

УДК 616.71-073.75-085.3

<http://dx.doi.org/10.22328/2079-5343-2025-16-2-29-39>

СОВРЕМЕННЫЕ МЕТОДЫ ЛУЧЕВОЙ ДИАГНОСТИКИ ОСТЕОПОРОЗА. ЧАСТЬ 1: РЕНТГЕНОВСКАЯ АБСОРБЦИОМЕТРИЯ, КОЛИЧЕСТВЕННАЯ КОМПЬЮТЕРНАЯ ТОМОГРАФИЯ, ПАНОРАМНАЯ ТОМОГРАФИЯ, КОСТНАЯ УЛЬТРАСОНОМЕТРИЯ: ОБЗОР

^{1,2}В. С. Блинов[✉], ¹Ю. С. Китаева[✉], ³Е. А. Праскурничий[✉], ⁴М. А. Чибисова[✉]¹Уральский государственный медицинский университет, Екатеринбург, Россия²Верхнепышминская центральная городская больница имени П. Д. Бородина, г. Верхняя Пышма, Россия³Российский национальный исследовательский медицинский университет имени Н. И. Пирогова, Москва, Россия⁴Северо-Западный государственный медицинский университет имени И. И. Мечникова, Санкт-Петербург, Россия

ВВЕДЕНИЕ: Ожидается, что к 2050 году примерно 22% населения мира будет старше 60 лет. Увеличение продолжительности жизни ведет к повышению распространенности хронических неинфекционных заболеваний, в том числе и остеопороза. Остеопороз является наиболее распространенной причиной низкоэнергетических переломов костей, за счет чего снижается ожидаемая продолжительность жизни и ухудшается качество жизни.

ЦЕЛЬ: Проанализировать современные данные о методиках лучевой диагностики остеопороза при использовании рентгеновской абсорбциометрии, количественной компьютерной томографии, панорамной томографии зубных рядов и костной ультрасонометрии.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ: Проведен поиск и анализ научных публикаций в информационно-аналитических системах eLIBRARY.RU и PubMed за 2005–2024 гг. по следующим ключевым словам: остеопороз, количественная компьютерная томография, остеоденситометрия, абсорбциометрия, двухэнергетическая рентгеновская абсорбциометрия, панорамная томография зубных рядов, костная ультрасонометрия, минеральная плотность кости, osteoporosis, quantitative computed tomography, osteodensitometry, absorptiometry, dual-energy x-ray absorptiometry, panoramic tomography, bone ultrasonometry, bone mineral density.

РЕЗУЛЬТАТЫ: Проанализированы 454 статьи, 27 из которых использованы для составления обзора. Представлены данные о диагностической чувствительности, специфичности, вычисляемых индексах диагностических методик.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ: Каждая из описанных в обзоре лучевых методик имеет свое место и перспективы развития в диагностике остеопороза. Анализ научных данных, посвященных описанным методикам, говорит о постоянном развитии и неугасающем интересе к каждой из них.

КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА: остеопороз, двухэнергетическая рентгеновская абсорбциометрия, панорамная томография, количественная компьютерная томография, костная ультрасонометрия

* Для корреспонденции: Блинов Владислав Сергеевич, e-mail: VladSBlinov@mail.ru

Для цитирования: Блинов В.С., Китаева Ю.С., Праскурничий Е.А., Чибисова М.А. Современные методы лучевой диагностики остеопороза. Часть 1: рентгеновская абсорбциометрия, количественная КТ, панорамная томография, костная ультрасонометрия: обзор // *Лучевая диагностика и терапия*. 2025. Т. 16, № 2. С. 29–39, doi: <http://dx.doi.org/10.22328/2079-5343-2025-16-2-29-39>.

MODERN METHODS OF RADIOLOGICAL DIAGNOSIS OF OSTEOPOROSIS. PART 1: X-RAY ABSORPTIOMETRY, QUANTITATIVE COMPUTED TOMOGRAPHY, PANORAMIC TOMOGRAPHY, BONE ULTRASONOMETRY: A REVIEW

^{1,2}Vladislav S. Blinov[✉], ¹Yulia S. Kitaeva[✉], ³Evgeniy A. Praskurnichiy[✉], ⁴Marina A. Chibisova[✉]¹Ural State Medical University, Yekaterinburg, Russia²Verkhnepyshminskaya Central City Hospital named after P. D. Borodin, Verkhnyaya Pyshma, Russia³Russian National Research Medical University named after N. I. Pirogov, Moscow, Russia⁴North-Western State Medical University named after I. I. Mechnikov, St. Petersburg, Russia

© Авторы, 2025. Издательство ООО «Балтийский медицинский образовательный центр». Данная статья распространяется на условиях «открытого доступа», в соответствии с лицензией CCBY-NC-SA 4.0 («Attribution-NonCommercial-ShareAlike» / «Атрибуция-Некоммерчески-Сохранение Условий» 4.0), которая разрешает неограниченное некоммерческое использование, распространение и воспроизведение на любом носителе при условии указания автора и источника. Чтобы ознакомиться с полными условиями данной лицензии на русском языке, посетите сайт: <https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/deed.ru>

INTRODUCTION: By 2050, approximately 22% of the world's population is expected to be over 60 years of age. Increasing life expectancy leads to an increase in the prevalence of chronic non-communicable diseases, including osteoporosis. Osteoporosis is the most common cause of low-energy bone fractures, thereby reducing life expectancy and quality of life.

OBJECTIVE: To present up-to-date data on the methods of radiodiagnostic diagnosis for osteoporosis using X-ray absorptiometry, quantitative computed tomography, panoramic dental tomography and bone ultrasonometry.

MATERIAL AND METHODS: The research and analysis was conducted to search for scientific publications and clinical recommendations in information-analytical systems eLIBRARY.RU and PubMed for 2005–2024 by the following keywords: osteoporosis, quantitative computed tomography, osteodensitometry, absorptiometry, dual-energy x-ray absorptiometry, panoramic tomography, bone ultrasonometry, bone mineral density.

RESULTS: 454 articles were analyzed, 27 of which were used to compile the review. Data on diagnostic sensitivity, specificity, and calculated indices of each method are presented.

CONCLUSION: Each of the radiation methods described in this review has its place and development prospects in the diagnosis of osteoporosis. The analysis of scientific data on the described methods shows a continuous development and an increasing interest in each of the methods.

