

© Alexey V. Petraikin^{1*}, Irina A. Skripnikova²

¹ State Budget-Funded Health Care Institution of the City of Moscow “Research and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies of Moscow Health Care Department”; 28-1, Srednyaya Kalitnikovskaya str., Moscow, 109029, Russian Federation

² National Medical Research Center for Therapy and Preventive Medicine, Ministry of Health Care of Russia; 10-3, Petroverigsky per., Moscow, 101990, Russian Federation



In the review we discussed about the method of quantitative computed tomography (QCT, quantitative computed tomography). In QCT, X-ray density (HU) is converted to bone mineral density (BMD mg / ml) using linear relationships obtained by scanning calibration standards (phantoms). When compared with the normative age data, it is possible to diagnose osteoporosis (OP). The review presents various QCT techniques and their diagnostic capabilities in accordance with the positions of ISCD 2019 - (International Society for Clinical Densitometry). The results of comparison of QCT and conventional dual-energy X-ray absorptiometry (DXA) are considered. It is noted that in the study of the proximal femur (PF), the results of the methods are well comparable, according to the results of both methods, it is possible to diagnose OP by the T-score. However, when examining the spine QCT, the volume BMD of the trabecular bone of the vertebral bodies is assessed, and with DXA, the projection BMD is assessed. The approaches to the interpretation of the results are also different - diagnosis of OP in DXA of the spine based on the T-score, but in QCT, the ACR (American College of Radiology) criteria are used.

We describe the phantoms used in QCT, as well as provide data on radiation exposure during QCT and DXA.

The article describes an approach to opportunistic screening of osteoporosis by the QCT based on the results of previously performed CT scans, including its automated work-flow using artificial intelligence technologies. These promising techniques are attractive due to the large number of CT examinations performed and the exclusion of additional examinations.

Keywords: Quantitative Computed Tomography; QCT; bone mineral density; BMD; Osteoporosis; phantom

Conflict of interest. The authors declare no conflict of interest. The study had no sponsorship.

For citation: Petraikin A.V., Skripnikova I.A. Quantitative Computed Tomography, modern data. Review. *Medical Visualization*. 2021; 25 (4): 134–146. <https://doi.org/10.24835/1607-0763-1049>

Received: 17.07.2021.

Accepted for publication: 11.10.2021.

Published online: 29.12.2021.

Метод количественной компьютерной томографии (ККТ)

Компьютерная томография как метод формирования двумерных изображений получил развитие с 1972 г., когда Годфри Хаунсфилд (Godfrey Hounsfield) на базе лабораторий EMI в Великобритании (EMI – одна из 4 наиболее крупных фирм звукозаписи) создал первый компьютерный томограф [1]. Первоначально проводилось исследование только головного мозга. Определение минеральной плотности кости (МПК) методом КТ (ККТ, QCT) стало возможным после 1976 г., когда стали проводить КТ-исследования всего тела [2]. С началом широкого применения двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии (ДРА) в 1986 г. [3] значимость ККТ снизилась, но метод продолжал развиваться.

Компьютерная томография является неинвазивным и не повреждающим ткани методом, позволяющим измерять рентгеновскую плотность в единицах Хаунсфила (Hounsfield Units, HU). В этих единицах плотность воздуха составляет –1000 HU, а воды 0 HU. С помощью КТ можно проводить анализ как макроструктуры, так и микроструктуры кости. Для исследования макроструктуры применяют ККТ с пространственным разрешением от 500 до 1000 мкм и высокоразрешающую ККТ (Вр-ККТ) с разрешением от 100 до 500 мкм. К методам неинвазивной визуализации микроструктуры кости относят микро-КТ (микро-КТ) с разрешением от 1 до 100 мкм. Методы ККТ и Вр-ККТ подходят для использования *in vivo* у человека в практической медицине. Микро-КТ используется в основном в

экспериментах *in vitro* и *in vivo* у животных [4], на образцах костной биопсии у человека в научных исследованиях [5], при изучении микрогравитации и испытаниях лекарственных препаратов [6, 7].

Количественная компьютерная томография

Одним из преимуществ ККТ по сравнению с ДРА является возможность раздельного анализа МПК в трабекулярном (губчатом) и кортикальном слоях кости. Поскольку трабекулярная кость, особенно в позвонках, более метаболически активна, измерение этого участка кости может использоваться в качестве раннего индикатора для оценки терапевтического эффекта. Кортикальная кость, доминирующая в области шейки бедра, имеет большое значение для оценки риска переломов [8].

При ККТ производится перевод HU в объемную МПК (мг/мл) с помощью линейных зависимостей, полученных при использовании калибровочных стандартов (фантомов). Полученные значения МПК соотносятся с нормативными возрастными данными [9].

Первые фантомы, необходимые для проведения ККТ, моделирующие МПК, состояли из растворов гидрофосфата калия (K_2HPO_4), например стандарт Cann–Genant [9, 10]. В дальнейшем были разработаны более стабильные твердотельные стандарты и была проведена корректировка нормативной базы МПК [11].

Подходы к анализу и интерпретации сходны с анализом данных при ДРА, однако имеются особенности различной оценки объемной и проекци-



Таблица 1. Виды ККТ

Table 1. Types of QCT

Методика ККТ	Центральная (ККТ, QCT)		Периферическая (пККТ, pQCT)
Пример программного обеспечения	QCT PRO™ Mindways Software, Inc.; Osteo CT, Siemens	СТХА (по аналогии с ДРА) Mindways Software, Inc.	3D Density and Structure Analysis, Scanco Medical
Область исследования	Поясничный отдел позвоночника (L_1-L_{II}), результаты в мг/мл	ПОБ, аналогично ДРА, результаты в г/см ²	Дистальный отдел лучевой кости, (большеберцовая, бедренная кости на сканерах другого типа), оценивается плотность кортикального, субкортикального слоев и губчатого вещества в мг/мл [23]
Тип КТ-сканера	КТ-сканер любой модели. Представлены примеры для Canon Aquilion 64		Специализированные конусно-лучевые компьютерные томографы) например XtremeCT II (Scanco Medical), xCT 3000 (Stratec Medizintechnik GmbH)

онной МПК, разработаны различные типы программного обеспечения для обсчета полученных результатов в соответствии с калибровочными данными [9, 12]. ККТ может выполняться на КТ-сканерах любых моделей, для этого необходимы калибровочные фантомы и программное обеспечение для обсчета полученных результатов в соответствии с калибровочными данными.

ККТ по анатомическим областям сканирования подразделяется на центральную и периферическую. К центральной ККТ относят исследование позвоночника и проксимального отдела бедра (ПОБ), а к периферической – исследование предплечья, дистального отдела бедренной кости и костей голени (табл. 1).

ККТ позвоночника. В стандартную процедуру, согласно рекомендации ISCD 2019 (International Society for Clinical Densitometry), входит сканирование тел двух позвонков в диапазоне от Th_{XII} до L_{IV} , предпочтительно L_1 и L_{II} [13]. Затем производятся сегментация тел позвонков, подбор углов вращения, чтобы зона интереса располагалась в передней части тела позвонка, не захватывая кортикальный слой и сосудистые структуры (рис. 1а; табл. 1); результаты измерений отдельных позвонков усредняются и представляются в единицах мг/мл. Состояние норма/остеопороз/остеопении определяется по критериям ACR (American College of Radiology) [14]. Норме соответствуют значения МПК более 120 мг/мл, остеопении – от 120 до 80 мг/мл, остеопорозу – менее 80 мг/мл.

Ряд исследований обосновывают использование только НУ для диагностики остеопороза (ОП) и предсказания риска переломов без калибровки и определения МПК [15–17]. Было показано, что для позвонка L_1 плотность 160 НУ соответствовала чувствительности более 90%, а порог в 73 НУ – более чем 90% специфичности разделения состоя-

ний остеопороза от остеопении и нормальной МПК. Порог 116 НУ показал сбалансированную чувствительность и специфичность 60% [18]. Этот подход нашел отражение в позиции ISCD 2019 [13].

В отечественных исследованиях обосновывается эффективность методики ККТ [19], а также приводятся популяционные данные по возрастному распределению МПК [20].

ККТ проксимального отдела бедренной кости. При проведении ККТ ПОБ проводится сканирование от головки включительно до проксимального отдела диафиза бедренной кости [13]. После сканирования в специальном программном обеспечении автоматически выполняются сегментация, выделение костных структур, исключение окружающих мягких тканей и ориентация разметки вдоль оси шейки бедренной кости, аналогично ДРА (см. рис. 1б; табл. 1). В данной методике отдельно определяется объемная МПК губчатого и кортикального слоев, после чего результаты объединяются и рассчитывается проекционная МПК (см. табл. 1), результаты предоставляются в г/см².

Учитывая то, что при ККТ проксимального отдела бедренной кости регистрируются проекционные данные МПК, оказалось возможным применение Т-критерия диагностики остеопороза согласно позиции ISCD 2019 [12, 13, 21]. Рассмотренная в табл. 2 методика получила название СТХА (Computed Tomography – X-ray Absorptiometry – методика ККТ для проксимального отдела бедра по аналогии с ДРА) [12, 21].

