

Рентгеноконтрастные шаблоны для определения минеральной плотности кости по данным конусно-лучевой и мультиспиральной компьютерной томографии

Ш.Д. Хоссаин¹, А.В. Петрайкин², А.А. Мураев¹, А.Б. Данаев³, Д.В. Буренчев², А.А. Долгалев³, Ю.А. Васильев², Д.Е. Шарова², С.Ю. Иванов^{1,4}

¹ Российский университет дружбы народов имени Патриса Лумумбы, Москва, Российская Федерация;

² Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий, Москва, Российская Федерация;

³ Ставропольский государственный медицинский университет, Ставрополь, Российская Федерация;

⁴ Первый Московский государственный медицинский университет имени И.М. Сеченова (Сеченовский Университет), Москва, Российская Федерация

АННОТАЦИЯ

Обоснование. Конусно-лучевая компьютерная томография позволяет проводить диагностику на этапе планирования различных манипуляций в челюстно-лицевой области, в частности при дентальной имплантации. Преимущества данного метода: высокое пространственное разрешение, низкая лучевая нагрузка, доступность исследований, однако имеется существенный недостаток — отсутствие возможности определения плотности кости челюстей в единицах Хаунсфилда (HU).

Цели — разработать набор рентгеноконтрастных шаблонов с заданной рентгеновской плотностью на основе гидрофосфата калия и β -трикальцийфосфата; изучить результаты сканирования шаблона на конусно-лучевом и мультисрезовом компьютерных томографах; определить алгоритм кросс-калибровки для оценки минеральной плотности кости челюстей в HU и по классификации С. Misch.

Материалы и методы. В качестве рентгеноконтрастного шаблона использованы раствор гидрофосфата калия, суспензия β -трикальцийфосфата. В микропробирках шаблона объемом 0,25 мл заданы следующие концентрации гидрофосфата калия: 49,96; 99,98; 174,99; 349,99; 549,98 мг/мл, суспензия β -трикальцийфосфата с эквивалентной концентрацией гидрофосфата калия 1506 мг/мл. Шаблоны моделируют типы плотности костной ткани по С. Misch. Исследование шаблонов проводилось на 2 мультисрезовых и 4 конусно-лучевых компьютерных томографах.

Результаты. В ходе работы проанализированы зависимости Gray Value (GV) для конусно-лучевых и HU для мультисрезовых компьютерных томографов от заданных значений минеральной плотности кости. Отмечается существенный разброс измеренных величин. Различаются углы наклона зависимостей и формы кривых. После кросс-калибровки показана хорошая сопоставимость пересчитанных значений относительно режима исследуемого мультисрезового компьютерного томографа.

Заключение. Разработанный рентгеноконтрастный шаблон позволяет стандартизировать денситометрические показатели для конусно-лучевых и различных мультисрезовых

компьютерных томографов: в среднем разброс после кросс-калибровки снижается в 10 раз, что обеспечивает возможность классификации костной ткани в HU по C. Misch.

Ключевые слова: конусно-лучевая компьютерная томография; мультиспиральная компьютерная томография; кросс-калибровка; минеральная плотность кости; рентгеновская плотность; денситометрия; имплантация зубов.

Как цитировать:

Хоссаин Ш.Д., Петрайкин А.В., Мураев А.А., Данаев А.Б., Буренчев Д.В., Долгалев А.А., Васильев Ю.А., Шарова Д.Е., Тихмянов А.Ю., Иванов С.Ю. Рентгеноконтрастные шаблоны для определения минеральной плотности кости по данным конусно-лучевой и мультиспиральной компьютерной томографии // *Digital Diagnostics*. 2023. Т. 4, № 3. С. XX-XX. DOI: <https://doi.org/10.17816/DD501771>

Рукопись получена: 21.06.2023 **Рукопись одобрена:** 22.08.2023 **Опубликована:** 30.08.2023

Bone mineral density radiopaque templates for cone beam computed tomography and multidetector computed tomography

Shazmim D. Hossain¹, Alexey V. Petraikin², Alexandr A. Muraev¹, Aslan B. Danaev³, Dmitry V. Burenchev², Alexander A. Dolgalev³, Yuriy A. Vasilev², Dariya E. Sharova², Andrey Yu. Tikhmyanov⁴, Sergey Yu. Ivanov^{1,5}

¹ Peoples Friendship University of Russia, Moscow, Russian Federation;

² Research and Practical Clinical Center for Diagnostics and Telemedicine Technologies, Moscow, Russian Federation;

³ Stavropol State Medical University, Moscow, Russian Federation;

⁴ Clinical hospital Lapino of the company "Mother and Child", LLC "Haven", Lapino, Russian Federation;

⁵ The First Sechenov Moscow State Medical University (Sechenov University), Moscow, Russian Federation

ABSTRACT

BACKGROUND: Cone beam computed tomography applied for diagnostics and planning various manipulations in the maxillofacial region, e.g. dental implantation. The advantages of this method are high spatial resolution, low radiation exposure, low cost. However, it has a significant drawback: the inability to determine the density of the jaw bone in Hounsfield Units (HU).

AIM: to develop radiopaque templates with sets of X-ray density based on potassium hydrophosphate and beta-tricalcium phosphate, to study templates on various cone beam computed tomography and multidetector computed tomography devices and to determine a cross-calibration algorithm for assessing the bone mineral density of the jaw in HU.

MATERIALS AND METHODS: Bone mineral density template consists microtubes (0.25 ml), potassium hydrophosphate concentrations were set: 49.96; 99.98; 174.99; 349.99;

549.98 mg/ml, as well as a suspension of beta-tricalcium phosphate with an equivalent concentration of potassium hydrophosphate 1506 mg/ml: simulate the types of bone density according to C. Misch. The study was carried out on 2 multidetector computed tomography and 4 cone beam computed tomography. Cross-calibration was referred on the "standard" multidetector computed tomography 1 mode 120 kV, 200 mA.

RESULTS: There was a significant scatter of the X-ray values (HU for multidetector computed tomography and Gray Value (GV) for cone beam computed tomography) vs bone mineral density; the slopes, bias and the shapes of the curves was differing. After cross-calibration, good comparability corresponding to the multidetector computed tomography 1 mode was shown. The median of the differences before cross-calibration was 160 relative units (HU, GV); after decreased by 10 times and amounted to 16 rel. units ($p=0.000$). The mean difference for cone beam computed tomography was significantly higher (30 rel. units) than for multidetector computed tomography (8 rel. units), $p=0.024$ Mann-Whitney test.

CONCLUSION: The developed radiopaque template makes it possible to standardize densitometric indicators for cone beam computed tomography and various multidetector computed tomography modes, on average, the spread after cross-calibration is reduced by 10 times, which makes it possible to classify bone tissue in HU according to C. Misch.

Keywords: cone beam computed tomography; multidetector computed tomography; cross-calibration; bone mineral density; X-ray density; densitometry; dental implantation.

To cite this article:

Hossain ShD, Petraikin AV, Muraev AA, Danaev AB, Burenchev DV, Dolgalev AA, Vasilev YuA, Sharova DE, Tikhmyanov AYU, Ivanov SYU. Bone mineral density radiopaque templates for cone beam computed tomography and multidetector computed tomography. *Digital Diagnostics*. 2023;4(3):XX-XX. DOI: <https://doi.org/10.17816/DD501771>

Received: 21.06.2023 Accepted: 22.08.2023 Published: 30.08.2023

Список сокращений

КЛКТ — конусно-лучевой компьютерный томограф
КТ — компьютерная томография
МПК — минеральная плотность кости
МСКТ — мультиспиральный компьютерный томограф

ОБОСНОВАНИЕ

Появление метода компьютерной томографии (КТ) в 1972 году позволило проводить диагностику различных областей организма человека при помощи трёхмерных изображений [1]. Данный инструмент используется во многих областях медицины, а применение в стоматологии стало наиболее частым с появлением такого направления, как дентальная имплантация [2]. На сегодняшний день одним из основных ориентиров для определения рентгенологических денситометрических показателей костной ткани является относительная шкала рентгенологической плотности Хаунсфилда (HU) [3]. На эту шкалу ориентируется классификация плотности костной ткани Carl E. Misch, применяемая в стоматологии [4].