KEYWORDS: osteoporosis, dual-energy X-ray absorptiometry, panoramic tomography, quantitative computed tomography, bone ultrasonometry

* **For correspondence:** Vladislav S. Blinov, e-mail: VladSBlinov@mail.ru

For citation: Blinov V.S., Kitaeva Yu.S., Praskurnichiy E.A., Chibisova M.A. Modern methods of radiological diagnosis of osteoporosis. Part 1: X-ray absorptiometry, quantitative CT, panoramic tomography, bone ultrasonometry: a review // *Diagnostic radiology and radiotherapy*. 2025. Vol. 16, No. 2. P. 29–39, <http://dx.doi.org/10.22328/2079-5343-2025-16-2-29-39>.

Введение. Ожидается, что к 2050 году примерно 22% населения мира будет старше 60 лет. Увеличение продолжительности жизни и, как следствие, старение населения привели к увеличению распространенности хронических неинфекционных заболеваний. Одним из хронических неинфекционных заболеваний, представляющих риск для здоровья пожилого населения, является остеопороз. Остеопороз является наиболее распространенной причиной низкоэнергетических переломов костей. Лечение таких переломов экономически затратно, смертность при них остается высокой, снижается ожидаемая продолжительность жизни, ухудшается качество жизни.

В Российской Федерации среди лиц в возрасте 50 лет и старше остеопороз выявляется у 34% женщин и 27% мужчин [1]. Остеопороз характеризуется снижением минеральной плотности кости (МПК). Минеральная плотность кости — это соотношение минеральной костной массы и площади исследуемой зоны.

Денситометрия — метод определения плотности объектов неживой и живой материи. Одним из видов денситометрии является остеоденситометрия — методика измерения минеральной плотности костной ткани. Измерить МПК при лучевых методах исследования можно прямым способом с помощью двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии (ДРА) и количественной компьютерной томографии (ККТ), а также путем вычисления количественных и качественных индексов при панорамной томографии зубных рядов (ПТ), при конусно-лучевой компьютерной томографии (КЛКТ), при ультразвуковом исследовании (УЗИ), при магнитно-резонансной томографии (МРТ), при текстурном анализе.

Для выявления снижения плотности костной ткани возможно использовать разные кости скелета: 1) центральная локализация (поясничный отдел позвоночника, проксимальный отдел бедренной кости), 2) периферическая локализация (дистальные отделы лучевой кости, пяточная кость, большеберцовая кость, дистальные отделы бедренной кости).

В нашей работе проводится анализ методик лучевой диагностики остеопороза и излагаются современные взгляды на место каждой из них в линейке методов лучевой диагностики.

Цель: проанализировать современные данные о методиках лучевой диагностики остеопороза при использовании рентгеновской абсорбциометрии, количественной компьютерной томографии, панорамной томографии зубных рядов и костной ультразвукометрии.

Материалы и методы. Проведен поиск и анализ научных публикаций в информационно-аналитических системах eLIBRARY.RU и PubMed за 2005–2024 гг. по следующим ключевым словам: остеопороз, количественная компьютерная томография, остеоденситометрия, абсорбциометрия, двухэнергетическая рентгеновская абсорбциометрия, панорамная томография зубных рядов, костная ультразвукометрия, минеральная плотность кости, osteoporosis, quantitative computed tomography, osteodensitometry, absorptiometry, dual-energy x-ray absorptiometry, panoramic tomography, bone ultrasonometry, bone mineral density.

Рентгеновская абсорбциометрия. Абсорбциометрия — методика определения МПК. В табл. 1 представлены методики абсорбциометрии и способы получения при них фотонов.

Таблица 1

Методики абсорбциометрии

Table 1

Methods of absorptiometry

Название метода (рус.)	Название метода (англ.)	Источник фотонов
Однофотонная абсорбциометрия (ОФА)	Single-photon absorptiometry (SFA)	Радиоизотоп ^{125}I од (^{125}I)
Двухфотонная абсорбциометрия (ДФА)	Dual-photon absorptiometry (DFA)	Радиоизотоп ^{153}Gd адолиний (^{153}Gd)
Одноэнергетическая рентгеновская абсорбциометрия (ОРА)	Single-energy X-ray absorptiometry (SXA)	Рентгеновская трубка
Двухэнергетическая рентгеновская абсорбциометрия (ДРА)	Dual-energy X-ray absorptiometry (DXA)	Рентгеновская трубка

Однофотонная абсорбциометрия. Фотонная абсорбциометрия была впервые описана в начале 1960-х гг. Методика основана на различии в поглощении и прохождении фотонов через разные ткани. Костная ткань поглощает значительно большее количество фотонов, тогда как мягкие ткани поглощают меньшее их количество.

Однофотонная абсорбциометрия была впервые описана S. R. Cameron и S. A. Sorensen в 1963 г. Методика основана на прохождении через мягкие ткани и кости фотонов, испускаемых радиоизотопом йод-125. Поглощение фотонов измеряется детектором на основе йодида натрия-таллия, расположенным напротив источника фотонов. Методика применяется только для оценки МПК периферического скелета, так как радионуклидный источник (^{125}I) излучает среднюю энергию в 27 кэВ. Такая энергия недостаточна для измерения МПК центральных участков скелета [2].

Двухфотонная абсорбциометрия. Однофотонная абсорбциометрия была заменена двухфотонной абсорбциометрией (ДФА), при которой в качестве источника фотонов использовался радиоизотоп гадолиний-153. При ДФА используются фотоны с большей энергией, от 44 до 100 кэВ [3]. Более высокая энергия позволяет использовать ДФА для измерения МПК центральных костей скелета [4].

Одноэнергетическая рентгеновская абсорбциометрия. В начале 1980-х годов концепция фотонной абсорбциометрии была адаптирована путем использования рентгеновских лучей вместо фотонов, испускаемых изотопами [5]. Основным преимуществом рентгеновской абсорбциометрии явилось отсутствие необходимости использовать радиоизотопы. Первой была предложена одноэнергетическая рентгеновская абсорбциометрия. При данной методике используется один источник энергии, испускающий фотоны одной энергии, количество энергии недостаточно, чтобы измерить МПК в поясничном отделе позвоночника и проксимальных отделах бедра. Методика применима только для исследования МПК костей предплечья и пяточной кости и в связи с появлением ДРА полностью устарела.

Двухэнергетическая рентгеновская абсорбциометрия. Методика была внедрена в клиническую практику в 1987 г. ДРА является основной методи-

кой измерения минеральной плотности кости согласно Федеральным клиническим рекомендациям по остеопорозу 2021 г. и рекомендациям Международного общества по клинической денситометрии (ISCD, International Society for Clinical Densitometry) 2019 г. [6, 7]. Применяется при оценке МПК поясничного отдела позвоночника, бедренной кости и костей предплечья.