пККТ – периферическая компьютерная томография, выполняется для периферических отделов скелета: исследуются дистальный отдел предплечья [22], дистальный отдел бедренной кости, кости голени. Несмотря на небольшую дозовую нагрузку (см. табл. 2), данные исследования не являются широко распространенными, так как

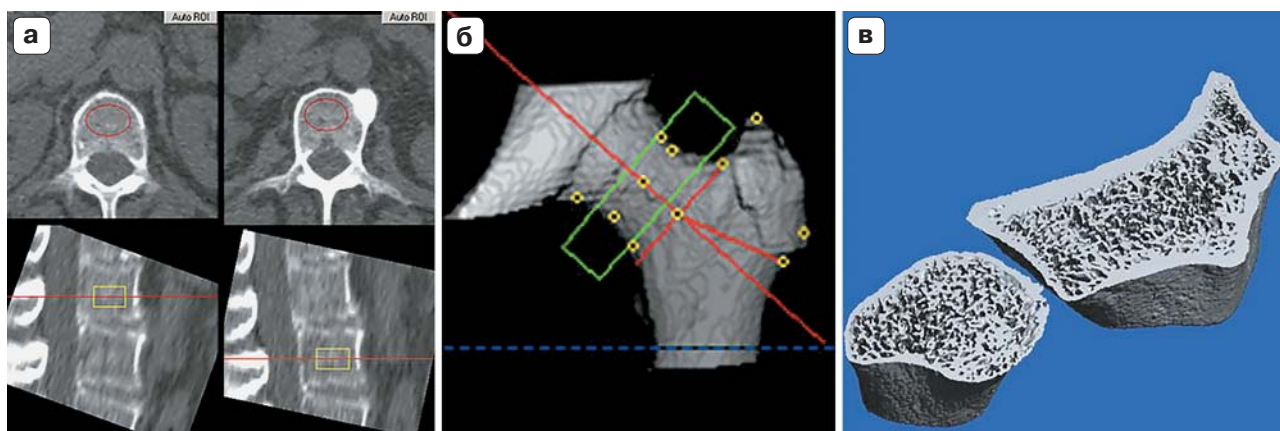
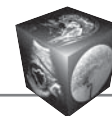


Рис. 1. Примеры ККТ-изображений. **а** – при исследовании позвоночника, обработка в программном обеспечении QCT PRO™ Mindways Software, Inc.; **б** – при исследовании ПОБ, обработка в программном обеспечении СТХА Mindways Software, Inc.; **в** – при исследовании дистального отдела предплечья по данным программы 3D Density and Structure Analysis SCANCO MEDICAL XtremeCT II.

Fig. 1. Examples of QCT images. **a** – spine study, processing in the software QCT PRO™ Mindways Software, Inc.; **б** – proximal femur study, processing in CTXA Mindways Software, Inc.; **в** – study of the distal forearm, according to the 3D Density and Structure Analysis SCANCO MEDICAL XtremeCT II program.

требуют использования дополнительного оборудования – конусно-лучевых компьютерных томографов со специальным дизайном [23]. Получаемые данные высокого разрешения позволяют оценить микроархитектуру костной ткани.

Для проведения пККТ могут использоваться как обычные клинические сканеры, так и специализированные [9]. Специализированные КТ-сканеры для предплечья позволяют получать изображения с разрешением до 82 мкм [23] (см. рис. 1в, табл. 1).

Эффективность объемной ККТ позвоночника в оценке риска переломов и потери костной массы с возрастом обусловлена возможностью данной технологии изолированно измерять МПК губчатого вещества тел позвонков [9]. Возрастные нормативные данные для объемной МПК позвоночника в сравнении с проекционной МПК ПОБ, измеренные с помощью ККТ, представлены на рис. 2. После 45 лет снижение объемной МПК тел позвонков с возрастом более выражено для ККТ (в среднем 1,5% в год), что хорошо соотносится с другими данными (1,96%) [24]. При этом потеря костной массы для проксимального отдела бедренной кости, измеренной проекционно, происходит медленнее (0,79% в год по нормативным данным проекционной ККТ, СТХА, рис. 2б), а также для ДРА позвоночника (0,45%) [24]. Это связано с более высокой метаболической активностью, более быстрым ремоделированием губчатого вещества по сравнению с кортикальным слоем, что в свою очередь обусловлено большим отношением площади к объему костных структур [25]. Ввиду более выра-

женного снижения объемной МПК губчатого вещества в зависимости от возраста становится не применимой диагностика по Т-критерию. На рис. 1а пунктирной линией показан уровень, соответствующий $-2,5$ SD (стандартные отклонения). Использование этого показателя привело бы к гипердиагностике ОП. Поэтому для диагностики остеопении и ОП при ККТ позвоночника используются критерии ACR [14], приведенные выше (см. рис. 2а). Данные проекционной МПК для ПОБ, определяемые методом ККТ, выражаются в г/см². Для этого показателя характерна менее выраженная возрастная зависимость, что позволяет применять Т-критерий (диагностика ОП при МПК по Т-критерию ниже $-2,5$ SD относительно пика 20–30-летних женщин европеоидной расы (рис. 2б), а нормативные данные после коррекции хорошо сопоставимы с NHANES III (Third National Health and Nutrition Examination Survey) [12, 21].

Сопоставимость результатов сканирования ПОБ (анализировалась шейка бедренной кости) методами ККТ и ДРА была подтверждена исследованиями отечественных авторов [26]. Стандартная процедура КТ-сканирования с контрастным усилением и с последующим выполнением ККТ (СТХА Mindways) была выполнена 355 взрослым пациентам (277 женщин) с последующей оценкой МПК методом ДРА в течение 100 дней [42]. Между результатами ККТ и ДРА была отмечена выраженная корреляция ($R^2 = 0,824$ как для проекционной МПК, так и для Т-критерия). Примечательно, что Т-критерий для шейки бедра при ДРА был на 0,18 SD выше, чем при ККТ. Чувствительность ККТ для

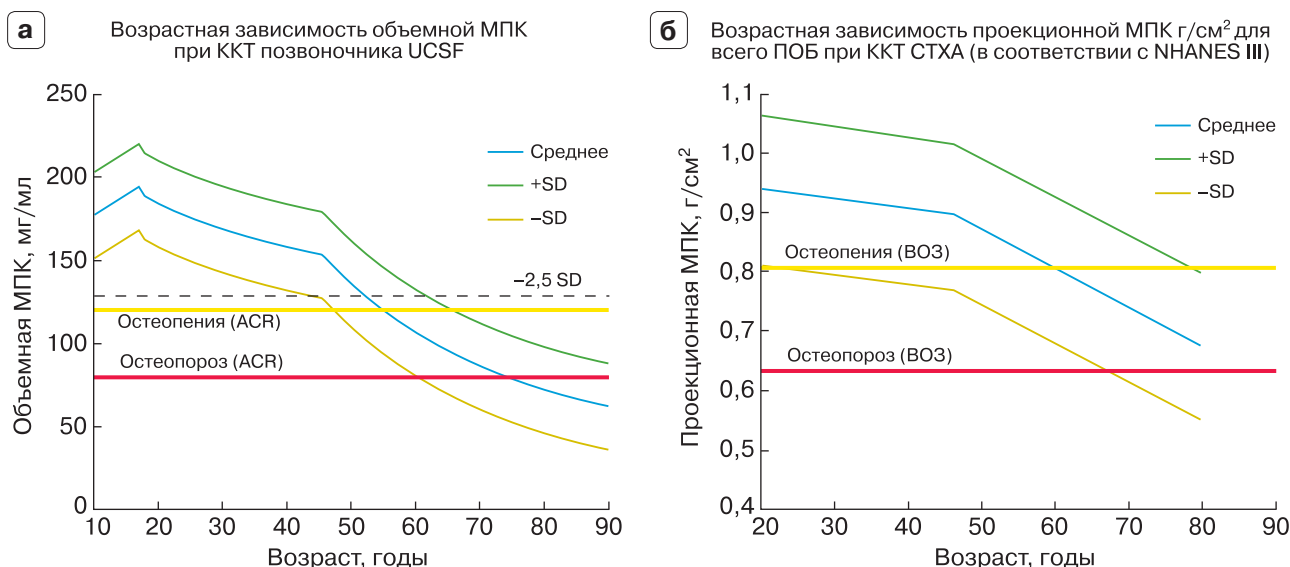


Рис. 2. Возрастные зависимости МПК при проведении ККТ (QCT PRO Mindways). **а** – возрастная нормативная кривая объемной МПК губчатого вещества тел позвонков у женщин; отмечены согласно критериям ACR 2018 [14]: желтая линия – уровень остеопении (менее 120 мг/мл), красная линия – уровень остеопороза (менее 80 мг/мл). В соответствии с нормативными данными UCSF (University of California, San Francisco). Пунктирная линия – уровень $-2,5$ SD относительно максимального значения МПК; **б** – возрастная нормативная кривая для ПОБ отмечена согласно критериям ВОЗ: желтая линия (-1 SD) – остеопения; красная линия ($-2,5$ SD) – остеопороз. В соответствии с нормативными данными NHANES III (Third National Health and Nutrition Examination Survey).