В силу высокой дозы ионизирующего излучения и больших финансовых затрат при использовании мультиспиральной компьютерной томографии (МСКТ) было реализовано создание более безопасной и менее финансово затратной конусно-лучевой компьютерной томографии (КЛКТ). Однако у данной технологии существуют недостатки, основными из которых являются наличие специфических артефактов и большая погрешность определения рентгеновской плотности [5–7]. В КЛКТ рентгеновская плотность оценивается в относительных величинах Mean Gray Value (GV), в отличие от стабильных единиц рентгеновской плотности в МСКТ, выраженных в единицах Хаунсфилда (Hounsfield, HU). Это не позволяет в полной мере выявить индивидуальные анатомические и плотностные характеристики костных структур пациента для планирования дентальной имплантации. Данные недостатки зависят от различного поглощения тканями рентгеновского излучения, параметров сканирования, а также алгоритма реконструкции КЛКТ-аппарата [8]. Учитывая это, актуален вопрос о разработке универсального метода калибровки, который бы позволил снизить погрешности при проведении КЛКТ, повысить точность оценки плотности кости и, в свою очередь, снизить вероятность интра- и послеоперационных осложнений.

Решить данный вопрос позволит разработка рентгеноконтрастных шаблонов. Для этих целей возможно применение гидрофосфата калия, близкого по свойствам поглощения рентгеновского излучения к гидроксиапатиту кальция — основному минеральному комплексу нативной кости. Ранее было обосновано применение фантомов, моделирующих минеральную плотность кости (МПК), с использованием гидрофосфата калия [9]. Этот подход позволяет моделировать МПК образцов костной ткани в широком диапазоне, максимально приближенно имитируя сканирование пациента: применяя идентичные режимы исследования и моделируя поглощение рентгеновского излучения тканями пациента. Данный подход используется в количественной КТ [9].

Наше экспериментальное исследование направлено на изучение эффективности разработанных рентгеноконтрастных шаблонов МПК и алгоритмов кросс-калибровки для повышения точности оценки денситометрических показателей шести компьютерных томографов (четырёх КЛКТ и двух МСКТ; далее порядковый номер каждого исследуемого томографа указан рядом с аббревиатурой: КЛКТ 1, КЛКТ 2; КЛКТ 3, КЛКТ 4; МСКТ 1 и МСКТ 2).

Цель исследования — разработать набор рентгеноконтрастных шаблонов с заданной рентгеновской плотностью на основе гидрофосфата калия и β -трикальцийфосфата; изучить результат сканирования шаблона на различных КЛКТ и МСКТ аппаратах, определить алгоритм кросс-калибровки для оценки минеральной плотности кости челюстей по классификации С. Misch.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Общая характеристика разработанного шаблона минеральной плотности

В качестве материала для изготовления модельных образцов МПК использован гидрофосфат калия в определённой массовой концентрации. Высокая растворимость данного вещества позволила точно задать диапазон концентраций, моделирующих губчатое вещество и кортикальный слой низкой плотности (от 50 до 550 мг/мл). Кортикальный слой высокой плотности моделировался суспензией нерастворимого в

воде β -трикальцийфосфата — эквивалента гидроксиапатита костной ткани. Концентрации были подобраны так, чтобы получить соответствие всем классам плотности кости (от D1 до D5) по шкале Carl E. Misch [4]; табл. 1.

Калибровочный шаблон состоял из двух наборов пластиковых пробирок объёмом 0,25 мл, закреплённых вокруг пробирок объёмом 50 мл (рис. 1). Калибровочные пробирки содержали (1) дистиллированную воду; (2–6) растворы гидрофосфата калия в концентрации от 50 до 550 мг/мл; (7) β -трикальцийфосфата с концентрацией 846 мг/мл, что в пересчёте на эквивалентное содержание гидрофосфата калия составляет 1500 мг/мл (см. табл. 1). Три пробирки объёмом 50 мл, на которых закреплялись шаблоны, были заполнены гидрофосфатом калия в концентрациях 65,97 и 58,64 мг/мл и водой. Данные пробирки не использовались для калибровки (см. рис. 1).

Для приготовления раствора гидрофосфата калия был использован кристаллогидрат данного вещества с содержанием основного вещества $K_2HPO_4 \times 3H_2O$ более 99% по ГОСТ 2493-75 (Pan Reac Applichem ITV Reagents); также был использован β -трикальцийфосфат с содержанием основного вещества $Ca_3 \times (PO_4)_2$ более 98% (Sigma-Aldrich). Для взвешивания использовались аналитические весы OHAUS Pioneer (PA), класс точности по ГОСТ OIML R 76-1-2011 I (специальный). Растворение навесок гидрофосфата калия проводилось в дегазированной дистиллированной воде в мерной колбе (49,89 мл; относительная погрешность задания объёма 0,06%).

Характеристика исследования

Сканирование разработанных шаблонов проводили в стандартных клинических режимах визуализации челюстно-лицевой области. Томографы и режимы исследования объединены в табл. 2. Проанализированы результаты для 4 КЛКТ трёх компаний-производителей (см. табл. 2, строки 1–4), а также 2 МСКТ двух компаний-производителей (см. табл. 2, строки 5–7), для одного из МСКТ-томографов проанализированы два режима [строки 5: normal (120 кВ, 200 мА) и low dose (80 кВ, 10 мА)]. Два набора шаблонов МПК с идентичным разведением гидрофосфата калия (один дополнительно содержал высокоплотный образец β -трикальцийфосфата) фиксировали вокруг пробирок диаметром 25 мм (см. рис. 1, a, d), которые затем помещали в цилиндр диаметром 85 мм, заполненный дистиллированной водой (см. рис. 1, b, e), который размещали в томографе (см. рис. 1, c). Водное окружение необходимо для моделирования эффекта усиления жёсткости луча (beam hardening) [10], что является одним из факторов приближения условий фантомного исследования к клиническому.

Сопоставление результатов КТ-исследования шаблонов «в воде» и «на воздухе» предполагается в дальнейшем для оценки влияния поглощающих свойств жидкой среды, собственно полости рта. Изображения были получены в формате DICOM (см. рис. 1, e, рис. 2).

Статистический анализ

Определялись значения «Mean» (Среднее), «Standard Deviation» (SD, Стандартное отклонение) для образцов МПК в шаблонах. Показатели рентгеновской плотности соответствующих образцов МПК для двух шаблонов усреднялись. Полученные данные обрабатывались в программе Excel и Statistica 10, проводилось сопоставление

показателей HU (для МСКТ), GV (для КЛКТ) и МПК. Использовались линейные и квадратичные линии аппроксимации. Кросс-калибровка проводилась относительно режима МСКТ 120 кВ, 200 мА, принятого за внутренний стандарт (см. табл. 1 столбец 4; табл. 2 строку 5). С учётом небольшого размера выборок и неоднородных условий сравнение между группами проводилось методами непараметрической статистики (Манна–Уитни).

РЕЗУЛЬТАТЫ

Результаты измерения рентгеновской плотности шаблонов МПК в HU для МСКТ и GV для КЛКТ представлены на рис. 1 и 2. Отмечается существенный разброс измеренных величин, при этом для отдельных сканеров различается измеренная рентгеновская плотность воды (для КЛКТ 2 и КЛКТ 4 отмечаются отрицательные значения GV). На рис. 2 приведено сопоставление фантома в одинаковых параметрах визуализации «окна» для костной ткани (window level 100 / window width) для МСКТ: наглядно виден разный контраст при МСКТ 3 (a) и КЛКТ 2 (b). Измеренные значения рентгеновской плотности воды -0,85 HU для МСКТ и -360 GV для КЛКТ.

Значительно различаются углы наклона и формы кривых зависимостей рентгеновской плотности от заданных значений МПК (рис. 3).

С целью унификации выполненных измерений была предложена кросс-калибровка — определение формул для пересчёта каждого конкретного измерения для разных аппаратов на универсальный внутренний стандарт, за который принят режим МСКТ 1: 120 кВ, 200 мА (см. табл. 2 строку 5). Для этого первоначально были построены зависимости в обратных координатах (рис. 4).