Принципом ДРА является измерение прохождения рентгеновских лучей через тело при высоких и низких энергиях. Лучевая трубка генерирует пучок рентгеновских лучей, который состоит из фотонов. Когда фотоны проходят через ткани человека, происходит их поглощение, уменьшающее интенсивность рентгеновского излучения. Поглощение фотонов зависит от их энергии, а также от состава тканей и органов, через которые они проходят. Мягкие ткани (жир, мышцы, кожа, вода) поглощают меньше фотонов и больше их пропускают, тем самым меньше ослабляя рентгеновский луч. Твердые ткани (кости) поглощают больше фотонов и меньше их пропускают, больше ослабляя рентгеновский луч. Чтобы определить количество жиросодержащих и жиронесодержащих тканей, ДРА измеряет соотношение ослабления энергии двух фотонов. Соотношение ослабления энергии двух фотонов линейно связано с долей жира в мягких тканях. После анализа ослабления рентгеновского луча в областях с мягкими тканями и костями, а также в областях только с мягкими тканями можно различить жировую массу, массу мышечной ткани и минеральное содержимое кости (МСК) в граммах [8]. МПК ($\text{г}/\text{см}^2$) высчитывается как соотношение МСК (г) к площади исследуемой зоны (см^2).

В зависимости от используемого оборудования фотоны низкой и высокой плотности можно получить с помощью двух способов. Первый способ: генератор излучает переменное излучение высокого (140 кВ) и низкого (70–100 кВ) киловольтаж при сканировании объекта. Второй способ: генератор излучает постоянный луч, а фильтр из редкоземельного элемента отделяет высокую энергию (70 кэВ) от низкой энергии (40 кэВ).

Технологии ДРА:

- 1) ДРА с пучком карандашного типа;
- 2) ДРА с пучком веерного типа;
- 3) ДРА с узким пучком веерного типа.

ДРА с карандашным пучком использует высоко-коллимированный карандашный пучок рентгеновских лучей и один детектор. Анатомический участок сканируется прямолинейно. Время сканирования довольно больше: 5–10 минут на один анатомический участок, 10–20 минут на все тело.

ДРА с веерным пучком была впервые использована в 1993 г. в аппарате Hologic QDR-2000 (Hologic, Бедфорд, Массачусетс, США). ДРА с веерным пучком использует веерный пучок рентгеновских лучей и несколько детекторов. Измерение можно выполнить одним движением аппарата за 1 минуту для одной анатомической области и за 5 минут для всего тела. К недостаткам ДРА с веерным пучком можно отнести более высокую лучевую нагрузку и увеличение изображения при уменьшении расстояний между источником рентгеновских лучей и объектом съемки.

ДРА с узким веерным лучом представляет собой сочетание двух описанных выше методик. Первый ДРА, использующий данную методику, был предложен в 2003 г. в аппарате Lunar Prodigy (GE Healthcare, Мэдисон, Висконсин, США) [9]. Денситометры с узким веерным лучом сканируют прямолинейно с помощью веерного луча, который шире, чем карандашный луч. Время сканирования также в пределах 1 минуты на одну анатомическую зону, при более высокой лучевой нагрузке на пациента.

Эффективная доза при ДРА поясничного отдела позвоночника составляет: 17,79–32,80 мЗв, для ДРА проксимального отдела бедра: 5,29–9,55 мЗв. Единственным противопоказанием к проведению ДРА является беременность.

На основании измерений МПК при ДРА определяются значения Т- и Z-критериев. Т-критерий представляет собой разницу между измеренной МПК пациента и средней МПК для взрослых в возрасте от 20 до 29 лет. Z-критерий представляет собой разницу между измеренной МПК пациента и соответствующей по возрасту средней МПК.

По данным авторов точность ДРА при оценке МПК очень высокая [10]. Коэффициент вариации ДРА низкий — 0,8–3,0% и зависит от технических характеристик остеоденситометра [10].

К ограничениям методики относят массу пациента более 120 кг и рост более 196 см. Противопоказанием к ДРА является беременность.

На рис. 1 представлен диагностический отчет при ДРА.

Таким образом, ДРА является общепризнанной диагностической методикой выявления снижения МПК, входящей во все клинические рекомендации по диагностике и лечению остеопороза. Является воспроизводимой и точной диагностической методикой.

Количественная компьютерная томография.

К данному методу относятся несколько методик измерения МПК путем получения ее из рентгеновской плотности, выраженной в единицах

Хаунсфилда (ед. Х.). Методика была предложена в 1976 г. [11]. ККТ основана на сканировании пациента и фантома. Фантом используется для калибровки аппарата и для получения точных значений плотности тканей.

В зависимости от одновременного или раздельного сканирования пациента и фантома при проведении ККТ различают синхронную и асинхронную ККТ. При синхронной ККТ используется специальный матрас, подкладываемый под пациента, содержащий фантом, с различными значениями концентраций гидроортофосфата калия, используемый для определения значений МПК [12]. При асинхронной ККТ пациенты и фантом сканируются отдельно. Фантом сканируется примерно один раз в месяц для калибровки аппарата и проверки корректности измеряемых уровней МПК. Методика асинхронной ККТ привлекательна тем, что при ее применении не требуется специальная укладка пациента, не требуется встраивать в стол калибровочный фантом и при сканировании пациентов, направленных на КТ по другим показаниям, возможно провести оппортунистический скрининг остеопороза и оценить МПК, не прибегая к другим методам диагностики [12].

При выполнении ККТ возможно измерить МПК в двух значениях: для поясничных позвонков — это объемная МПК (губчатое вещество тел позвонков без кортикальных пластинок), выраженная в мг/см³; для проксимального отдела бедренной кости — проекционная МПК (губчатое вещество и кортикальный слой) выраженная в г/см². Для интерпретации МПК в поясничных позвонках применяются критерии Американского колледжа радиологии (American College of Radiology (ACR), 2018 revision 9): норма: >120 мг/см³, остеопороз: <80 мг/см³, остеопения: >80 и <120 мг/см³. Для измерения МПК и вычисления Т-критерия при ККТ проксимальных отделов бедренной кости необходимо специализированное программное обеспечение, например, СТХА (Mindways Software Inc., Austin, Texas, США). Согласно положениям Международного общества по клинической денситометрии (ISCD), Т-критерий, полученный при ККТ, эквивалентен Т-критерию, полученному при ДРА, и может быть использован для диагностики остеопороза.

А. В. Петряйкин и соавт. рассматривали результаты сравнения ККТ и стандартной двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии. Авторы отметили, что при исследовании проксимального отдела бедра результаты измерений хорошо сопоставимы, по результатам обеих методик возможна диагностика ОП по Т-критерию [12].