Fig. 2. Age dependences of BMD using QCT (QCT PRO Mindways). **а** – age normative data of the volumetric BMD of trabecular bone of the vertebral bodies in women in accordance with UCSF (University of California, San Francisco) regulatory data. Yellow line – the level of osteopenia (less than 120 mg / ml), the red line – the level of osteoporosis (less than 80 mg / ml) marked according to the ACR 2018 criteria [14]. Dotted line: $-2,5$ SD level relative to the maximum BMD value; **б** – age normative curve for proximal hip in accordance with NHANES III (Third National Health and Nutrition Examination Survey) regulatory data. Yellow line (-1 SD), osteopenia; red line ($-2,5$ SD), osteoporosis marked according to WHO criteria:

разграничения нормальной и сниженной МПК составила 94,9% в сравнении с ДРА. На основании полученных результатов метод ККТ рекомендован авторами для оппортунистического скрининга ОП, т.е. для исследования МПК параллельно с визуализацией других органов и тканей по результатам уже выполненных КТ-исследований с другими целями.

Соответствие показателей проекционной МПК по данным ККТ и ДРА позволило включить измерения по шейке бедра, полученные при ККТ, в калькулятор FRAX®, инструмент оценки риска переломов [27]. При этом более корректен расчет во FRAX® по данным абсолютных значений МПК, чем использование Т-критерия, так как происходит автоматический расчет Т-критерия с дополнительной корректировкой на 0,2 SD.

Была показана более высокая эффективность ККТ позвоночника в отношении оценки риска формирования патологических компрессионных переломов (КП) тел позвонков. Относительные риски (odds ratio) КП были выше у пациентов с низкой объемной МПК губчатого вещества по данным

ККТ: 3,26 по сравнению с ДРА в прямой проекции 1,54 [28]. По другим данным было определено отношение рисков 7,3 для ККТ и 1,9 для ДРА по Т-критерию, показатели ROC AUC составили 0,894 для ККТ и 0,67 для ДРА [29]. Сходные показатели ROC AUC при анализе предсказания переломов тел позвонков были продемонстрированы в отечественной публикации (Захаров И.С., 2016) для трабекулярной костной ткани тел позвонков (0,862) и для кортикального слоя (0,848).

Основные положения ISCD пересмотра 2019 г. [13] основаны на ряде исследований, посвященных анализу ККТ и пККТ [30], применению ККТ для оценки МПК ПОБ и диагностике ОП у взрослых [21], использованию ККТ для оценки механической прочности кости методом FEA (Finite Element Analysis) [31], оценке асинхронной калибровки ККТ и современных методов анализа данных ККТ [32].

Практические рекомендации для использования ККТ в клинической практике, так же как и для других методов оценки состояния костной ткани, сформулированы с учетом эффективности: 1) в оценке риска переломов; 2) в диагностике ОП;

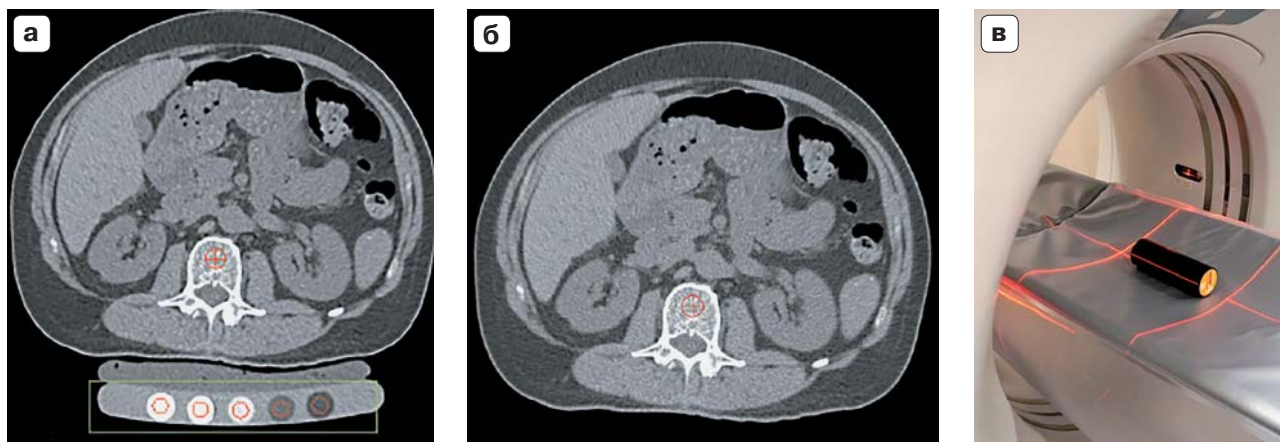
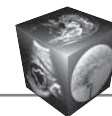


Рис. 3. Примеры выполнения ККТ. **а** – синхронная, то есть сканирование калибровочного фантома происходит одновременно с пациентом; **б** – асинхронная, КТ-сканирование пациента (**б**) и отдельное от пациента сканирование фантома, выполняемое один раз в месяц (**в**), необходимое для расчета калибровочных прямых по пересчету HU в МПК (по данным брошюр фирмы производителя QCT PRO Mindways Software, Inc.).

Fig. 3. Examples of QCT results. **a** – synchronous, that is scanning of the calibration phantom occurs simultaneously with the patient; **b** – asynchronous, CT scan of the patient and a separate scan of the phantom, performed once a month (**в**), necessary to calculate the calibration lines for recalculating HU to BMD (according to the brochures of the manufacturer QCT PRO Mindways Software, Inc.).

3) в назначении терапии; 4) в контроле терапии; 5) в обеспечении качества/контроля качества исследований. Все эти пункты нашли отражение в положениях ISCD 2019 [13].

Обеспечение качества проводимых измерений МПК при использовании ККТ

Помимо внутренних фантомов, применяемых для калибровки ККТ во время сканирования, разработаны внешние фантомы, подобные тем, которые применяются при ДРА. Они необходимы для независимой оценки точности выполняемых ККТ-исследований. Например, полуантропоморфный фантом позвоночника ESP (European Spine Phantom) разрабатывался с учетом возможности оценки проекционной МПК при ДРА и объемной МПК тел позвонков при ККТ [33]. Разработан отечественный фантом позвоночника, позволяющий оценивать результаты ККТ и ДРА [34]. Существуют сложные фантомы для ККТ, моделирующие строение ПОБ [35].

Оценка кратковременной воспроизводимости (short-term precision), оцененной как коэффициент вариации CV%, может проводиться как при исследовании пациентов [30], так и при фантомном моделировании. Коэффициент вариации для ККТ при оценке *in vivo* составляет CV = 1,4–1,7% [36]. При фантомном моделировании были показаны меньшие значения CV = 0,86% [34]. Для оценки точности (ассигура), которая оценивается как относительная погрешность $\epsilon\%$ метода ККТ, приводятся различные данные. При исследовании фан-

тома ESP методом синхронной ККТ разброс значений ϵ составлял от 3,7 (для моделируемой плотности 50 мг/мл) до 5,9% (200 мг/мл), а для асинхронной – от 3,8% (50 мг/мл) до –6,7% (200 мг/мл). Наиболее точно была определена МПК для моделируемой плотности 100 мг/мл с помощью метода асинхронной ККТ 1,4% [37]. Относительная погрешность при асинхронной ККТ зависит от режимов сканирования и моделирования жирового окружения. Для оптимального фильтра реконструкции и с моделированием подкожно-жировой клетчатки относительная погрешность имела разброс от 0,94 (50 мг/мл) до –3,92% (200 мг/мл) [34].

Дополнительные возможности исследования костной ткани с использованием ККТ

Синхронная ККТ – выполнение КТ-сканирования пациента одновременно (синхронно) с фантомом (рис. 3а). При этом виде сканирования под пациента подкладывают дополнительный матрас со специальными вставками, обеспечивающими опорные значения МПК [11]. В этом случае необходимо периодическое сканирование фантома, имитирующего тело человека, что усложняет эксплуатацию системы [38].

Асинхронная ККТ – выполнение КТ-сканирования пациента без одновременного сканирования фантома (рис. 3б), при этом фантом сканируют периодически (один раз в месяц), без пациента, то есть асинхронно (рис. 3в). Результаты калибровки, полученные при сканировании фантома, затем учитываются при количественном



анализе результатов КТ-сканирования. Это наиболее современный и упрощенный с точки зрения пользователя метод, который значительно расширяет возможности оппортунистического скрининга [38,39]. Широкое распространение сканеров с моноэнергетическими режимами и асинхронной калибровкой позволяет эффективно применять эти технологии для оппортунистического скрининга [12, 40–44]. Применение асинхронной ККТ отражено в позициях ISCD 2019 [13].

ККТ с использованием в качестве внутренних стандартов ткани пациента. Существуют методики ККТ, использующие в качестве референсных значений плотности ткани пациента (жир, мышцы) [45, 46].

Точность определения МПК, влияние параметров сканирования на результаты, а также зависимость результатов от конституции и наличия у пациента признаков мышечной атрофии недостаточно изучены [32]. Рекомендации ISCD в отношении данных методов не были сформированы.

Оценка прочности кости на основе технологий анализа конечных элементов FEA (finite element analysis). В основе данного метода лежит анализ трехмерного распределения МПК, полученного по данным ККТ с последующим расчетом показателей механической прочности кости с учетом геометрии костных структур. Было показано, что измерение прочности (strength) кости как предиктора переломов более эффективно по сравнению с измерением только объемной (для позвоночника) и проекционной МПК (для ПОБ) для мужчин и женщин [47]. На основании результатов этих исследований ISCD выработало рекомендации в отношении этого метода [13, 31].