На рис. 4 представлены зависимости МПК от HU или GV, т.е. координаты, обратные рис. 3. Средствами Excel были построены линии аппроксимации: линейные для КЛКТ 1 и 3; МСКТ 1, 2, 3 и квадратичные для КЛКТ 2 и 4 (соответствующие формулы представлены на рис. 4). Решение о применении закона аппроксимации основывалось на визуальном анализе хода зависимости. Для КЛКТ 1 зависимость была разбита на два диапазона, для каждого из которых были определены свои характеры зависимостей. Это связано с артефактами, выявленными при анализе изображений.

Полученные формулы зависимостей (см. рис. 4) позволили с помощью несложных преобразований рассчитать формулы для кросс-калибровки относительно «стандартного режима» МСКТ 120 кВ и 200 мА (см. табл. 2 строку 5). Эти формулы представлены в табл. 3 (столбец 2). Алгоритм использования данных формул состоит в том, что измеренные значения рентгеновской плотности образцов костной ткани или шаблонов, выраженные в HU для МСКТ и GV для КЛКТ, подставляются в качестве множителя (x) в правой части формул; рассчитываемая при этом величина (y) будет соответствовать рентгеновской плотности данного образца, выраженного в HU, если бы его сканировали в МСКТ 1. Эти плотности можно оценивать по шкале C. Misch (см. табл. 1), определяя соответствующий тип костной ткани D1-5.

В соответствии с этим алгоритмом кросс-калибровки были пересчитаны плотности всех значений рентгеновской плотности для соответствующих режимов сканирования. Эти данные представлены на рис. 5. В сравнении с рис. 3 отмечается хорошая согласованность полученных данных.

ОБСУЖДЕНИЕ

В ходе выполненного исследования КТ-аппараты продемонстрировали различные денситометрические показатели для одинаковых заданных значений МПК (см. рис. 3). Для воды ближе всего к нулевым значениям были показатели рентгеновской плотности МСКТ-аппаратов, определённые в НУ: МСКТ 1 (1,5); МСКТ 2 (-9); МСКТ 3 (14). Для КЛКТ показаны более выраженные разбросы, выраженные в GV: КЛКТ 1 (210); КЛКТ 2 (-305); КЛКТ 3 (171); КЛКТ 4 (-400). Наиболее достоверное значение рентгеновской плотности дистиллированной воды показал МСКТ 1 с режимом сканирования 120 кВ и 200 мА, который и был выбран в качестве внутреннего референса, на который проводилась кросс-калибровка. Дальнейший характер зависимостей на рис. 3 также был разнородным как по углам наклона, так и по формам кривых (для КЛКТ 2 и 3 отмечалась выраженная нелинейность). Перестроение результатов в обратных координатах с линиями аппроксимации (см. рис. 4) позволили определить алгоритмы для кросс-калибровки относительно режима 120 кВ и 200 мА для МСКТ 1 (см. табл. 2 строку 5). Эти формулы предоставлены в табл. 3. После кросс-калибровки показана хорошая сопоставимость пересчитанных данных относительно МСКТ 1. Медиана средней разницы измеренных значений относительно режима МСКТ 1 до кросс-калибровки составила 160 относительных единиц (НУ, GV), а после пересчёта уменьшилась в 10 раз и составила 16 отн. ед. ($p=0,000$), также было достоверно показано, что несмотря на проведённую кросс-калибровку, для КЛКТ средняя разница была достоверно выше (30 отн. ед.) чем для МСКТ (8 отн. ед), $p=0,024$; сравнения проведены методом Манна–Уитни. При этом средняя относительная разница единиц плотности для двух шаблонов при КЛКТ составила 17,69%, а при МСКТ — 4,7%.

Существенный разброс относительной разности между двумя шаблонами, отличающимися пространственным расположением (см. рис. 2), и большой разброс относительно средних значений стандартного режима 120 кВ и 200 мА после кросс-калибровки при КЛКТ определяет необходимость использования синхронных шаблонов, т.е. расположенных в ротовой полости вблизи предполагаемой зоны имплантации у пациента, которому проводится исследование. Асинхронная методика, успешно применяемая при количественной КТ, может оказаться малоэффективной ввиду ряда артефактов при КЛКТ, приводящих к неоднородности сигнала [11]. Необходима калибровка для конкретного оборудования, режима и пациента.

На сегодняшний день относительные единицы НУ применяются в рентгенологической классификации Carl E. Misch (см. табл. 1 столбцы 5 и 6), которая является основной этапа планирования дентальной имплантации и выбора дальнейшего хирургического протокола. В данной экспериментальной работе были смоделированы условия, когда плотности рентгеноконтрастного шаблона соответствуют основным типам костной ткани по Carl E. Misch (см. табл. 1) — D1–5. Было показано, что после кросс-калибровки возможна оценка НУ как разных режимов МСКТ, так и КЛКТ методом с хорошей точностью. Данный метод финансово не затратный, а также простой в использовании.

Насыщенный гидрофосфатом калия рентгеноконтрастный шаблон использовался в дозиметрии как материал, эквивалентный кортикальной кости, в течение многих лет [12]. Различные разведения данного материала применялись для эталонных рентгеноконтрастных фантомов ранее и в современных условиях [11, 13]. Также в

качестве рентгеноконтрастных можно рассматривать композитные материалы на основе нерастворимого в воде гидроксиапатита или трикальцийфосфата. Рентгеновская плотность гидрофосфата калия и трикальцийфосфата изменяется согласованно с изменением энергии рентгеновского излучения, как и костная ткань [14, 15]. В данной экспериментальной работе использованы несколько значений напряжения. Нами были выбраны рекомендованные производителями режимы сканирования от 80 до 120 кВ в зависимости от вида оборудования. Согласно шкале относительных единиц плотности (HU), денситометрические показатели воды соответствуют нулю, что задаётся при калибровке МСКТ-оборудования [1]. Ближе всего к этому значению в исследовании соответствовали МСКТ-аппараты.

Фантомы (рентгеноконтрастные шаблоны) на основе гидрофосфата калия применялись ранее для унификации измерений и дальнейшей классификации обызвествлений стенок сосудов и костной ткани [16, 17]. Сообщается, что более высокие погрешности были получены для аппаратов с низким напряжением и пространственным разрешением [18]. Факторы, которые определяют погрешности определения МПК, — это напряжение КТ-аппарата, алгоритм реконструкции, характерные артефакты рассеяния, нехватки фотонов на детекторах; в меньшей степени влияет мощность излучения (мА) [11]. Стоит учесть, что все КТ-исследования рентгеноконтрастных шаблонов проводились с погружением их в сосуд с водой с габаритами, соответствующими размеру ротовой полости и окружающих мягких тканей, что приближало модельные условия к нативному сканированию у пациентов [19].

В нашем количественном исследовании с использованием рентгеноконтрастных шаблонов предоставлены более обширные результаты, в отличие от предыдущих работ, где был оценён один тип КТ-аппаратов и один тип рентгеноконтрастного шаблона [20–23]. Использование в нашей работе оригинальных шаблонов с семью заданными значениями МПК и сравнительной оценкой 6 сканеров придаёт исследованию оригинальность и большую доказательность. Результаты исследования показали, что применение рентгеноконтрастных шаблонов позволяет стандартизировать и компенсировать недостатки денситометрической классификации ткани по КЛКТ, которые существенно влияют на планирование и проведение различных стоматологических манипуляций [24, 25].

В дальнейшем применение синхронных рентгеноконтрастных шаблонов возможно при различных видах операций в челюстно-лицевой области, в частности при дентальной имплантации. Планирование дентальной имплантации с использованием рентгеноконтрастных шаблонов позволит подобрать максимально индивидуальный хирургический протокол [26–30]. При сравнении КЛКТ и МСКТ отмечается схожий характер зависимостей плотности костной ткани, однако отдельные измерения значимо различаются [26]. Разработанный нами алгоритм кросс-калибровки позволяет значимо снизить данные различия.

Помимо погрешностей определения МПК в КЛКТ существенную роль играет оценка геометрических искажений [31–34]. В исследовании J. Medelnik и соавт. [35] оценили воспроизводимость анатомических ориентиров и точность различных КЛКТ и МСКТ. H. Elshenawy и соавт. [36] отметили, что увеличение размера поля исследования вместе с размером вокселя может отрицательно сказаться на точности линейных измерений КЛКТ, особенно при оценке небольших расстояний. Авторы отмечают, что

помимо оценки геометрических искажений актуальна максимально точная оценка плотности объектов.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Разработанный рентеноконтрастный шаблон демонстрирует большой разброс рентгеновской плотности по данным четырёх КЛКТ и двух МСКТ для одинаковых образцов минеральной плотности кости. Применение кросс-калибровки позволяет стандартизировать денситометрические показатели для КЛКТ и различных МСКТ-режимов, при этом разброс снижается в 10 раз, что обеспечивает возможность классификации костной ткани по С. Misch. Наиболее перспективно применение индивидуальных синхронных шаблонов, находящихся непосредственно у зоны предполагаемого стоматологического вмешательства.