При КТ можно получать и интерпретировать плотность кости непосредственно в ед. Х. без использования фантомов и специального программного обеспечения. Р. J. Pickhardt и соавт. проанализировали плотность позвонков в ед. Х. при КТ на 1867 пациен-



Рис. 1. ДРА пациентки П., 72 года, диагностический отчет. Верхняя половина рисунка: ДРА поясничного отдела позвоночника, минеральное содержание кости (МСК): 46,64 г; площадь исследуемой зоны: 54,72 см²; МПК: 0,852 г/см²; Т-критерий: –2,7. По рекомендациям ВОЗ Т-критерий соответствует остеопорозу. Нижняя половина на рисунка: ДРА проксимального отдела левой бедренной кости, МСК: 1,79 г; площадь исследуемой зоны: 2,32 см²; МПК: 0,769 г/см²; Т-критерий: –1,8. По рекомендациям ВОЗ Т-критерий соответствует остеопении

Fig. 1. Patient P., DXA, 72 years, diagnostic report. Upper half of the figure: DXA of the lumbar spine, bone mineral content (BMC): 46.64 g; study area: 54.72 cm²; BMD: 0.852 g/cm²; T-criterion: –2.7. According to WHO recommendations, T-criterion corresponds to osteoporosis. Lower half of the figure: DXA of the proximal part of the left femur, BMC: 1.79 g; area of the study: 2.32 cm²; BMD: 0.769 g/cm²; T-criterion: –1.8. According to WHO recommendations, T-criterion corresponds to osteopenia

тах [13]. В этом исследовании анализировалась КТ брюшной полости, проведенная по другим клиническим показаниям. Чувствительность порога в позвонке L₁, равного 160 ед. X. или более, составляла 90% для нормальных значений МПК. Чувствительность порога в 110 ед. X. и менее составляла 90% для остеопороза. Метод оценки плотности кости в ед. X. требует незначительного количества подготовки и времени, может применяться проспективно или ретроспективно рентгенологом, не требует

затрат и не требует дополнительного времени, оборудования, программного обеспечения или облучения. КТ-изображения могут быть использованы для выявления пациентов с остеопорозом или нормальной МПК. По данным этих же авторов внутривенное контрастирование не влияет на значения измеряемых ед. X. в поясничных позвонках [13].

Е. Alaseu и соавт. показали, что порог в 116 ед. X. имеет чувствительность и специфичность 60% для диагностики остеопороза [14].

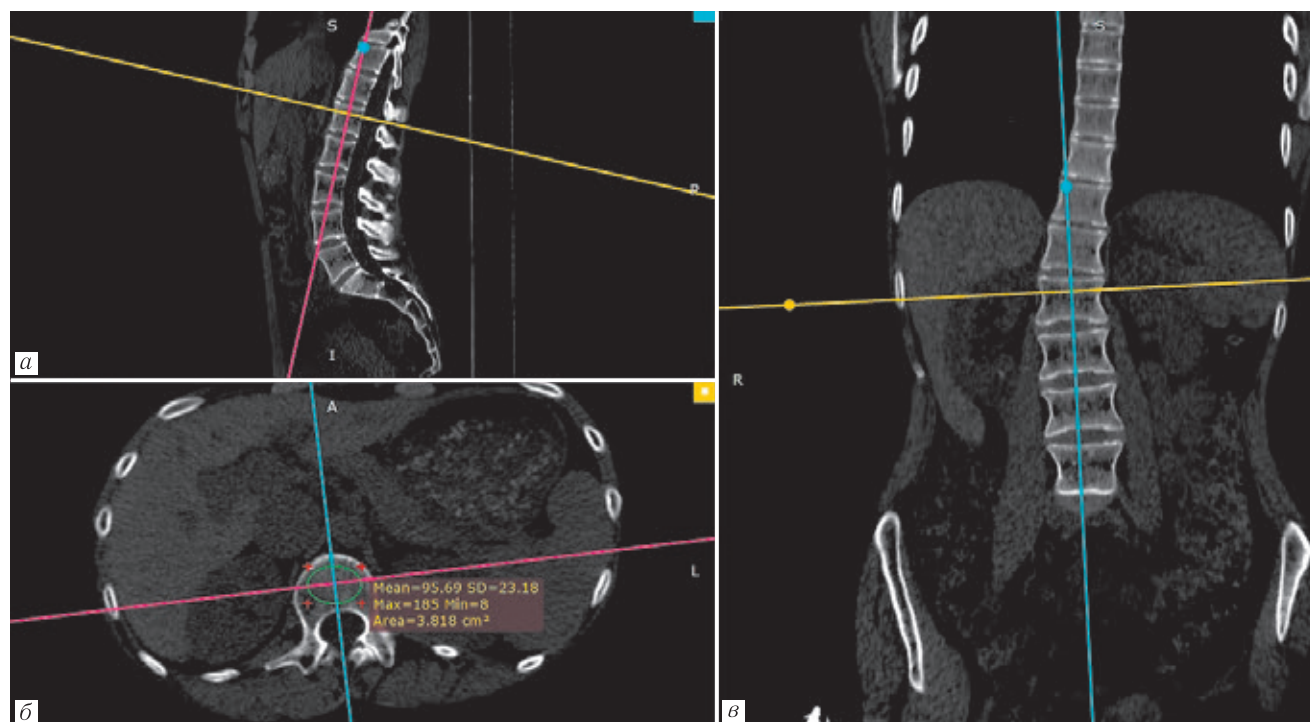


Рис. 2. Компьютерная томография органов брюшной полости пациентки М., 47 лет: *а* — аксиальный срез; *б* — сагиттальный реформат; *в* — фронтальный реформат; *а, б, в* — схема центрации осей на тело позвонка L₁ (синяя линия — сагиттальная плоскость, желтая линия — аксиальная плоскость, розовая линия — корональная плоскость); *а* — локализация области интереса (ROI) с результатами измерения плотности губчатого вещества позвонка L₁ (плотность 96 ед. X., стандартное отклонение 23 ед. X., макс. плотность 185 ед. X., мин. плотность 8 ед. X., площадь измерения 3,818 см³). Принимая порог остеопороза — менее 110 ед. X. измеренная плотность позвонка L₁ (96 ед. X.) соответствует остеопорозу

Fig. 2. Computed tomography of the abdominal cavity organs of patient M., 47 years: *a* — axial slice; *б* — sagittal reformat; *в* — frontal reformat; *а, б, в* — scheme of axis centering on the L₁ vertebral body (blue line — sagittal plane, yellow line — axial plane, pink line — coronal plane); *a* — localization of the region of interest (ROI) with the results of measuring the density of the spongy substance of the L₁ vertebra (density 96 HU, standard deviation 23 HU, max. density 185 HU, min. density 8 HU, measurement area 3.818 cm³). Taking the threshold of osteoporosis to be less than 110 HU, the measured density of the L₁ vertebra (96 HU) is consistent with osteoporosis

Панорамная томография зубных рядов. Панорамная томография (ПТ) зубных рядов — двухмерная рентгеновская методика исследования зубочелюстной системы, представляющая собой зонограмму с толщиной выделенного слоя от 10 до 30 мм [15]. Была математически обоснована и введена в клиническую практику в 1956 г. Соила и Паатеро.