Текстурный анализ – может быть отнесен к технологиям, усиливающим предсказательную силу измерения МПК в отношении риска переломов. Это вариант радиомического анализа; он может рассматриваться как трехмерный аналог трабекулярного костного индекса (ТКИ) при ДРА. Применение текстурного анализа тел позвонков позволило лучше прогнозировать переломы тел позвонков, поскольку показатель ROC AUC (0,88) превышал таковой при объемной МПК (0,63) [48].

Двухэнергетические методики ККТ (Dual Energy QCT)

Наряду с моноэнергетическими методиками разрабатывались подходы к определению МПК с помощью двухэнергетических методов [9]. До недавнего времени применение двухэнергетических методов было сопряжено с увеличением лучевой нагрузки. В 2019 г. опубликована работа по использованию КТ-сканера с двухслойным

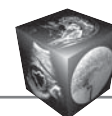
детектором (IQon Spectral CT, Philips Healthcare) для определения МПК без калибровочного фантома и без дополнительной лучевой нагрузки. Показана высокая корреляция ($r = 0.987$) с моноэнергетической методикой ККТ (QCT Pro, Mindways Software, Inc.) [49]. Следует отметить, что сканеры данного типа (спектральные КТ-сканеры с двухслойным детектором) являются дорогостоящими, вследствие чего имеют ограниченное распространение. Моноэнергетические методики ККТ более просты в анализе и могут использоваться практически на всех видах компьютерных томографов. Для формирования рекомендации по использованию ККТ в оценке состояния костной ткани ISCD основывалось на моноэнергетических режимах сканирования.

Технологии искусственного интеллекта для автоматического измерения HU и МПК тел позвонков

Подобно тому, как проводится автоматическая диагностика компрессионных переломов тел позвонков [50], саркопении [51, 52], современные технологии искусственного интеллекта, основанные на конволюционных нейронных сетях (convolutional neural networks – CNN), позволяющие автоматически проводить сегментацию, счет позвонков и определять МПК тел позвонков [29,53] по данным КТ. Объемная МПК, определенная автоматически, позволяла предсказывать переломы тел позвонков почти так же хорошо (относительные риски, odds ratio составили 6,8) по сравнению с оценкой экспертом (относительные риски 7,3) [29]. В другой публикации было показано, что автоматическая оценка трех показателей – наличие компрессионного перелома, определение МПК, а также суррогатного Т-критерия аналогичного ДРА по результатам ранее выполненных КТ – продемонстрировала сопоставимые показатели ROC AUC (70,9%) по сравнению с данными алгоритма FRAX без МПК (69,1%) при оценке 10-летнего риска основных переломов и переломов ПОБ 76,0% при автоматическом определении по сравнению с 75,1% при оценке по FRAX [54].

Эффективные дозы ионизирующего излучения при ККТ

Эффективные дозы при выполнении ККТ могут различаться в зависимости от методики, области сканирования и применяемого типа оборудования, однако в целом значительно превышают дозы при ДРА-исследовании, но ниже, чем при обычном исследовании брюшной полости (табл. 2). Это является существенным ограничением метода при его плановом применении.

**Таблица 2.** Эффективные дозы при выполнении ККТ в сравнении с другими методами**Table 2.** Effective doses during QCT scans in comparison with other methods

Характер излучения	Эффективная доза	Источник
Семичасовой перелет на самолете	50 мкЗв	Australian Radiation Protection and Nuclear Safety Agency, 2021 [55]
Естественный фон (средний мировой)	2,4 мЗв/год (6,5 мкЗв / день)	J. Damilakis et al., 2010 [56]
ДРА взрослые, позвоночник	13 мкЗв	
ДРА взрослые, ПОБ	9 мкЗв	
ДРА дети, позвоночник	27 мкЗв	
Рентгенограмма позвоночника, грудной отдел, прямая проекция	0,4 мЗв	
КТ брюшной полости без контрастного усиления	9,8 ± 6,1 мЗв	J. Jang et al., 2016 [57]
ККТ позвоночника, 4 отдельных среза (8–10 мм) через позвонки L _I –L _{IV}	30 мкЗв (боковая сканограмма) + 50 мкЗв (отдельные срезы через 4 позвонка 8–10 мм) = 70 мкЗв	C.E. Cann, H.K. Genant, 1980 [10]
ККТ высокого разрешения на основе мультисрезовой КТ (позвоночник, L _I –L _{II})	1,5 мЗв	J. Damilakis et al., 2010 [56] по K. Engelke et al., 2008 [30]
ККТ высокого разрешения, на основе мультисрезовой КТ, ПОБ	2,5–3,0 мЗв	J. Damilakis et al., 2010 [56] по K. Engelke et al., 2008 [30] B.C.C. Khoo et al., 2009 [58]
ККТ высокого разрешения, на основе мультисрезовой КТ, предплечье	<0,01 мЗв	

Заключение

ККТ представляет собой метод оценки МПК по данным КТ-сканирования. Объемная МПК (выраженная в мг/мл) губчатого вещества тел позвонков позволяет эффективно оценивать возрастные изменения, проводимую терапию, прогнозировать переломы. Для объемной МПК диагностика по Т-критерию не применима, а определение состояний норма/остеопения/остеопороз проводится по критериям ACR. Диагностика остеопороза по Т-критерию возможна при проведении ККТ проксимального отдела бедра, когда учитываются кортикальный и трабекулярный слои бедренной кости, а результаты выражаются в г/см² аналогично ДРА. Результаты измерения МПК шейки бедренной кости методом ККТ могут использоваться в калькуляторе оценки риска переломов FRAX®. Существуют технологии, основанные на данных объемного распределения МПК, полученных при ККТ, повышающие эффективность оценки риска переломов, например расчет механической прочности кости методом анализа конечных элементов (Finite Element Analysis).

Перспективой развития ККТ является развитие оппортунистического скрининга на основе технологий искусственного интеллекта, включая полностью автоматическое определение МПК и диагностику компрессионных переломов по данным ранее выполненных КТ-исследований.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 20-015-00260

The reported study was funded by RFBR № 20-015-00260

Участие авторов

Петрайкин А.В. – проведение исследования; утверждение окончательного варианта статьи; подготовка, создание опубликованной работы.

Скрипникова И.А. – концепция и дизайн исследования; ответственность за целостность всех частей статьи; утверждение окончательного варианта статьи; подготовка, создание опубликованной работы.

Authors' participation

Petraikin A.V. – conducting research; approval of the final version of the article; preparation and creation of the published work.

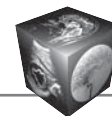
Skripnikova I.A. – concept and design of the study; responsibility for the integrity of all parts of the article; preparation and creation of the published work; approval of the final version of the article.

Список литературы

1. Beckmann E.C. CT scanning the early days. *Br. J. Radiol.* 2006; 79(937): 5–8. <https://doi.org/10.1259/bjr/29444122>
2. Whitehouse R.W., Adams J.E. Single energy quantitative computed tomography: the effects of phantom calibration material and kVp on QCT bone densitometry. *Br. J. Radiol.*