ДОПОЛНИТЕЛЬНО

Источник финансирования. Данная статья подготовлена в рамках НИОКР «Разработка и создание аппаратно-программного комплекса для оппортунистического скрининга остеопороза» (№ ЕГИСУ: 123031400007-7).

Конфликт интересов. Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией настоящей статьи.

Вклад авторов. Все авторы подтверждают соответствие своего авторства международным критериям ICMJE (все авторы внесли существенный вклад в разработку концепции, проведение исследования и подготовку статьи, прочли и одобрили финальную версию перед публикацией). Наибольший вклад распределён следующим образом: Ш.Д. Хоссаин, А.Б. Данаев, А.А. Долгалева, А.Ю. Тихмянов — написание текста статьи, выполнение экспериментальной части исследований; А.А. Мураев, Д.В. Буренчев, С.Ю. Иванов — концепция и дизайн исследования; А.В. Петрайкин, Ю.А. Васильев, Д.Е. Шарова — анализ полученных данных.

ADDITIONAL INFORMATION

Funding source. This article was prepared by the authors as part of the research and development work (EGISU number: 123031400007-7) in accordance with the Program of the Moscow Department of Health for 2023-2025.

Competing interests. The authors declare that they have no competing interests.

Authors' contribution. All authors made a substantial contribution to the conception of the work, acquisition, analysis, interpretation of data for the work, drafting and revising the work, final approval of the version to be published and agree to be accountable for all aspects of the work. Sh.D. Hossain, A.B. Danaev, A.A. Dolgaleva, A.Yu. Tikhmyanov — writing the text of the article, performing the experimental part of the research; A.A. Muraev, D.V. Burenchev, S.Yu. Ivanov — study concept and design; A.V. Petraikin, Yu.A. Vasilev, D.E. Sharova — data analysis.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Hounsfield G.N. Computerized transverse axial scanning (tomography). Description of system // *Br J Radiol.* 1973. Vol. 46, N 552. P. 1016–1022. doi: 10.1259/0007-1285-46-552-1016
2. Bornstein M.M., Scarfe W.C., Vaughn V.M., Jacobs R. Cone beam computed tomography in implant dentistry: A systematic review focusing on guidelines, indications, and radiation dose risks // *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2014. Vol. 2014, N 29, Suppl. P. 55–77. doi: 10.11607/jomi.2014suppl.g1.4
3. DenOtter T.D., Schubert J. Hounsfield Unit. In: *StatPearls, Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; March 9, 2022.*
4. Kim Y., Oh T.J., Misch C.E., Wang H.L. Occlusal considerations in implant therapy: Clinical guidelines with biomechanical rationale // *Clin Oral Implants Res.* 2005. Vol. 16, N 1. P. 26–35. doi: 10.1111/j.1600-0501.2004.01067.x
5. Woelber J.P., Fleiner J., Rau J., et al. Accuracy and usefulness of CBCT in periodontology: A systematic review of the literature // *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2018. Vol. 38, N 2. P. 289–297. doi: 10.11607/prd.2751
6. Song D., Shujaat S., de Faria Vasconcelos K., et al. Diagnostic accuracy of CBCT versus intraoral imaging for assessment of peri-implant bone defects // *BMC Med Imaging.* 2021. Vol. 21, N 1. P. 23. doi: 10.1186/s12880-021-00557-9
7. Savoldi F., Yon M.J., Kwok V.M., et al. Accuracy of CBCT in the identification of mental, lingual, and retromolar foramina: A comparison with visual inspection of human dry mandibles // *Int J Periodontics Restorative Dent.* 2021. Vol. 4, N 6. P. e277–e286. doi: 10.11607/prd.4770
8. Levi C., Gray J.E., McCullough E.C., Hattery R.R. The unreliability of CT numbers as absolute values // *AJR Am J Roentgenol.* 1982. Vol. 139, N 3. P. 443–447. doi: 10.2214/ajr.139.3.443
9. Петрайкин А.В., Скрипникова И.А. Количественная компьютерная томография, современные данные. Обзор // *Медицинская визуализация.* 2021. Т. 25, № 4. С. 134–146. doi: 10.24835/1607-0763-1049
10. Иванов Д.В., Кириллова И.В., Коссович Л.Ю., и др. Влияние конволюционных ядер и эффекта «упрощения луча» на оценку минеральной плотности губчатой костной ткани с использованием количественной компьютерной томографии // *Известия Саратовского университета.* 2020. Т. 20, № 2. С. 205–219. doi: 10.18500/1816-9791-2020-20-2-205-219
11. Петрайкин А.В., Сморгочкова А.К., Кудрявцев Н.Д., и др. Сравнение двух методик асинхронной КТ-денситометрии // *Медицинская визуализация.* 2020. Т. 24, № 4. С. 108–118. doi: 10.24835/1607-0763-2020-4-108-118
12. Witt R.M., Cameron J.R. Bone Standards. USAEC Progress Report COO-1422-42, US Atomic Energy Commission, Madison, Wisconsin, 1969.
13. Cann C.E., Genant H.K. Precise measurement of vertebral mineral content using computed tomography // *J Comput Assist Tomogr.* 1980. Vol. 4, N 4. P. 493–500. doi: 10.1097/00004728-198008000-00018
14. Hubbell J.H. Photon cross sections, attenuation coefficients, and energy absorption coefficients from 10 keV to 100 GeV. National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, MD, 1969. doi: 10.6028/NBS.NSRDS.29

15. International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement // ICRU Report. 1989. N 44. P. 1–189.
16. Николаев А.Е., Коркунова О.А., Блохин И.А., и др. Плотность кальцификации при компьютерной томографии в зависимости от параметров сканирования: фантомное исследование // Медицинская визуализация. 2020. Т. 24, № 4. С. 119–132. doi: 10.24835/1607-0763-2020-4-119-132
17. Gaur A., Dhillon M., Puri N., et al. Questionable accuracy of CBCT in determining bone density: A comparative CBCT-CT in vitro study // Dent Med Probl. 2022. Vol. 59, N 3. P. 413–419. doi: 10.17219/dmp/143504
18. Martinez C., de Molina C., Desco M., Abella M. Optimization of a calibration phantom for quantitative radiography // Med Phys. 2021. Vol. 48, N 3. P. 1039–1053. doi: 10.1002/mp.14638
19. Hu Z., Wang T., Pan X., et al. Comparison of diagnosis of cracked tooth using contrast-enhanced CBCT and micro-CT // Dentomaxillofac Radiol. 2021. Vol. 50, N 7. P. 20210003. doi: 10.1259/dmfr.20210003
20. Lehmann L., Alvarez R., Macovski A., et al. Generalized image combinations in dual KVP digital radiography // Med Phys. 1981. Vol. 8, N 5. P. 659–667. doi: 10.1118/1.595025
21. Chuang K.S., Huang H. Comparison of four dual energy image decomposition methods // Physics Med Biol. 1988. Vol. 33, N 4. P. 455. doi: 10.1088/0031-9155/33/4/005
22. Gingold E.L., Hasegawa B.H. Systematic bias in basis material decomposition applied to quantitative dual-energy X-ray imaging // Med Phys. 1992. Vol. 9, N 1. P. 25–33. doi: 10.1118/1.596889
23. Cardinal H.N., Fenster A. An accurate method for direct dual-energy calibration and decomposition // Med Phys. 1990. Vol. 17, N 3. P. 327–341. doi: 10.1118/1.596512
24. Jacobs R., Salmon B., Codari M., et al. Cone beam computed tomography in implant dentistry: Recommendations for clinical use // BMC Oral Health. 2018. Vol. 18, N 1. P. 88. doi: 10.1186/s12903-018-0523-5
25. Долгалев А.А., Данаев А.Б., Юсупов Р.Д., и др. Объективная оценка погрешности показателей плотности при проведении конусно-лучевой компьютерной томографии в стоматологической практике // Медицинский алфавит. 2022. № 7. С. 65–68. doi: 10.33667/2078-5631-2022-7-65-68
26. Cassetta M., Stefanelli L.V., Di Carlo S., et al. The accuracy of CBCT in measuring jaws bone density // Eur Rev Med Pharmacol Sci. 2012. Vol. 16, N 10. P. 1425–1429.
27. Harvey S., Patel S. Guidelines and template for reporting on CBCT scans // Br Dent J. 2020. Vol. 228, N 1. P. 15–18. doi: 10.1038/s41415-019-1115-8
28. Cassetta M., Stefanelli L.V., Pacifici A., et al. How accurate is CBCT in measuring bone density? A comparative CBCT-CT in vitro study // Clin Implant Dent Relat Res. 2014. Vol. 16, N 4. P. 471–478. doi: 10.1111/cid.12027
29. Parsa A., Ibrahim N., Hassan B., et al. Bone quality evaluation at dental implant site using multislice CT, micro-CT, and cone beam CT // Clin Oral Implants Res. 2015. Vol. 26, N 1. P. e1–7. doi: 10.1111/clr.12315
30. Van Dessel J., Nicolielo L.F., Huang Y., et al. Accuracy and reliability of different cone beam computed tomography (CBCT) devices for structural analysis of alveolar bone in comparison with multislice CT and micro-CT // Eur J Oral Implantol. 2017. Vol. 10, N 1. P. 95–105.