При ПТ в качестве диагностических инструментов снижения МПК были предложены различные количественные и качественные панорамные морфометрические индексы. Преимущество этих индексов заключается в том, что специалисты (стоматологи, рентгенологи) могут использовать их как простые и недорогие инструменты для выявления ранних признаков остеопении/остеопороза. Однако точность и применимость этих индексов очень вариабельна.

При ПТ предложены следующие количественные индексы: ментальный индекс (1991), панорамно-мандибулярный индекс (1998), гониальный индекс (1982), антигониальный индекс (1999); нижнечелюстное соотношение (1989) [16–18].

— Ментальный индекс (син.: МИ, mandibular cortical width (MCW), mental index (MI), mandibular cor-

tical thickness (MCT)): оценивается по методу Benson. К нижней границе нижней челюсти, в проекции подбородочного отверстия, проводится касательная, к которой опускается перпендикуляр, проходящий через центр подбородочного отверстия. Измеряется толщина кортикального слоя вдоль этого перпендикуляра (рис. 3), индекс измеряется в мм. За пороговое значение нормы принимают значение более 3 мм.

— Панорамно-мандибулярный индекс (син.: ПМИ, panoramic mandibular index (PMI)): рассчитывается как отношение значения ментального индекса к расстоянию от нижнего контура подбородочного отверстия до нижнего края нижней челюсти (рис. 3). За пороговое нормальное значение МИ принято менее 0,30.

— Нижнечелюстное соотношение (син.: alveolar bone reabsorption (M/M ratio), mandibular ratio (MR)): отношение общей высоты нижней челюсти, деленной на высоту нижней челюсти от центра подбородочного отверстия до нижнего края нижней челюсти (рис. 3).

— Гониальный индекс (син.: ГИ, GI) — толщина кортикального слоя на уровне задних отделов ветви нижней челюсти. В норме — более 1,2 мм (рис. 3).



Рис. 3. Панорамная томография зубных рядов, фрагмент: *a* — перпендикуляр от подбородочного отверстия к базальной кортикальной пластинке нижней челюсти; *b* — ментальный индекс (толщина кортикального слоя нижней челюсти); отношение b/a — панорамно-мандибулярный индекс; *c* — гониальный индекс; d/a — нижнечелюстное соотношение

Fig. 3. Panoramic tomography of dental rows, fragments: *a* — perpendicular from the mental foramen to the basal cortical plate of the lower jaw; *b* — mental index (thickness of the cortical layer of the lower jaw); ratio b/a — panoramic-mandibular index; *c* — gonial index; d/a — mandibular ratio

— Антигониальный индекс (син.: АИ, AI) — толщина кортикального слоя на уровне передних отделов ветви нижней челюсти. В норме — более 3,2 мм (рис. 3).

На рис. 3 представлен фрагмент панорамной томограммы зубных рядов с измеряемыми морфометрическими панорамными индексами.

Качественным индексом при ПТ является мандибулярно-кортикальный индекс (син.: МКИ, mandibular cortical index (MCI), индекс Клеметти (Klemetti index, 1997)). МКИ оценивается по критериям Клеметти (рис. 4).

З. И. Ярулина и соавт. сообщают о чувствительности МКИ при ПТ — 53%, специфичности — 100%, точности — 68%, прогностичности положительного результата — 36%, прогностичности отрицательного результата — 100% [18]. Авторы приходят к выводу, что, если полученные показатели панорамных индексов будут ниже пороговых значений, а МКИ соответствовать С3, это послужит основанием для направления пациента на ДРА [19].

В большинстве исследований, оценивающих ментальный индекс, рассматривалась его точность в выявлении снижения МПК, а не остеопороза. Расчетная чувствительность и специфичность для $3 \leq \text{МИ} \leq 4$ мм при выявлении сниженной МПК составляли соответственно 42% (16–74%) и 93% (79–98%). При использовании порогового значения $\text{МИ} \geq 4$ мм чувствительность увеличивалась до 43% (17–74%), специфичность снижалась до 91% (79–96%). Расчетная чувствительность



Рис. 4. Панорамная томография зубных рядов, фрагменты: *a* (C1) — внутренняя граница кортикальной пластинки четкая и ровная; *b* (C2) — граница кортикального слоя имеет одиночные полулунные дефекты с расслоением с одной или обеих сторон; *c* (C3) — граница нечеткая, неровная, кортикальная пластинка многослойная, тонкая

Fig. 4. Panoramic tomography of dental rows, fragments: *a* (C1) — the inner border of the cortical plate is clear and smooth; *b* (C2) — the border of the cortical layer has single semilunar defects with delamination on one or both sides; *c* (C3) — the border is indistinct, uneven, the cortical plate is multilayered and thin

и специфичность для $5 < \text{МИ} > 4$ мм при выявлении снижения МПК составили соответственно 60% (40–78%) и 71% (57–82%) [16].

Чувствительность и специфичность ПМИ $\leq 0,3$ при выявлении снижения МПК составили соответственно 72% (35–93%) и 73% (59–84%) [16].

Чувствительность и специфичность МКИ при снижении МПК при выявлении индекса С2 или С3 были 79% (72–84%) и 56% (47–65%) соответственно. Чувствительность и специфичность для выявления остеопороза составила 81% (53–92%) и 64% (42–82%) соответственно [16].

A. Taguchi и соавт. сообщают о высоком согласии внутри наблюдателя для МКИ (каппа Коэна, $\kappa > 0,6$), причем согласие лучше ($\kappa > 0,8$) у специалистов, специализирующихся в области рентгенологии челюстно-лицевой области [20]. Значения согласия между наблюдателями также довольно высоки: для МКИ каппа=0,744; МИ каппа=0,769, ПМИ каппа=0,732.

В табл. 2 представлены сводные значения чувствительности и специфичности для панорамных индексов [16, 21].

томических участков при различных наклонах черепа достоверно не отличаются друг от друга.

Таким образом, на настоящий момент панорамную томографию не рекомендуется использовать для диагностики остеопении/остеопороза. Однако при наличии выполненной панорамной томографии зубных рядов панорамные индексы, такие как МИ, ПМИ, МКИ, могут использоваться для выявления пациентов с риском снижения МПК и быть направлены на ДРА [24].