- 1992; 65 (778): 931–934. <https://doi.org/10.1259/0007-1285-65-778-931>
3. Mccready R., Gnanasegaran G., Bomanji J.B. A History of Radionuclide Studies in the UK. Cham, 2016. 152 p. <https://doi.org/10.1007/978-3-319-28624-2>
 4. Genant H.K., Engelke K., Pevrhal S. Advanced CT bone imaging in osteoporosis. *Rheumatology*. 2008; 47 (Suppl. 4): iv9. <https://doi.org/10.1093/rheumatology/ken180>
 5. Cohen A., Dempster D.W., Müller R., Guo X.E., Nickolas T.L., Liu X.S., Zhang X.H., Wirth A.J., van Lenthe G.H., Kohler T., McMahon D.J., Zhou H., Rubin M.R., Bilezikian J.P., Lappe J.M., Recker R.R., Shane E. Assessment of trabecular and cortical architecture and mechanical competence of bone by high-resolution peripheral computed tomography: Comparison with transiliac bone biopsy. *Osteoporos Int*. 2010; 21 (2): 263–273. <https://doi.org/10.1007/s00198-009-0945-7>
 6. Fournier R., Harrison R.E. Strategies for studying bone loss in microgravity. *Reach*. 2020; 17–20: 100036. <https://doi.org/10.1016/j.reach.2020.100036>
 7. Dadwal U.C., Maupin K.A., Zamarioli A., Tucker A., Harris J.S., Fischer J.P., Rytlewski J.D., Scofield D.C., Wininger A.E., Bhatti F.U.R., Alvarez M., Childress P.J., Chakraborty N., Gautam A., Hammamieh R., Kacena M.A. The effects of spaceflight and fracture healing on distant skeletal sites. *Sci. Rep*. 2019; 9 (1): 11419 (2019). <https://doi.org/10.1038/s41598-019-47695-3>
 8. Bousson V., Le Bras A., Roqueplan F., Kang Y., Mitton D., Kolta S., Bergot C., Skalli W., Vicaud E., Kalender W., Engelke K., Laredo J.D. Volumetric quantitative computed tomography of the proximal femur: Relationships linking geometric and densitometric variables to bone strength. Role for compact bone. *Osteoporos Int*. 2006; 17 (6): 855–864. <https://doi.org/10.1007/s00198-006-0074-5>
 9. Guglielmi G., Lang T.F., Cammisa M., Genant H.K. Quantitative Computed Tomography of the Axial Skeleton. Bone Densitometry and Osteoporosis. Berlin, Heidelberg: Springer. 336–347. https://doi.org/10.1007/978-3-642-80440-3_16
 10. Cann C.E., Genant H.K. Precise measurement of vertebral mineral content using computed tomography. *J. Comput. Assist. Tomogr*. 1980; 4 (4): 493–500. <https://doi.org/10.1097/00004728-198008000-00018>
 11. Faulkner K.G., Glüer C.C., Grampp S., Genant H.K. Cross-calibration of liquid and solid QCT calibration standards: Corrections to the UCSF normative data. *Osteoporos Int*. 1993; 3 (1): 36–42. <https://doi.org/10.1007/BF01623175>
 12. Engelke K. Quantitative Computed Tomography – Current Status and New Developments. *J. Clin. Densitom*. 2017; 20 (3): 309–321. <https://doi.org/10.1016/j.jocd.2017.06.017>
 13. 2019 ISCD Official Positions – Adult – International Society for Clinical Densitometry Available at: <https://iscd.app.box.com/s/5r713cfzvf4gr28q7zdcg2i7169fv86>. Accessed July 14, 2021.
 14. The American College of Radiology. ACR–SPR–SSR Practice Parameter for the Performance of Musculoskeletal Quantitative Computed Tomography (Qct). Published 2018. <https://www.acr.org/-/media/ACR/Files/Practice-Parameters/QCT.pdf> Accessed July 14, 2021
 15. Emohare O., Cagan A., Polly D.W., Gertner E. Opportunistic computed tomography screening shows a high incidence of osteoporosis in ankylosing spondylitis patients with acute vertebral fractures. *J. Clin. Densitom*. 2015; 18 (1): 17–21. <https://doi.org/10.1016/j.jocd.2014.07.006>
 16. Pickhardt P.J., Lee L.J., del Rio A.M., Lauder T., Bruce R.J., Summers R.M., Pooler B.D., Binkley N. Simultaneous screening for osteoporosis at CT colonography: Bone mineral density assessment using MDCT attenuation techniques compared with the DXA reference standard. *J. Bone Miner. Res*. 2011; 26 (9): 2194–2203. <https://doi.org/10.1002/jbmr.428>
 17. Jang S., Graffy P.M., Ziemlewicz T.J., Lee S.J., Summers R.M., Pickhardt P.J. Opportunistic osteoporosis screening at routine abdominal and Thoracic CT: Normative L1 trabecular attenuation values in more than 20 000 adults. *Radiology*. 2019; 291 (2): 360–367. <https://doi.org/10.1148/radiol.2019181648>
 18. Alacreu E., Moratal D., Arana E. Opportunistic screening for osteoporosis by routine CT in Southern Europe. *Osteoporos Int*. 2017; 28 (3): 983–990. <https://doi.org/10.1007/s00198-016-3804-3>
 19. Власова И.С., Терновой С.К., Сорокин А.Д., Горбатов М.М., Вожагов В.В. Возрастные изменения минеральной плотности позвонков в норме у российской популяции. Вестник рентгенологии и радиологии. 1998; 6: 28–33.
 20. Власова И.С., Сорокин А.Д., Терновой С.К. Возрастные изменения минеральной плотности трабекулярного вещества позвонков и риск переломов. Медицинская визуализация. 1998; 4: 31–35.
 21. Engelke K., Lang T., Khosla S., Qin L., Zysset P., Leslie W.D., Shepherd J.A., Schousboe J.T. Clinical use of quantitative computed tomography (QCT) of the hip in the management of osteoporosis in adults: the 2015 ISCD official positions Part I. *J. Clin. Densitom*. 2015; 18 (3): 338–358. <https://doi.org/10.1016/j.jocd.2015.06.012>
 22. Laaksonen M.M.L., Sievänen H., Tolonen S., et al. Determinants of bone strength and fracture incidence in adult Finns: cardiovascular risk in young finns study (the GENDI pQCT study). *Arch. Osteoporos*. 2010; 5 (1–2): 119–130. <https://doi.org/10.1007/s11657-010-0043-7>
 23. Scanco Medical – Xtreme CT II (specification) Available at: <https://pdf.medicalexpo.com/pdf/scanco-medical/xtremect-ii/105918-145347.html>. Accessed July 14, 2021.
 24. Guglielmi G., Grimston S.K., Fischer K.C., Pacifici R. Osteoporosis: Diagnosis with lateral and posteroanterior dual x-ray absorptiometry compared with quantitative CT. *Radiology*. 1994; 192 (3): 845–850. <https://doi.org/10.1148/radiology.192.3.8058958>
 25. Reinhold W.D., Genant H.K., Reiser U.J., Harris S.T., Ettinger B. Bone mineral content in early-postmenopausal and postmenopausal osteoporotic women: Comparison of measurement methods. *Radiology*. 1986; 160 (2): 469–478. <https://doi.org/10.1148/radiology.160.2.3726129>
 26. Петрайкин А.В., Кузнецов С.Ю., Артюкова З.Р., и др. Сравнение асинхронной количественной компьютерной томографии и двуэнергетической рентгеновской абсорбциометрии с узкоугольным верным пучком для оценки состояния МПК в области проксимального отдела бедра. Сборник тезисов VII Российского конгресса по остеопорозу. Остеопороз и остеопатии. 2020; 23 (2): 120–121.
 27. Centre for Metabolic Bone Diseases, University of Sheffield. FRAX – Fracture Risk Assessment Tool. Available at: <https://www.sheffield.ac.uk/FRAX/tool.aspx> Accessed July 14, 2021
 28. Yu W., Glüer C.C., Grampp S., Jergas M., Fuerst T., Wu C.Y., Lu Y., Fan B., Genant H.K. Spinal bone mineral assessment in postmenopausal women: A comparison between dual X-ray absorptiometry and quantitative computed tomography. *Osteoporos Int*. 1995; 5 (6): 433–439. <https://doi.org/10.1007/BF01626604>