31. Dillenseger J.P., Matern J.F., Gros C.I., et al. MSCT versus CBCT: Evaluation of high-resolution acquisition modes for dento-maxillary and skull-base imaging // *Eur Radiol*. 2015. Vol. 25, N 2. P. 505–515. doi: 10.1007/s00330-014-3439-8
32. Schegerer A.A., Lechel U., Ritter M., et al. Dose and image quality of cone-beam computed tomography as compared with conventional multislice computed tomography in abdominal imaging // *Invest Radiol*. 2014. Vol. 49, N 10. P. 675–684. doi: 10.1097/RLI.0000000000000069
33. Veldhoen S., Schöllchen M., Hanken H., et al. Performance of cone-beam computed tomography and multidetector computed tomography in diagnostic imaging of the midface: A comparative study on Phantom and cadaver head scans // *Eur Radiol*. 2017. Vol. 27, N 2. P. 790–800. doi: 10.1007/s00330-016-4387-2
34. Grunz J.P., Weng A.M., Gietzen C.H., et al. Evaluation of ultra-high-resolution cone-beam CT prototype of twin robotic radiography system for cadaveric wrist imaging // *Acad Radiol*. 2021. Vol. 28, N 10. P. e314–e322. doi: 10.1016/j.acra.2020.06.018
35. Medelnik J., Hertrich K., Steinhäuser-Andresen S., et al. Accuracy of anatomical landmark identification using different CBCT- and MSCT-based 3D images: An in vitro study // *J Orofac Orthop*. 2011. Vol. 72, N 4. P. 261–278. doi: 10.1007/s00056-011-0032-5
36. Elshenawy H., Aly W., Salah N., et al. Influence of small, midi, medium and large fields of view on accuracy of linear measurements in CBCT imaging: Diagnostic accuracy study // *Open Access Maced J Med Sci*. 2019. Vol. 7, N 6. P. 1037–1041. doi: 10.3889/oamjms.2019.232

REFERENCES

1. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography). Description of system. *Br J Radiol*. 1973;46(552):1016–1022. doi: 10.1259/0007-1285-46-552-1016
2. Bornstein MM, Scarfe WC, Vaughn VM, Jacobs R. Cone beam computed tomography in implant dentistry: A systematic review focusing on guidelines, indications, and radiation dose risks. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29(Suppl):55–77. doi: 10.11607/jomi.2014suppl.g14
3. DenOtter TD, Schubert J. Hounsfield Unit. In: *StatPearls*. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2022.
4. Kim Y, Oh TI, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: Clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res*. 2005;16(1):26–35. doi: 10.1111/j.1600-0501.2004.01067.x
5. Woelber JP, Fleiner J, Rau J, et al. Accuracy and usefulness of CBCT in periodontology: A systematic review of the literature. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2018;38(2):289–297. doi: 10.11607/prd.2751
6. Song D, Shujaat S, de Faria Vasconcelos K, et al. Diagnostic accuracy of CBCT versus intraoral imaging for assessment of peri-implant bone defects. *BMC Med Imaging*. 2021;21(1):23. doi: 10.1186/s12880-021-00557-9
7. Savoldi F, Yon MJ, Kwok VM, et al. Accuracy of CBCT in the identification of mental, lingual, and retromolar foramina: A comparison with visual inspection of human dry mandibles. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2021;41(6):e277–e286. doi: 10.11607/prd.4770
8. Levi C, Gray JE, McCullough EC, Hattery RR. The unreliability of CT numbers as absolute values. *AJR Am J Roentgenol*. 1982;139(3):443–447. doi: 10.2214/ajr.139.3.443

9. Petraikin AV, Skripnikova IA. Quantitative computed tomography, modern data. Review. *Medical Imaging*. 2021;25(4):134–146. (In Russ). doi: 10.24835/1607-0763-1049
10. Ivanov DV, Kirillova IV, Kossovich LY, et al. Influence of convolution kernel and beam-hardening effect on the assessment of trabecular bonemineral density using quantitative computed tomography. *News Saratov University*. 2020;20(2):205–219. (In Russ). doi: 10.18500/1816-9791-2020-20-2-205-219
11. Petraikin AV, Smorchkova AK, Kudryavtsev ND, et al. Comparison of two asynchronous QCT methods. *Medical Imaging*. 2020;24(4):108–118. (In Russ). doi: 10.24835/1607-0763-2020-4-108-118
12. Witt RM, Cameron JR. Bone Standards. USAEC Progress Report No. COO-1422-42 US Atomic Energy Commission, Madison, Wisconsin; 1969.
13. Cann CE, Genant HK. Precise measurement of vertebral mineral content using computed tomography. *J Comput Assist Tomogr*. 1980;4(4):493–500. doi: 10.1097/00004728-198008000-00018
14. Hubbell JH. Photon cross sections, attenuation coefficients, and energy absorption coefficients from 10 keV to 100 GeV. National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, MD; 1969. doi: 10.6028/NBS.NSRDS.29
15. International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement. *ICRU Report*. 1989;(44):1–189.
16. Nikolaev AE, Korkunova OA, Blokhin IA, et al. Calcification density on computed tomography depending on scanning parameters. Phantom study. (In Russ). *Med Imaging*. 2020;24(4):119–132. doi: 10.24835/1607-0763-2020-4-119-132
17. Gaur A, Dhillon M, Puri N, et al. Questionable accuracy of CBCT in determining bone density: A comparative CBCT-CT in vitro study. *Dent Med Probl*. 2022;59(3):413–419. doi: 10.17219/dmp/143504
18. Martinez C, de Molina C, Desco M, Abella M. Optimization of a calibration phantom for quantitative radiography. *Med Phys*. 2021;48(3):1039–1053. doi: 10.1002/mp.14638
19. Hu Z, Wang T, Pan X, et al. Comparison of diagnosis of cracked tooth using contrast-enhanced CBCT and micro-CT. *Dentomaxillofac Radiol*. 2021;50(7):20210003. doi: 10.1259/dmfr.20210003
20. Lehmann L, Alvarez R, Macovski A, et al. Generalized image combinations in dual KVP digital radiography. *Med Phys*. 1981;8(5):659–667. doi: 10.1118/1.595025
21. Chuang KS, Huang H. Comparison of four dual energy image decomposition methods. *Physics Med Biol*. 1988;33(4):455. doi: 10.1088/0031-9155/33/4/005
22. Gingold EL, Hasegawa BH. Systematic bias in basis material decomposition applied to quantitative dual-energy X-ray imaging. *Med Phys*. 1992;19(1):25–33. doi: 10.1088/0031-9155/33/4/005
23. Cardinal HN, Fenster A. An accurate method for direct dual-energy calibration and decomposition. *Med Phys*. 1990;17(3):327–341. doi: 10.1118/1.596512
24. Jacobs R, Salmon B, Codari M, et al. Cone beam computed tomography in implant dentistry: recommendations for clinical use. *BMC Oral Health*. 2018;18(1):88. doi: 10.1186/s12903-018-0523-5
25. Dolgalev AA, Danaev AB, Yusupov RD, et al. Objective assessment of measurement error in significant cone-beam computed tomography in dental practice. *Med Alphabet*. 2022;(7):65–68. (In Russ). doi: 10.33667/2078-5631-2022-7-65-68