Согласно данным литературы, ПМИ с пороговым значением 0,3 кажется наиболее точным линейным индексом для скрининга снижения МПК. В отношении МИ в 90% случаев пациенты с толщиной кортикального слоя более 4 мм имеют нормальную МПК. Наличие категории С2 или С3 при МКИ можно считать полезным индикатором снижения МПК, поскольку примерно в 80% случаев оно связано как минимум с остеопенией.

Костная ультрасонометрия. Методика, основанная на определении характеристик распространения и поглощения ультразвуковых волн в костной ткани.

Таблица 2

Диагностическая точность панорамных индексов

Table 2

Diagnostic accuracy of panoramic indices

Значение	Ментальный индекс (МИ)	Панорамно-мандибулярный индекс (ПМИ)	Мандибулярно-кортикальный индекс (МКИ)	Гониальный индекс	Антигониальный индекс	Нижнечелюстное соотношение
Чувствительность	< 3 мм: 85–93%, $\leq 3-4$ мм: 52% (21–87%), $< 4-5$ мм: 60% (29–81%), ≤ 3 мм: 71% (47–87%)	$< 0,3$: 72% (29–100%), $\leq 0,3$: 41% (20–64%)	С2 и С3 (снижение МПК (Т-критерий < -1): 79% (48,7–100%). Диагностика ОП (Т-критерий $< -2,5$): 81% (35,9–90,9%, С2 и 3: 81%)	80%	80%	43%
Специфичность	< 3 мм: 93% (61–100%), $\leq 3-4$ мм: 93% (70–100%), $< 4-5$ мм: 71% (55–85%)	$< 0,3$: 73% (47–88%), $0,3 < 0,4$: 68% (55–79%)	С2 и С3 (снижение МПК (Т-критерий < -1): 56% (31–89%). Диагностика ОП (Т-критерий $< -2,5$): 64% (7,8–94%), С2 и 3: 48%)	74%	89%	44%

Ограничением применения панорамных индексов являются неодинаковое увеличение и геометрические искажения на панорамных томограммах. Панорамный томограф может увеличивать изображение в зависимости от положения головы пациента, степень увеличения может меняться на разных частях одной и той же томограммы. P. Pfeiffer и соавт. показали, что положение и угол наклона головы, анатомическое положение и ориентация влияют на горизонтальные измерения [23]. При поворотах головы вправо и влево изменяются горизонтальные измерения соответственно правой и левой половин черепа. При повороте черепа вниз и вверх горизонтальные измерения достоверно не изменяются. Вертикальные измерения разных ана-

При распространении ультразвука через костную ткань меняются его характеристики, которые можно измерить и интерпретировать.

Впервые костная ультрасонометрия была использована для выявления остеопороза в 1984 г. Физико-механические свойства кости изменяют форму, интенсивность и скорость распространения ультразвуковых волн. Таким образом, костную ткань можно охарактеризовать с точки зрения скорости распространения ультразвука (speed of sound, SOS), измеряемой в метрах в секунду (м/с), уровня затухания ультразвука (broadband ultrasound attenuation, BUA), измеряемого в дБ/МГц и индекса жесткости (stiffness index, SI). Скорость распространения — это время, через которое ультразвуковая волна про-

ходит от источника через объект исследования до преобразователя. Скорость распространения зависит от МПК. Уровень затухания характеризует прохождение ультразвука через кость и зависит от МПК, количества, размеров и пространственной ориентации трабекул. Аппарат объединяет значения BUA и SOS для получения параметра, известного как «количественный ультразвуковой индекс» (QUI) или индекс жесткости (SI), на основе следующего уравнения: $SI = 0,41 \times (BUA + SOS) - 571$. Индекс жесткости переводится в T- и Z-критерии.

В качестве основной локализации при костной ультрасонометрии обычно выбирают пяточную кость, из-за преимущественно губчатого костного состава и небольшого количества мягких тканей, окружающих кость. Альтернативными периферическими участками для измерения являются: лучевая кость, кости голени и фаланги пальцев [25].

Преимуществами костной ультрасонометрии являются относительно низкая стоимость оборудования, отсутствие необходимости в получении разрешительных документов на работу с источниками ионизирующего излучения и отсутствие воздействия ионизирующего излучения на персонал и пациентов.

Костная ультрасонометрия обладает меньшей чувствительностью и специфичностью в диагностике остеопороза по сравнению с ДРА и ККТ. Yen ChiaChi и соавт. сообщают о чувствительности костной ультрасонометрии 67,2% и специфичности 64,9% [26]. A. Cetin и соавт. сообщают о чувствительности 21% и специфичности 95% для диагностики остеопороза

и приходят к выводу о недостаточной диагностической точности методики в качестве альтернативы ДРА [27].

Международное общество клинической денситометрии (ISCD) предлагает использовать костную ультрасонометрию в качестве инструмента предварительного скрининга остеопороза, который позволит идентифицировать людей с низким риском переломов и для которых дальнейшая диагностическая оценка не потребуется.

Заключение. Двухэнергетическая рентгеновская абсорбциометрия — современная, высокоточная, неинвазивная, относительно безопасная методика определения МПК, являющаяся «золотым» стандартом диагностики остеопороза, входящая во все клинические рекомендации по остеопорозу. Количественная компьютерная томография — перспективная методика выявления снижения МПК. Перспектива развития ККТ — использование методики в оппортунистическом скрининге остеопороза при направлении на КТ по другим показаниям, внедрение систем сегментации изображений и систем принятия врачебных решений. Панорамная томография зубных рядов — удобная методика выявления пациентов со снижением МПК, так же как и ККТ, имеющая потенциал использования в оппортунистическом скрининге остеопороза. Костная ультрасонометрия — методика с средней чувствительностью и специфичностью, но отсутствие ионизирующего излучения при ней делает методику привлекательной для использования в любом лечебно-профилактическом учреждении.