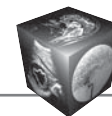
29. Löffler M.T., Jacob A., Scharr A., Sollmann N., Burian E., El Hussein M., Sekuboyina A., Tetteh G., Zimmer C., Gempt J., Baum T., Kirschke J.S. Automatic opportunistic osteoporosis screening in routine CT: improved prediction of patients with prevalent vertebral fractures compared to DXA. *Eur. Radiol.* Published online January 2021: 1–9. <https://doi.org/10.1007/s00330-020-07655-2>
30. Engelke K., Adams J.E., Armbrrecht G., Augat P., Bogado C.E., Boussein M.L., Felsenberg D., Ito M., Prevrhal S., Hans D.B., Lewiecki E.M. Clinical use of quantitative computed tomography and peripheral quantitative computed tomography in the management of osteoporosis in adults: The 2007 ISCD Official Positions. *J. Clin. Densitom.* 2008; 11 (1): 123–162. <https://doi.org/10.1016/j.jocd.2007.12.010>
31. Zysset P., Qin L., Lang T., et al. Clinical Use of Quantitative Computed Tomography–Based Finite Element Analysis of the Hip and Spine in the Management of Osteoporosis in Adults: the 2015 ISCD Official Positions – Part II. *J. Clin. Densitom.* 2015; 18 (3): 359–392. <https://doi.org/10.1016/j.jocd.2015.06.011>
32. Engelke K., Lang T., Khosla S., Qin L., Zysset P., Leslie W.D., Shepherd J.A., Shousboe J.T. 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. <https://doi.org/10.1016/j.jocd.2015.06.010>
33. Kalender W.A., Felsenberg D., Genant H.K., Fischer M., Dequeker J., Reeve J. The European Spine Phantom--a tool for standardization and quality control in spinal bone mineral measurements by DXA and QCT. *Eur. J. Radiol.* 1995; 20 (2): 83–92. [https://doi.org/10.1016/0720-048x\(95\)00631-y](https://doi.org/10.1016/0720-048x(95)00631-y)
34. Петрайкин А.В., Низовцова Л.А., Сергунова К.А., et al. Оценка точности асинхронной компьютерной денситометрии по данным фантомного моделирования. *Радиология – практика.* 2019; 6 (78): 49–59.
35. Bonaretti S., Carpenter R.D., Saeed I. et al. Novel anthropomorphic hip phantom corrects systemic interscanner differences in proximal femoral vBMD. *Phys. Med. Biol.* 2014; 59 (24): 7819–7834. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/59/24/7819>
36. Lang T.F., Li J., Harris S.T., Genant H.K. Assessment of vertebral bone mineral density using volumetric quantitative CT. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 1999; 23 (1): 130–137. <https://doi.org/10.1097/00004728-199901000-00027>
37. Wang L., Su Y., Wang Q., Duanmu Y., Yang M., Yi C., Cheng X. 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. <https://doi.org/10.1038/s41598-017-06608-y>
38. Brown J.K., Timm W., Bodeen G., Chason A., Perry M., Vernacchia F., DeJournett R. Asynchronously Calibrated Quantitative Bone Densitometry. *J. Clin. Densitom.* 2017; 20 (2): 216–225. <https://doi.org/10.1016/j.jocd.2015.11.001>
39. Pickhardt P.J., Bodeen G., Brett A., Brown J.K., Binkley N. Comparison of femoral neck BMD evaluation obtained using lunar DXA and QCT with asynchronous calibration from CT colonography. *J. Clin. Densitom.* 2015; 18 (1): 5–12. <https://doi.org/10.1016/j.jocd.2014.03.002>
40. Gausden E.B., Nwachukwu B.U., Schreiber J.J., Lorich D.G., Lane J.M. Opportunistic use of CT imaging for osteoporosis screening and bone density assessment: A qualitative systematic review. *J. Bone Jt. Surg. – Am.* Vol. 2017; 99 (18): 1580–1590. <https://doi.org/10.2106/JBJS.16.00749>
41. Brown J.K., Timm W., Bodeen G., Chason A., Perry M., Vernacchia F., DeJournett R. Asynchronously Calibrated Quantitative Bone Densitometry. *J. Clin. Densitom.* 2017; 20 (2): 216–225. <https://doi.org/10.1016/j.jocd.2015.11.001>
42. Ziemlewicz T.J., Maciejewski A., Binkley N., Brett A.D., Brown J.K., Pickhardt P.J. Opportunistic Quantitative CT Bone Mineral Density Measurement at the Proximal Femur Using Routine Contrast-Enhanced Scans: Direct Comparison With DXA in 355 Adults. *J. Bone Miner. Res.* 2016; 31 (10): 1835–1840. <https://doi.org/10.1002/jbmr.2856>
43. Summers R.M., Baecher N., Yao J., Liu J., Pickhardt P.J., Choi J.R., Hill S. Feasibility of Simultaneous Computed Tomographic Colonography and Fully Automated Bone Mineral Densitometry in a Single Examination. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 2011; 35 (2): 212–216. <https://doi.org/10.1097/RCT.0b013e3182032537>
44. Cheng X., Zhao K., Zha X., et al. Opportunistic Screening Using Low-Dose CT and the Prevalence of Osteoporosis in China: A Nationwide, Multicenter Study. *J. Bone Miner. Res.* Published online November 2020; <https://doi.org/10.1002/jbmr.4187>
45. Boden S.D., Goodenough D.J., Stockham C.D., Jacobs E., Dina T., Allman R.M. Precise measurement of vertebral bone density using computed tomography without the use of an external reference phantom. *J. Digit. Imaging.* 1989; 2 (1): 31–38. <https://doi.org/10.1007/BF03168013>
46. Gudmundsdottir H., Jonsdottir B., Kristinsson S., Johannesson A., Goodenough D., Sigurdsson G. Vertebral bone density in icelandic women using quantitative computed tomography without an external reference phantom. *Osteoporos Int.* 1993; 3 (2): 84–89. <https://doi.org/10.1007/BF01623378>
47. Kopperdahl D.L., Aspelund T., Hoffmann P.F., Sigurdsson S., Siggeirsdottir K., Harris T.B., Gudnason V., Keaveny T.M. Assessment of incident spine and hip fractures in women and men using finite element analysis of CT scans. *J. Bone Miner. Res.* 2014; 29 (3): 570–580. <https://doi.org/10.1002/jbmr.2069>
48. Valentinitich A., Trebeschi S., Kaesmacher J., Lorenz C., Löffler M.T., Zimmer C., Baum T., Kirschke J.S. Opportunistic osteoporosis screening in multi-detector CT images via local classification of textures. *Osteoporos Int.* 2019; 30 (6): 1275–1285. <https://doi.org/10.1007/s00198-019-04910-1>
49. Roski F., Hammel J., Mei K., Baum T., Kirschke J.S., Laugere A., Kopp F.K., Bodden J., Pfeiffer D., Pfeiffer F., Rummeny E.J., Noël P.B., Gersing A.S., Schwaiger B.J. Bone mineral density measurements derived from dual-layer spectral CT enable opportunistic screening for osteoporosis. *Eur. Radiol.* 2019; 29 (11): 6355–6363. <https://doi.org/10.1007/s00330-019-06263-z>
50. Петрайкин А.В., Белая Ж.Е., Киселева А.Н., Артюкова З.Р., Беляев М.Г., Кондратенко В.А., Писов М.Е., Соловьев А.В., Смородкова А.К., Абуладзе Л.Р., Киева И.Н., Феданов В.А., Яссин Л.Р., Семёнов Д.С., Кудрявцев Н.Д., Щелькалина С.П., Зинченко В.В., Ахмад Е.С., Сергунова К.А., Гомболевский В.А., Низовцова Л.А., Владимировский А.В., Морозов С.П. Технология искусственного интеллекта для распознавания компрессионных переломов позвонков с помощью модели морфометрического анализа, основанной на сверточных нейронных сетях. *Проблемы эндокринологии.* 2020; 66 (5): 48–60. <https://doi.org/10.14341/probl12605>



51. Graffy P.M., Liu J., Pickhardt P.J., Burns J.E., Yao J., Summers R.M. Deep learning-based muscle segmentation and quantification at abdominal CT: Application to a longitudinal adult screening cohort for sarcopenia assessment. *Br. J. Radiol.* 2019; 92 (1100). <https://doi.org/10.1259/bjr.20190327>
52. Paris M.T. Body Composition Analysis of Computed Tomography Scans in Clinical Populations: The Role of Deep Learning. *Lifestyle Genomics.* 2020; 13 (1): 28–31. <https://doi.org/10.1159/000503996>
53. Pickhardt P.J., Lee S.J., Liu J., Yao J., Lay N., Graffy P.M., Summers R.M. Population-based opportunistic osteoporosis screening: Validation of a fully automated CT tool for assessing longitudinal BMD changes. *Br. J. Radiol.* 2019; 92 (1094). <https://doi.org/10.1259/bjr.20180726>
54. Dagan N., Elnekave E., Barda N., Bregman-Amitai O., Bar A., Orlovsky M., Bachmat E., Balicer R.D. Automated opportunistic osteoporotic fracture risk assessment using computed tomography scans to aid in FRAX underutilization. *Nat. Med.* 2020; 26 (1): 77–82. <https://doi.org/10.1038/s41591-019-0720-z>
55. Australian Radiation Protection and Nuclear Safety Agency. Flying and health: Cosmic radiation exposure for casual flyers and aircrew. Available at: <https://www.arpsa.gov.au/understanding-radiation/radiation-sources/more-radiation-sources/flying-and-health> Accessed July 14, 2021.
56. Damilakis J., Adams J.E., Guglielmi G., Link T.M.. Radiation exposure in X-ray-based imaging techniques used in osteoporosis. *Eur. Radiol.* 2010; 20 (11): 2707–2714. <https://doi.org/10.1007/s00330-010-1845-0>
57. Jang J., Jung S.E., Jeong W.K., Lim Y.S., Choi J.I., Park M.Y., Kim Y., Lee S.K., Chung J.J., Eo H., Yong H.S., Hwang S.S. Radiation Doses of Various CT Protocols: A Multicenter Longitudinal Observation Study. *J. Korean Med. Sci.* 2016; 31: 24–31. <https://doi.org/10.3346/jkms.2016.31.S1.S24>
58. Khoo B.C., Brown K., Cann C., Zhu K., Henzell S., Low V., Gustafsson S., Price R.I., Prince R.L. Comparison of QCT-derived and DXA-derived areal bone mineral density and T scores. *Osteoporos Int.* 2009; 20 (9): 1539–1545. <https://doi.org/10.1007/s00198-008-0820-y>
6. Fournier R., Harrison R.E. Strategies for studying bone loss in microgravity. *Reach.* 2020; 17–20: 100036. <https://doi.org/10.1016/j.reach.2020.100036>
7. Dadwal U.C., Maupin K.A., Zamarioli A., Tucker A., Harris J.S., Fischer J.P., Rytlewski J.D., Scofield D.C., Wininger A.E., Bhatti F.U.R., Alvarez M., Childress P.J., Chakraborty N., Gautam A., Hammamieh R., Kacena M.A. The effects of spaceflight and fracture healing on distant skeletal sites. *Sci. Rep.* 2019; 9 (1): 11419 (2019). <https://doi.org/10.1038/s41598-019-47695-3>
8. Bousson V., Le Bras A., Roqueplan F., Kang Y., Mitton D., Kolta S., Bergot C., Skalli W., Vicaud E., Kalender W., Engelke K., Laredo J.D. Volumetric quantitative computed tomography of the proximal femur: Relationships linking geometric and densitometric variables to bone strength. Role for compact bone. *Osteoporos Int.* 2006; 17 (6): 855–864. <https://doi.org/10.1007/s00198-006-0074-5>
9. Guglielmi G., Lang T.F., Cammisia M., Genant H.K. Quantitative Computed Tomography of the Axial Skeleton. Bone Densitometry and Osteoporosis. Berlin, Heidelberg: Springer. 336–347. https://doi.org/10.1007/978-3-642-80440-3_16
10. Cann C.E., Genant H.K. Precise measurement of vertebral mineral content using computed tomography. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 1980; 4 (4): 493–500. <https://doi.org/10.1097/00004728-198008000-00018>
11. Faulkner K.G., Glüer C.C., Grampp S., Genant H.K. Cross-calibration of liquid and solid QCT calibration standards: Corrections to the UCSF normative data. *Osteoporos Int.* 1993; 3 (1): 36–42. <https://doi.org/10.1007/BF01623175>
12. Engelke K. Quantitative Computed Tomography – Current Status and New Developments. *J. Clin. Densitom.* 2017; 20 (3): 309–321. <https://doi.org/10.1016/j.jocd.2017.06.017>
13. 2019 ISCD Official Positions – Adult – International Society for Clinical Densitometry Available at: <https://iscd.app.box.com/s/5r713cfzvf4gr28q7zdcg2i7169fv86>. Accessed July 14, 2021.
14. The American College of Radiology. ACR–SPR–SSR Practice Parameter for the Performance of Musculoskeletal Quantitative Computed Tomography (Qct). Published 2018. <https://www.acr.org/-/media/ACR/Files/Practice-Parameters/QCT.pdf> Accessed July 14, 2021
15. Emohare O., Cagan A., Polly D.W., Gertner E. Opportunistic computed tomography screening shows a high incidence of osteoporosis in ankylosing spondylitis patients with acute vertebral fractures. *J. Clin. Densitom.* 2015; 18 (1): 17–21. <https://doi.org/10.1016/j.jocd.2014.07.006>
16. Pickhardt P.J., Lee L.J., del Rio A.M., Lauder T., Bruce R.J., Summers R.M., Pooler B.D., Binkley N. Simultaneous screening for osteoporosis at CT colonography: Bone mineral density assessment using MDCT attenuation techniques compared with the DXA reference standard. *J. Bone Miner. Res.* 2011; 26 (9): 2194–2203. <https://doi.org/10.1002/jbmr.428>
17. Jang S., Graffy P.M., Ziemiłowicz T.J., Lee S.J., Summers R.M., Pickhardt P.J. Opportunistic osteoporosis screening at routine abdominal and Thoracic CT: Normative L1 trabecular attenuation values in more than 20 000 adults. *Radiology.* 2019; 291 (2): 360–367. <https://doi.org/10.1148/radiol.2019181648>
18. Alacreu E., Moratal D., Arana E. Opportunistic screening for osteoporosis by routine CT in Southern Europe. *Osteoporos Int.* 2017; 28 (3): 983–990. <https://doi.org/10.1007/s00198-016-3804-3>
19. Vlasova I.S., Ternovoy S.K., Sorokin A.D., Gorbатов M.M., Vozhagov V.V. Normal age related changes in vertebral