26. Cassetta M, Stefanelli LV, Di Carlo S, et al. The accuracy of CBCT in measuring jaws bone density. *Eur Rev Med Pharmacol Sci.* 2012;16(10):1425–1429.
27. Harvey S, Patel S. Guidelines and template for reporting on CBCT scans. *Br Dent J.* 2020;228(1):15–18. doi: 10.1038/s41415-019-1115-8
28. Cassetta M, Stefanelli LV, Pacifici A, et al. How accurate is CBCT in measuring bone density? A comparative CBCT-CT in vitro study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014;16(4):471–478. doi: 10.1111/cid.12027
29. Parsa A, Ibrahim N, Hassan B, et al. Bone quality evaluation at dental implant site using multislice CT, micro-CT, and cone beam CT. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26(1):e1–7. doi: 10.1111/clr.12315
30. Van Dessel J, Nicolielo LF, Huang Y, et al. Accuracy and reliability of different cone beam computed tomography (CBCT) devices for structural analysis of alveolar bone in comparison with multislice CT and micro-CT. *Eur J Oral Implantol.* 2017;10(1):95–105.
31. Dillenseger JP, Matern JF, Gros CI, et al. MSCT versus CBCT: Evaluation of high-resolution acquisition modes for dento-maxillary and skull-base imaging. *Eur Radiol.* 2015;25(2):505–515. doi: 10.1007/s00330-014-3439-8
32. Schegerer AA, Lechel U, Ritter M, et al. Dose and image quality of cone-beam computed tomography as compared with conventional multislice computed tomography in abdominal imaging. *Invest Radiol.* 2014;49(10):675–684. doi: 10.1097/RLI.0000000000000069
33. Veldhoen S, Schöllchen M, Hanken H, et al. Performance of cone-beam computed tomography and multidetector computed tomography in diagnostic imaging of the midface: A comparative study on Phantom and cadaver head scans. *Eur Radiol.* 2017;27(2):790–800. doi: 10.1007/s00330-016-4387-2
34. Grunz JP, Weng AM, Gietzen CH, et al. Evaluation of ultra-high-resolution cone-beam CT prototype of twin robotic radiography system for cadaveric wrist imaging. *Acad Radiol.* 2022;28(10):e314–e322. doi: 10.1016/j.acra.2020.06.018
35. Medelnik J, Hertrich K, Steinhäuser-Andresen S, et al. Accuracy of anatomical landmark identification using different CBCT- and MSCT-based 3D images: An in vitro study. *J Orofac Orthop.* 2011;72(4):261–278. doi: 10.1007/s00056-011-0032-5
36. Elshenawy H, Aly W, Salah N, et al. Influence of small, midi, medium and large fields of view on accuracy of linear measurements in CBCT imaging: Diagnostic accuracy study. *Open Access Maced J Med Sci.* 2019;7(6):1037–1041. doi: 10.3889/oamjms.2019.232

ОБ АВТОРАХ	AUTHORS' INFO
<p>* Петряйкин Алексей Владимирович, д-р мед. наук, доцент, гл. науч. сотр.; адрес: Россия, 127051, Москва, ул. Петровка, д. 24, стр. 1; ORCID: 0000-0003-1694-4682 ; eLibrary SPIN: 6193-1656; e-mail: alexeypetraikin@gmail.com</p>	<p>* Alexey V. Petraikin, MD, Dr. Sci. (Med.), Assistant Professor, Chief Researcher; address: 24/1 Petrovka street, 127051 Moscow, Russia; ORCID: 0000-0003-1694-4682 ; eLibrary SPIN: 6193-1656; e-mail: alexeypetraikin@gmail.com</p>
<p>Хоссаин Шазмим Джахан, ассистент; ORCID: 0000-0002-5410-1849; eLibrary SPIN: 3760-3732; e-mail: shazmim@mail.ru</p>	<p>Shazmim D. Hossain, Assistant Lecturer; ORCID: 0000-0002-5410-1849; eLibrary SPIN: 3760-3732; e-mail: shazmim@mail.ru</p>

<p>Мураев Александр Александрович, д-р мед. наук, профессор; ORCID: 0000-0003-3982-5512 ; eLibrary SPIN: 1431-5936; e-mail: muraev_aa@pfur.ru</p>	<p>Alexandr A. Muraev, MD, Dr. Sci. (Med.), Professor; ORCID: 0000-0003-3982-5512; eLibrary SPIN: 1431-5936; e-mail: muraev_aa@pfur.ru</p>
<p>Данаев Аслан Барадинович, ассистент; ORCID: 0000-0003-4754-3101; eLibrary SPIN: 7266-7722; e-mail: aslandanaev111@mail.ru</p>	<p>Aslan B. Danaev, Assistant Lecturer; ORCID: 0000-0003-4754-3101; eLibrary SPIN: 7266-7722; e-mail: aslandanaev111@mail.ru</p>
<p>Буренчев Дмитрий Владимирович, д-р мед. наук, гл. науч. сотр.; ORCID: 0000-0003-2894-6255; eLibrary SPIN: 2411-3959; e-mail: BurenchevDV@zdrav.mos.ru</p>	<p>Dmitry V. Burenchev, MD, Dr. Sci. (Med.), Chief Researcher; ORCID: 0000-0003-2894-6255; eLibrary SPIN: 2411-3959; e-mail: BurenchevDV@zdrav.mos.ru</p>
<p>Долгалеv Александр Александрович, д-р мед. наук, доцент; ORCID: 0000-0002-6352-6750; eLibrary SPIN: 5941-5771; e-mail: dolgalev@dolgalev.pro</p>	<p>Alexander A. Dolgalev, MD, Dr. Sci. (Med.), Assistant Professor; ORCID: 0000-0002-6352-6750; eLibrary SPIN: 5941-5771; e-mail: dolgalev@dolgalev.pro</p>
<p>Васильев Юрий Александрович, канд. мед. наук; ORCID: 0000-0002-0208-5218; eLibrary SPIN: 4458-5608; e-mail: VasilevYA1@zdrav.mos.ru</p>	<p>Yuriy A. Vasilev, MD, Cand. Sci. (Med.); ORCID: 0000-0002-0208-5218; eLibrary SPIN: 4458-5608; e-mail: VasilevYA1@zdrav.mos.ru</p>
<p>Шарова Дарья Евгеньевна; ORCID: 0000-0001-5792-3912; eLibrary SPIN: 1811-7595; e-mail: SharovaDE@zdrav.mos.ru</p>	<p>Dariya E. Sharova; ORCID: 0000-0001-5792-3912; eLibrary SPIN: 1811-7595; e-mail: SharovaDE@zdrav.mos.ru</p>
<p>Иванов Сергей Юрьевич, д-р мед. наук, профессор, чл.-корр. РАН; ORCID: 0000-0001-5458-0192; eLibrary SPIN: 2607-2679; e-mail: syivanov@yandex.ru</p>	<p>Sergey Yu. Ivanov, MD, Dr. Sci. (Med.), Professor, Corresponding Member of the Russian Academy of Sciences; ORCID: 0000-0001-5458-0192; eLibrary SPIN: 2607-2679; e-mail: syivanov@yandex.ru</p>
<p>* Автор, ответственный за переписку / Corresponding author</p>	

Таблица 1. Характеристики изготовленного шаблона минеральной плотности кости, в сопоставлении со шкалой Carl E. Misch [4]

Номер пробирки в шаблоне (объем 0,25 мл)	Значения, полученные в ходе исследования			Шкала Misch	
	Заданная концентрация МПК, мг/мл	Полученная концентрация МПК	Измеренные значения HU МСКТ 1 (строка 5, табл. 2)	Тип костной ткани	HU
1	0	0	1,5	-	-
2	50	49,96	78	D5	<150
3	100	99,98	161	D4	150–350
4	175	174,99	281	D4	150–350
5	350	349,99	540	D3	350–850
6	550	549,98	816*	D2	850–1250
7	1500	1506	2165	D1	>1250

Примечание. * Образец ниже соответствующего диапазона плотности по Misch. МПК — минеральная плотность кости; МСКТ 1 — исследуемый мультиспиральный компьютерный томограф 1.