Сведения об авторах:

Блинов Владислав Сергеевич — кандидат медицинских наук, заведующий рентгенодиагностическим отделением государственного автономного учреждения здравоохранения Свердловской области «Верхнепышминская ЦГБ им. П. Д. Бородина»; 624090, г. Верхняя Пышма, ул. Чайковского, д. 32; ассистент кафедры онкологии и лучевой диагностики федерального государственного бюджетного образовательного учреждения высшего образования «Уральский государственный медицинский университет» Минздрава России; 620028, Екатеринбург, ул. Репина, д. 3; e-mail: VladSBlinov@mail.ru; ORCID 0000-0002-4677-8614;

Китаева Юлия Сергеевна — кандидат медицинских наук, ассистент кафедры пропедевтики внутренних болезней федерального государственного бюджетного образовательного учреждения высшего образования «Уральский государственный медицинский университет» Минздрава России, 620028, Екатеринбург, ул. Репина, д. 3; e-mail: JKhema@yandex.ru; ORCID 0000-0002-4092-6305;

Праскурничий Евгений Аркадьевич — доктор медицинских наук, заведующий кафедрой терапии медико-биологического университета федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования «Российский научно-исследовательский медицинский университет им. Н. И. Пирогова» Минздрава России; 117997, г. Москва, ул. Островитянова, д. 1; e-mail: praskurnichey@mail.ru; ORCID 0000-0002-9523-5966;

Чибисова Марина Анатольевна — доктор медицинских наук, профессор, профессор кафедры клинической стоматологии, профессор кафедры детской и терапевтической стоматологии им. Ю. А. Федорова федерального государственного бюджетного образовательного учреждения высшего образования «Северо-Западный государственный медицинский университет им. И. И. Мечникова» Минздрава России, председатель секции СтАР «Лучевая диагностика в стоматологии»; 191015, Санкт-Петербург, Кирочная ул., д. 41; e-mail: chibm@mail.ru; ORCID 0000-0003-0450-572X.

Information about the authors:

Vladislav S. Blinov — Cand. of Sci. (Med.), Head of the X-ray diagnostic department of State Autonomous Healthcare Institution of the Sverdlovsk Region «Verkhnepyshminskaya Central City Hospital named after P. D. Borodin», 624090, Russia, Verkhnyaya Pyshma, st. Chaykovskogo, 32; Assistant at the Department of Oncology and Radiologic Diagnostics Federal State Budgetary Educational Institution of Higher Education «Ural State Medical University» of the Ministry of Health of Russia, 620028, Ekaterinburg, st. Repina, 3; e-mail: VladSBlinov@mail.ru; ORCID 0000-0002-4677-8614;

Yulia S. Kitaeva — Cand. of Sci. (Med.), Assistant of the Department of Propaedeutics of Internal Diseases Federal State Budgetary Educational Institution of Higher Education «Urals State Medical University» of the Ministry of Health of Russia; 620028, Ekaterinburg, st. Repina; e-mail: JKhema@yandex.ru; ORCID 0000-0002-4092-6305;

Evgeniy A. Praskurnichiy — Dr. of Sci. (Med.), Head of Department of Therapy, Medical and Biological University Federal State Autonomous Educational Institution of Higher Education «Russian National Research Medical University named after N. I. Pirogov» Ministry of Health of Russia; 117997, Moscow, st. Ostrovityanova, 1; e-mail: praskurnichey@mail.ru; ORCID 0000-0002-9523-5966;

Marina A. Chibisova — Dr. of Sci. (Med.), Professor, Professor of the Department of Clinical Dentistry, Professor of the Department of Pediatric and Therapeutic Dentistry named after Yu. A. Fedorov Federal State Budgetary Educational Institution of Higher Education «North-Western State Medical University named after I. I. Mechnikov» of the Ministry of Health of Russia, Head of the StAR Section «X-ray diagnostics in stomatology»; 191015, St. Petersburg, st. Kirochnaya, 41; e-mail: chibm@mail.ru; ORCID 0000-0003-0450-572X.

Вклад авторов. Все авторы подтверждают соответствие своего авторства, согласно 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 распределен следующим образом: концепция и план исследования — В.С.Блинов, Ю.С.Китаева; сбор и анализ данных — В.С.Блинов, Ю.С.Китаева, Е.А.Праскурничий, М.А.Чибисова; подготовка рукописи — В.С.Блинов, Ю.С.Китаева.

Authors' contributions. All authors confirm their authorship according to the international ICMJE criteria (all authors made substantial contributions to the conception, research, and preparation of the article, and read and approved the final version before publication). Special contribution — VSB, YSK; aided in the concept and plan of the study — VSB, YSK, EAP, MACH; preparation of the manuscript — VSB, YSK.