References

1. Beckmann E.C. CT scanning the early days. *Br. J. Radiol.* 2006; 79 (937): 5–8. <https://doi.org/10.1259/bjr/29444122>
2. Whitehouse R.W., Adams J.E. Single energy quantitative computed tomography: the effects of phantom calibration material and kVp on QCT bone densitometry. *Br. J. Radiol.* 1992; 65 (778): 931–934. <https://doi.org/10.1259/0007-1285-65-778-931>
3. McCreedy R., Gnanasegaran G., Bomanji J.B. A History of Radionuclide Studies in the UK. Cham, 2016. 152 p. <https://doi.org/10.1007/978-3-319-28624-2>
4. Genant H.K., Engelke K., Prevrhal S. Advanced CT bone imaging in osteoporosis. *Rheumatology.* 2008; 47 (Suppl. 4): iv9. <https://doi.org/10.1093/rheumatology/ken180>
5. Cohen A., Dempster D.W., Müller R., Guo X.E., Nickolas T.L., Liu X.S., Zhang X.H., Wirth A.J., van Lenthe G.H., Kohler T., McMahon D.J., Zhou H., Rubin M.R., Bilezikian J.P., Lappe J.M., Recker R.R., Shane E. Assessment of trabecular and cortical architecture and mechanical competence of bone by high-resolution peripheral computed tomography: Comparison with transiliac bone biopsy. *Osteoporos Int.* 2010; 21 (2): 263–273. <https://doi.org/10.1007/s00198-009-0945-7>



- mineral bone density in russian population. *Journal of radiology and nuclear medicine*. 1998; 6: 28–33. (In Russian)
20. Vlasova I.S., Sorokin A.D., Ternovoy S.K. Age related changes of vertebral trabecular substance mineral bone density and the risk of fractures. *Medical Visualization*. 1998; 4: 31–25. (In Russian)
 21. Engelke K., Lang T., Khosla S., Qin L., Zysset P., Leslie W.D., Shepherd J.A., Schousboe J.T. Clinical use of quantitative computed tomography (QCT) of the hip in the management of osteoporosis in adults: the 2015 ISCD official positions Part I. *J. Clin. Densitom.* 2015; 18 (3): 338–358. <https://doi.org/10.1016/j.jocd.2015.06.012>
 22. Laaksonen M.M.L., Sievänen H., Tolonen S., et al. Determinants of bone strength and fracture incidence in adult Finns: cardiovascular risk in young finns study (the GENDI pQCT study). *Arch. Osteoporos.* 2010; 5 (1–2): 119–130. <https://doi.org/10.1007/s11657-010-0043-7>
 23. Scanco Medical – Xtreme CT II (specification) Available at: <https://pdf.medicaexpo.com/pdf/scanco-medical/xtremect-ii/105918-145347.html>. Accessed July 14, 2021.
 24. Guglielmi G., Grimston S.K., Fischer K.C., Pacifici R. Osteoporosis: Diagnosis with lateral and posteroanterior dual x-ray absorptiometry compared with quantitative CT. *Radiology*. 1994; 192 (3): 845–850. <https://doi.org/10.1148/radiology.192.3.8058958>
 25. Reinbold W.D., Genant H.K., Reiser U.J., Harris S.T., Ettinger B. Bone mineral content in early-postmenopausal and postmenopausal osteoporotic women: Comparison of measurement methods. *Radiology*. 1986; 160 (2): 469–478. <https://doi.org/10.1148/radiology.160.2.3726129>
 26. Petryaykin A.V., Kuznetsov S.Yu., Artyukova Z.R., Akhmad E.S., Nizovtsova L.A., Morozov S.P., Yassin L.R., Fedanov V.A., Nikitinskaya O.A., Toropectsova N.V. Comparison of asynchronous quantitative computed tomography and dualenergy x-ray absorptiometry with a narrow-angle fan beam to assess the state of bmd in the proximal femur. *Osteoporosis and Bone Diseases*. 2020; 23 (2): 120–121. (In Russian)
 27. Centre for Metabolic Bone Diseases, University of Sheffield. FRAX – Fracture Risk Assessment Tool. Available at: <https://www.sheffield.ac.uk/FRAX/tool.aspx> Accessed July 14, 2021
 28. Yu W., Glüer C.C., Grampp S., Jergas M., Fuerst T., Wu C.Y., Lu Y., Fan B., Genant H.K. Spinal bone mineral assessment in postmenopausal women: A comparison between dual X-ray absorptiometry and quantitative computed tomography. *Osteoporos Int.* 1995; 5 (6): 433–439. <https://doi.org/10.1007/BF01626604>
 29. Löffler M.T., Jacob A., Scharr A., Sollmann N., Burian E., El Hussein M., Sekuboyina A., Tetteh G., Zimmer C., Gempt J., Baum T., Kirschke J.S. Automatic opportunistic osteoporosis screening in routine CT: improved prediction of patients with prevalent vertebral fractures compared to DXA. *Eur. Radiol.* Published online January 2021: 1–9. <https://doi.org/10.1007/s00330-020-07655-2>
 30. Engelke K., Adams J.E., Armbrrecht G., Augat P., Bogado C.E., Bouxsein M.L., Felsenberg D., Ito M., Prevrhal S., Hans D.B., Lewiecki E.M. Clinical use of quantitative computed tomography and peripheral quantitative computed tomography in the management of osteoporosis in adults: The 2007 ISCD Official Positions. *J. Clin. Densitom.* 2008; 11 (1): 123–162. <https://doi.org/10.1016/j.jocd.2007.12.010>
 31. Zysset P., Qin L., Lang T., et al. Clinical Use of Quantitative Computed Tomography–Based Finite Element Analysis of the Hip and Spine in the Management of Osteoporosis in Adults: the 2015 ISCD Official Positions – Part II. *J. Clin. Densitom.* 2015; 18 (3): 359–392. <https://doi.org/10.1016/j.jocd.2015.06.011>
 32. Engelke K., Lang T., Khosla S., Qin L., Zysset P., Leslie W.D., Shepherd J.A., Shousboe J.T. 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. <https://doi.org/10.1016/j.jocd.2015.06.010>
 33. Kalender W.A., Felsenberg D., Genant H.K., Fischer M., Dequeker J., Reeve J. The European Spine Phantom--a tool for standardization and quality control in spinal bone mineral measurements by DXA and QCT. *Eur. J. Radiol.* 1995; 20 (2): 83–92. [https://doi.org/10.1016/0720-048x\(95\)00631-y](https://doi.org/10.1016/0720-048x(95)00631-y)
 34. Petraikin A.V., Nisovtsova L.A., Sergunova K.A., Akhmad E.S., Semenov D.S., Petryaykin F.A., Gombolevsky V.A., Nikolaev A.E., Koshurnikov D.S., Titova Yu.I., Morozov S.P., Vladzmyrskyy A.V. Accuracy of Asynchronous Quantitative Computed Tomography by Phantom Modelling. *Radiology – Practice*. 2019; 6 (78): 49–59. (In Russian)
 35. Bonaretti S., Carpenter R.D., Saeed I. et al. Novel anthropomorphic hip phantom corrects systemic interscanner differences in proximal femoral vBMD. *Phys. Med. Biol.* 2014; 59 (24): 7819–7834. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/59/24/7819>
 36. Lang T.F., Li J., Harris S.T., Genant H.K. Assessment of vertebral bone mineral density using volumetric quantitative CT. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 1999; 23 (1): 130–137. <https://doi.org/10.1097/00004728-199901000-00027>
 37. Wang L., Su Y., Wang Q., Duanmu Y., Yang M., Yi C., Cheng X. 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. <https://doi.org/10.1038/s41598-017-06608-y>
 38. Brown J.K., Timm W., Bodeen G., Chason A., Perry M., Vernacchia F., DeJournett R. Asynchronously Calibrated Quantitative Bone Densitometry. *J. Clin. Densitom.* 2017; 20 (2): 216–225. <https://doi.org/10.1016/j.jocd.2015.11.001>
 39. Pickhardt P.J., Bodeen G., Brett A., Brown J.K., Binkley N. Comparison of femoral neck BMD evaluation obtained using lunar DXA and QCT with asynchronous calibration from CT colonography. *J. Clin. Densitom.* 2015; 18 (1): 5–12. <https://doi.org/10.1016/j.jocd.2014.03.002>
 40. Gausden E.B., Nwachukwu B.U., Schreiber J.J., Lorch D.G., Lane J.M. Opportunistic use of CT imaging for osteoporosis screening and bone density assessment: A qualitative systematic review. *J. Bone Jt. Surg. – Am. Vol.* 2017; 99 (18): 1580–1590. <https://doi.org/10.2106/JBJS.16.00749>
 41. Brown J.K., Timm W., Bodeen G., Chason A., Perry M., Vernacchia F., DeJournett R. Asynchronously Calibrated Quantitative Bone Densitometry. *J. Clin. Densitom.* 2017; 20 (2): 216–225. <https://doi.org/10.1016/j.jocd.2015.11.001>
 42. Ziemlewicz T.J., Maciejewski A., Binkley N., Brett A.D., Brown J.K., Pickhardt P.J. Opportunistic Quantitative CT Bone Mineral Density Measurement at the Proximal Femur Using Routine Contrast-Enhanced Scans: Direct Comparison With DXA in 355 Adults. *J. Bone Miner. Res.* 2016; 31 (10): 1835–1840. <https://doi.org/10.1002/jbmr.2856>
 43. Summers R.M., Baecher N., Yao J., Liu J., Pickhardt P.J., Choi J.R., Hill S. Feasibility of Simultaneous Computed