Таблица 2. Проанализированные в работе томографы и режимы сканирования

№ п/п	Название томографа (компания, страна-производитель); используемое сокращение	Напряжение на трубке, кВ	Сила тока на трубке, мА
1	Orthopantomograph OP 3D (KAVO, США); КЛКТ 1	95	4
2	HDX WILL (HDX WILL CORP., Корея); КЛКТ 2	85	8
3	Orthopantomograph OP300 (KAVO, США); КЛКТ 3	90	3,2
4	Vatech PaX-Uni3D (Vatech Global, Южная Корея); КЛКТ 4	90	5
5	GE Discovery NM/CT 670 (GE Healthcare, США); МСКТ 1*	120	200
6	GE Discovery LOW/CT 670 (GE Healthcare, США); МСКТ 2	80	10

7	Siemens Somatom Perspective (Siemens, США); МСКТ 3	110	23
---	----------------------------------------------------	-----	----

Примечание. * МСКТ 1 (строка 5) принят за стандарт, для которого проводится кросс-калибровка в ходе дальнейшей работы. МСКТ 1 — исследуемый мультиспиральный компьютерный томограф 1.

Таблица 3. Расчётные формулы кросс-калибровки для каждого исследуемого томографа

Сокращённое название томографа (в соответствии с табл. 1)	Формулы для кросс-калибровки относительно томографа МСКТ 1
КЛКТ 1 (0–350 мг/мл) КЛКТ 1_1 (350–1506 мг/мл)	$y = 0,819 \times (x) - 164$ $y = 1,31 \times (x) - 164$
КЛКТ 2	$y = 4,4 \times 10^{-5} \times (x)^2 + 0,771 \times (x) + 234$
КЛКТ 3	$y = 1,04 \times (x) - 188$
КЛКТ 4	$y = 1,04 \times (x)^2 + 0,335 \times (x) + 120$
МСКТ 2	$y = 0,748 \times (x) - 9,14$
МСКТ 3	$y = 0,937 \times (x) - 51,5$

Примечание. В формулах (x) — измеренные значения HU или GV на соответствующем КТ-устройстве; (y) — расчётная величина для кросс-калибровки относительно КТ 1 (т.е. какой была бы плотность костной ткани в HU, на КТ 1 из табл. 1). КЛКТ 1–4 — порядковые номера исследуемых конусно-лучевых компьютерных томографов; МСКТ 2, 3 — порядковые номера исследуемых мультиспиральных компьютерных томографов.

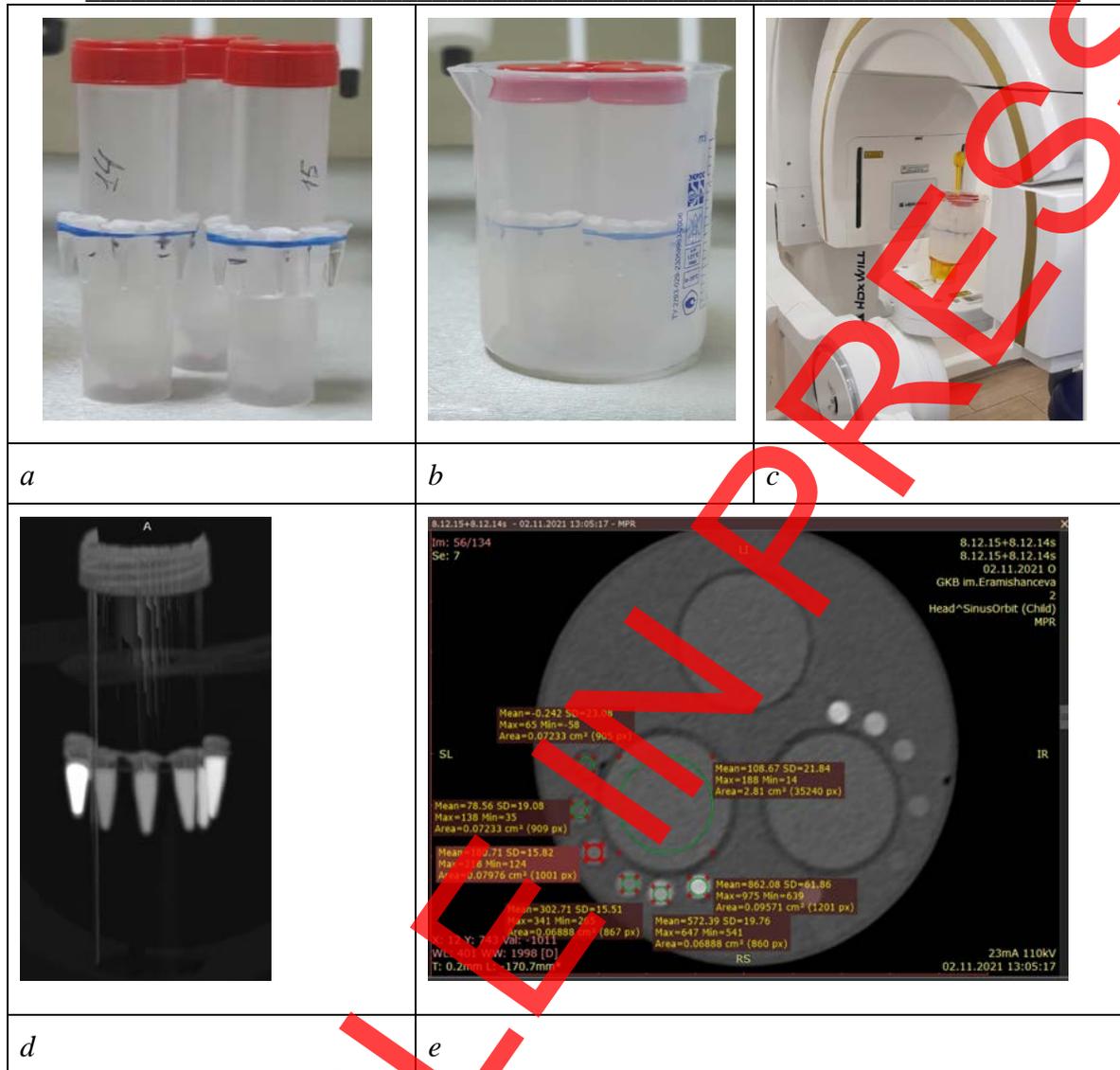


Рис. 1. Общая демонстрация этапов исследования: *a* — исходные пробирки с рентгеноконтрастным веществом (рентгеноконтрастные шаблоны минеральной плотности) на воздухе; *b* — исходные пробирки с рентгеноконтрастным веществом в воде; *c* — пример фиксации и проведения исследования шаблонов на конусно-лучевом компьютерном томографе; *d* — МIP-реконструкция при исследовании методом мультиспиральной компьютерной томографии; *e* — пример просмотра и обработки в формате DICOM срезов исходных пробирок (программа Radiant) и характеристики на исследуемом мультиспиральном компьютерном томографе 3 (см. табл. 2 строку 7).