- Tomographic Colonography and Fully Automated Bone Mineral Densitometry in a Single Examination. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 2011; 35 (2): 212–216. <https://doi.org/10.1097/RCT.0b013e3182032537>
44. Cheng X., Zhao K., Zha X., et al. Opportunistic Screening Using Low-Dose CT and the Prevalence of Osteoporosis in China: A Nationwide, Multicenter Study. *J. Bone Miner. Res.* Published online November 2020:jbmr.4187. <https://doi.org/10.1002/jbmr.4187>
 45. Boden S.D., Goodenough D.J., Stockham C.D., Jacobs E., Dina T., Allman R.M. Precise measurement of vertebral bone density using computed tomography without the use of an external reference phantom. *J. Digit. Imaging.* 1989; 2 (1): 31–38. <https://doi.org/10.1007/BF03168013>
 46. Gudmundsdottir H., Jonsdottir B., Kristinsson S., Johannesson A., Goodenough D., Sigurdsson G. Vertebral bone density in icelandic women using quantitative computed tomography without an external reference phantom. *Osteoporos Int.* 1993; 3 (2): 84–89. <https://doi.org/10.1007/BF01623378>
 47. Kopperdahl D.L., Aspelund T., Hoffmann P.F., Sigurdsson S., Siggeirsdottir K., Harris T.B., Gudnason V., Keaveny T.M. Assessment of incident spine and hip fractures in women and men using finite element analysis of CT scans. *J. Bone Miner. Res.* 2014; 29 (3): 570–580. <https://doi.org/10.1002/jbmr.2069>
 48. Valentinitich A., Trebeschi S., Kaesmacher J., Lorenz C., Löffler M.T., Zimmer C., Baum T., Kirschke J.S. Opportunistic osteoporosis screening in multi-detector CT images via local classification of textures. *Osteoporos Int.* 2019; 30 (6): 1275–1285. <https://doi.org/10.1007/s00198-019-04910-1>
 49. Roski F., Hammel J., Mei K., Baum T., Kirschke J.S., Laugerette A., Kopp F.K., Bodden J., Pfeiffer D., Pfeiffer F., Rummeny E.J., Noël P.B., Gersing A.S., Schwaiger B.J. Bone mineral density measurements derived from dual-layer spectral CT enable opportunistic screening for osteoporosis. *Eur. Radiol.* 2019; 29 (11): 6355–6363. <https://doi.org/10.1007/s00330-019-06263-z>
 50. Petraikin A.V., Belaya Z.E., Kiseleva A.N. et al. Artificial intelligence for diagnosis of vertebral compression fractures using a morphometric analysis model, based on convolutional neural networks. *Problems of Endocrinology = Problemi Endocrinologii.* 2020; 66 (5): 48–60. <https://doi.org/10.14341/probl12605> (In Russian)
 51. Graffy P.M., Liu J., Pickhardt P.J., Burns J.E., Yao J., Summers R.M. Deep learning-based muscle segmentation and quantification at abdominal CT: Application to a longitudinal adult screening cohort for sarcopenia assessment. *Br. J. Radiol.* 2019; 92 (1100). <https://doi.org/10.1259/bjr.20190327>
 52. Paris M.T. Body Composition Analysis of Computed Tomography Scans in Clinical Populations: The Role of Deep Learning. *Lifestyle Genomics.* 2020; 13 (1): 28–31. <https://doi.org/10.1159/000503996>
 53. Pickhardt P.J., Lee S.J., Liu J., Yao J., Lay N., Graffy P.M., Summers R.M. Population-based opportunistic osteoporosis screening: Validation of a fully automated CT tool for assessing longitudinal BMD changes. *Br. J. Radiol.* 2019; 92 (1094). <https://doi.org/10.1259/bjr.20180726>
 54. Dagan N., Elnekave E., Barda N., Bregman-Amitai O., Bar A., Orlovsky M., Bachmat E., Balicer R.D. Automated opportunistic osteoporotic fracture risk assessment using computed tomography scans to aid in FRAX underutilization. *Nat. Med.* 2020; 26 (1): 77–82. <https://doi.org/10.1038/s41591-019-0720-z>
 55. Australian Radiation Protection and Nuclear Safety Agency. Flying and health: Cosmic radiation exposure for casual flyers and aircrew. Available at: <https://www.arpsa.gov.au/understanding-radiation/radiation-sources/more-radiation-sources/flying-and-health> Accessed July 14, 2021.
 56. Damilakis J., Adams J.E., Guglielmi G., Link T.M.. Radiation exposure in X-ray-based imaging techniques used in osteoporosis. *Eur. Radiol.* 2010; 20 (11): 2707–2714. <https://doi.org/10.1007/s00330-010-1845-0>
 57. Jang J., Jung S.E., Jeong W.K., Lim Y.S., Choi J.I., Park M.Y., Kim Y., Lee S.K., Chung J.J., Eo H., Yong H.S., Hwang S.S. Radiation Doses of Various CT Protocols: A Multicenter Longitudinal Observation Study. *J. Korean Med. Sci.* 2016; 31: 24–31. <https://doi.org/10.3346/jkms.2016.31.S1.S24>
 58. Khoo B.C., Brown K., Cann C., Zhu K., Henzell S., Low V., Gustafsson S., Price R.I., Prince R.L. Comparison of QCT-derived and DXA-derived areal bone mineral density and T scores. *Osteoporos Int.* 2009; 20 (9): 1539–1545. <https://doi.org/10.1007/s00198-008-0820-y>

Для корреспонденции*: Петрайкин Алексей Владимирович – 109029 Москва, Средняя Калитниковская ул., д. 28, стр. 1, Российская Федерация. ГБУЗ “Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий ДЗ города Москвы”. E-mail: alexeypetraikin@gmail.com

Петрайкин Алексей Владимирович – канд. мед. наук, ведущий научный сотрудник отдела инновационных технологий ГБУЗ “Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы”, Москва. SPIN: 6193-1656. <https://orcid.org/0000-0003-1694-4682>. E-mail: alexeypetraikin@gmail.com

Скрипникова Ирина Анатольевна – доктор мед. наук, профессор, руководитель отдела профилактики остеопороза ФГБУ “Национальный медицинский исследовательский центр терапии и профилактической медицины” Минздрава России, Москва. SPIN: 1514-0880. <https://orcid.org/0000-0002-1763-0725>. E-mail: ISkripnikova@gnicpm.ru

Contact*: Alexey V. Petraikin – Research and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies of Moscow Health Care Department; 28-1, Srednyaya Kalitnikovskaya str., Moscow, 109029, Russian Federation. E-mail: alexeypetraikin@gmail.com

Alexey V. Petraikin – Cand. of Sci. (Med.), leading researcher, of Innovative Technologies Department Research and Practical Clinical Center of Diagnostics and Telemedicine Technologies, Department of Health Care of Moscow, Moscow. <https://orcid.org/0000-0003-1694-4682>. E-mail: alexeypetraikin@gmail.com

Irina A. Skripnikova – Doct. of Sci. (Med.), Professor, Head of Osteoporosis prevention Department of National Medical Research Center for Therapy and Preventive Medicine, Ministry of Health Care of Russia, Moscow. <https://orcid.org/0000-0002-1763-0725>. E-mail: ISkripnikova@gnicpm.ru