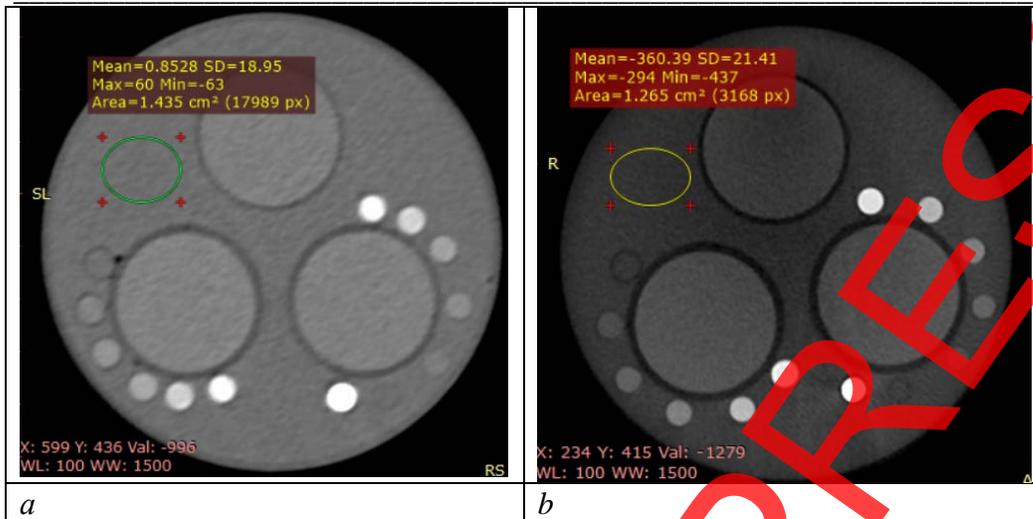


Рис. 2. Рентгеноконтрастный фантом с шаблонами минеральной плотности кости в одинаковых параметрах визуализации «окна» (window level 100 / window width 1500 для костной ткани) для исследуемых мультиспирального компьютерного томографа 3 (a) и конусно-лучевого компьютерного томографа 2 (b): визуально отмечается разный контраст, измеренные значения плотности воды: -0,85 HU для мультиспиральных и -360 GV для конусно-лучевых компьютерных томографов.

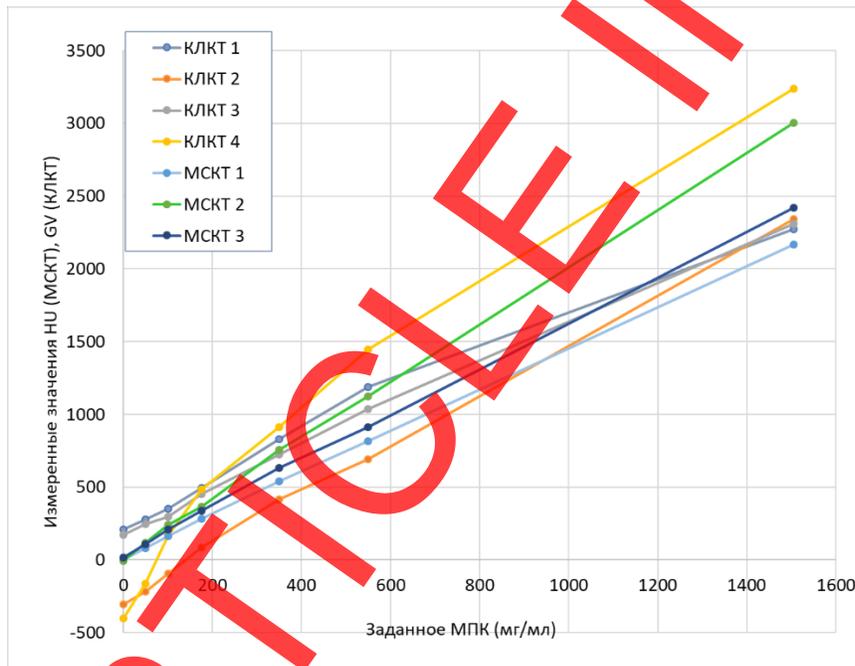


Рис. 3. Зависимость измеренных значений рентгеновской плотности (HU для МСКТ и GV для КЛКТ) от заданных значений минеральной плотности кости до проведения кросс-калибровки: отмечается выраженный разброс значений HU для разных режимов и томографов при МСКТ и GV для различных аппаратов при выполнении КЛКТ-исследований. МСКТ — мультиспиральный компьютерный томограф; КЛКТ — конусно-лучевой компьютерный томограф.

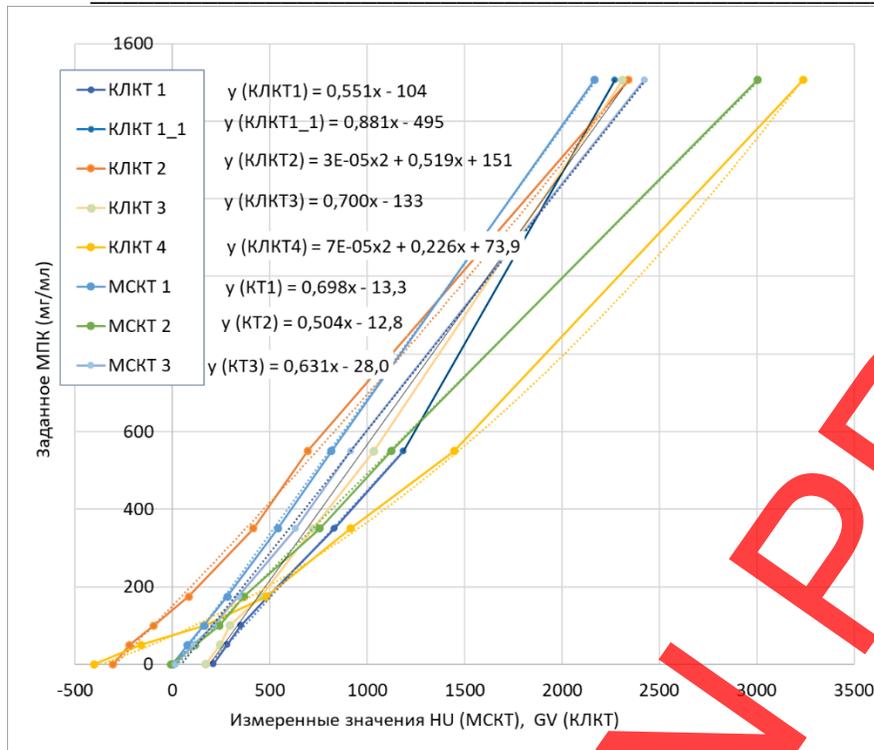


Рис. 4. Обратные зависимости по сравнению с графиками на рис. 2: минеральная плотность в зависимости от рентгеновской плотности в единицах GV и HU. Полученные линии аппроксимации были использованы при определении формул для кросс-калибровки.

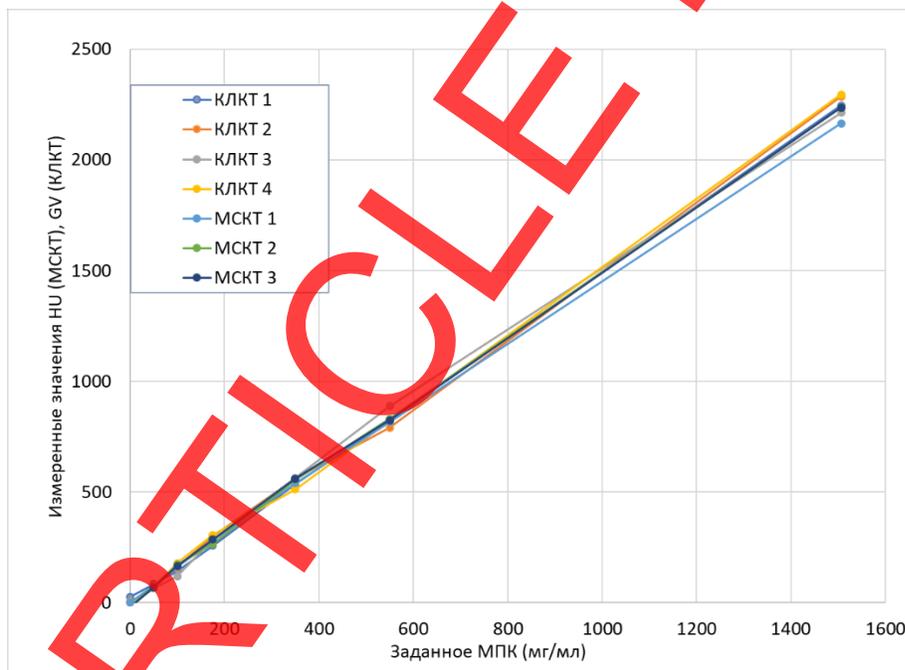


Рис. 5. Зависимость пересчитанных значений рентгеновской плотности (HU для МСКТ и GV для КЛКТ) от заданных значений минеральной плотности кости после проведения кросс-калибровки. Отмечается хорошая согласованность скорректированных данных. Кросс-калибровка проводилась относительно томографа МСКТ 1 и режима 120 кВ, 200 мА. МСКТ 1 —

исследуемый мультиспиральный компьютерный томограф 1; КЛКТ — конусно-лучевой компьютерный томограф.

ARTICLE IN PRESS