Потенциальный конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

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

Поступила/Received: 07.08.2024

Принята к печати/Accepted: 29.05.2025

Опубликована/Published: 29.06.2025

ЛИТЕРАТУРА / REFERENCES

1. Низовцова Л.А., Морозов С.П., Петряйкин А.В., Босин В.Ю., Сергунова К.А., Владимирский А.В., Шантаревич М.Ю. К унификации выполнения и интерпретации результатов остеоденситометрии // *Вестник рентгенологии и радиологии*. 2018. Т. 99, № 3. С. 158–163. [Nizovtsova L.A., Morozov S.P., Petryaykin A.V., Bosin V.Yu., Sergunova K.A., Vladimirovskiy A.V., Shantarevich M.Yu. On the unification of bone densitometry and interpretation of its results. *Journal of radiology and nuclear medicine*, 2018, Vol. 99, No. 3, pp. 158–163 (In Russ.)]. doi: <https://doi.org/10.20862/0042-4676-2018-99-3-158-163>.
2. El-Desouki M., Al-Nuaim A., Al-Mutib M.N. et al. Bone mineral content and bone mineral density values measured by single photon absorptiometry among healthy Saudi population // *Ann. Saudi. Med.* 1991. Vol. 11, No. 6. P. 620–624. doi: <https://doi.org/10.5144/0256-4947.1991.620>.
3. Sabatier J.P., Guaydier-Souquieres G. Noninvasive methods of bone-mass measurement // *Clin. Rheumatol.* 1989. Vol. 8, No. 2. P. 41–45. doi: <https://doi.org/10.1007/BF02207232>.
4. Chun K.J. Bone densitometry // *Semin. Nucl. Med.* 2011. Vol. 41, No. 3. P. 220–288. doi: <https://doi.org/10.1053/j.semnuclmed.2010.12.002>.
5. Burr D.B., Allen M.R. Basic and Applied Bone Biology. Chapter 5 — Skeletal Imaging // *Academic Press*. 2014. P. 93–113. doi: <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-416015-6.00005-8>.
6. Белая Ж.Е., Белова К.Ю., Бирюкова Е.В., Дедов И.И., Дзеранова Л.К., Драпкина О.М. и др. Федеральные клинические рекомендации по диагностике, лечению и профилактике остеопороза // *Остеопороз и остеопатии*. 2021. Т. 24, № 2. С. 4–47. [Belaya Z.E., Belova K.Yu., Biryukova E.V., Dedov I.I., Dzeranova L.K., Drapkina O.M. et al. Federal clinical guidelines for diagnosis, treatment and prevention of osteoporosis. *Osteoporosis and Bone Diseases*, 2021, Vol. 24, No. 2, pp. 4–47 (In Russ.)]. doi: <https://doi.org/10.14341/osteo12930>.
7. Shuhart C.R., Yeap S.S., Anderson P.A. et al. Executive Summary of the 2019 ISCD Position Development Conference on Monitoring Treatment, DXA Cross-calibration and Least Significant Change, Spinal Cord Injury, Peri-prosthetic and Orthopedic Bone Health, Transgender Medicine, and Pediatrics // *J. Clin. Densitom.* 2019. Vol. 22, No. 4. P. 453–471. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jocd.2019.07.001>.
8. Toombs R.J., Ducher G., Shepherd J.A., De Souza M.J. The impact of recent technological advances on the trueness and precision of DXA to assess body composition // *Obesity (Silver Spring)*. 2012. Vol. 20, No. 1. P. 30–39. doi: <https://doi.org/10.1038/oby.2011.211>.
9. Messina C., Albano D., Gitto S. et al. Body composition with dual energy X-ray absorptiometry: from basics to new tools // *Quant. Imaging. Med. Surg.* 2020. Vol. 10, No. 8. P. 1687–1698. doi: <https://doi.org/10.21037/qims.2020.03.02>.
10. Новиков В.Е., Скрипникова И.Ф., Мурашко Л.М., Абилова Э.С. Двухэнергетическая рентгеновская абсорбциометрия в клинических исследованиях и реальной практике. Вопросы воспроизводимости и качества // *Остеопороз и остеопатии*. 2014. Т. 17, №1. С. 39–42. [Novikov V.E., Skripnikova I.A., Murashko L.M., Abirova E.S. Dual-energy X-ray absorptiometry in clinical trials and real-world practice. Reproducibility and quality issues. *Osteoporosis and Bone Diseases*, 2014, Vol. 17, No. 1, pp. 39–42. (In Russ.)]. <https://doi.org/10.14341/osteo2014139-42>.
11. Петряйкин А.В., Смorchкова А.К., Кудрявцев Н.Д., Сергунова К.А. и др. Сравнение двух методик асинхронной КТ денситометрии // *Медицинская визуализация*. 2020. Т. 24, № 4. С. 108–118. [Petraikin A.V., Smorchkova A.K., Kudryavtsev N.D., Sergunova K.A. et al. Comparison of two asynchronous QCT methods. *Medical Visualization*, 2020, Vol. 24, No. 4, pp. 108–118 (In Russ.)]. doi: <https://doi.org/10.24835/1607-0763-2020-4-108-118>.
12. Петряйкин А.В., Скрипникова И.А. Количественная компьютерная томография, современные данные. Обзор // *Медицинская визуализация*. 2021. Т. 25, № 4. С. 134–146. [Petraikin A.V., Skripnikova I.A. Quantitative Computed Tomography, modern data. Review. *Medical Visualization*, 2021, Vol. 25, No. 4, pp. 134–146 (In Russ.)]. doi: <https://doi.org/10.24835/1607-0763-1049>.
13. Pickhardt P.J., Pooler B.D., Lauder T. et al. Opportunistic Screening for Osteoporosis Using Abdominal Computed Tomography Scans Obtained for Other Indications // *Ann. Intern. Med.* 2013. Vol. 158, No. 8. P. 588–595. doi: <https://doi.org/10.7326/0003-4819-158-8-201304160-00003>.
14. Alacreu E., Moratal D., Arana E. Opportunistic screening for osteoporosis by routine CT in Europe // *Osteoporos Int.* 2017. Vol. 28, No. 3. P. 983–990. doi: <https://doi.org/10.1007/s00198-016-3804-3>.

15. Чибисова М.А., Батюков Н.М. Методы рентгенологического обследования и современной лучевой диагностики, используемые в стоматологии // *Институт стоматологии*. 2020. Т. 3, № 88. С. 24–33 [Chibisova M.A., Batukov N.M. Methods of X-ray examination and modern radiation diagnostics used in dentistry. Institut stomatologii, 2020, Vol. 3, No. 88, pp. 24–33 (In Russ.)].
16. Calciolari E., Donos N., Park J.C. et al. Panoramic measures for oral bone mass in detecting osteoporosis: a systematic review and meta-analysis // *J. Dent. Res.* 2015. Vol. 94, No. 3. P. 17S–27S. doi: <https://doi.org/10.1177/0022034514554949>.
17. Ledgerton D., Horner K., Devlin H., Worthington H. Radiomorphometric indices of the mandible in a British female population // *Dentomaxillofac. Radiol.* 1999. Vol. 28, No. 3. P. 173–181.
18. Ortman L.F., Hausmann E., Dunford R.G. Skeletal osteopenia and residual ridge resorption // *J. Prosthet. Dent.* 1989. Vol. 61, No. 3. P. 321–325.
19. Ярулина З.И., Седов Ю.Г. Алгоритм определения радиоморфометрических индексов нижней челюсти по данным конусно-лучевой компьютерной томографии // *Лучевая диагностика и терапия*. 2014. Т. 4, № 5. С. 115–122 [Yarulina Z.I., Sedov Yu.G. Algorithm of the mandible radiomorphometric indices evaluation according to the cone-beam computerized tomography. *Diagnostic radiology and radiotherapy*, 2014, Vol. 4, No. 5, pp. 115–122 (In Russ.)].
20. Taguchi A., Asano A., Ohtsuka M. et al. Observer performance in diagnosing osteoporosis by dental panoramic radiographs: results from the osteoporosis screening project in dentistry (OSPD) // *Bone*. 2008. Vol. 43, No. 1. P. 209–213. doi: <https://doi.org/10.1016/j.bone.2008.03.014>.
21. Mahl C.R., Licks R., Fontanella V.R. Comparison of morphometric indices obtained from dental panoramic radiography for identifying individuals with osteoporosis/osteopenia // *Radiol. Bras.* 2008. Vol. 41, No. 3. P. 183–187.
22. Drozdowska B., Pluskiewicz W., Tarnawska B. Panoramic-based mandibular indices in relation to mandibular bone mineral density and skeletal status assessed by dual energy X-ray absorptiometry and quantitative ultrasound // *Dentomaxillofacial Radiol.* 2002. No. 31. P. 361–367. doi: <https://doi.org/10.1038/sj.dmf.4600729>.
23. Pfeiffer P., Bewersdorf S., Schmage P. The effect of changes in head position on enlargement of structures during panoramic radiography // *Int. J. Oral Maxillofac. Implants.* 2012. Vol. 27, No. 1. pp. 55–63.
24. Teterina A., Niratisairak S., Morseth B., Bolstad N. Diagnostic efficacy of radiomorphometric indices for predicting osteoporosis in a Norwegian population in the Tromsø Study: Troms7 // *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol.* 2023. Vol. 135, No. 3. P. 444–455. doi: <https://doi.org/10.1016/j.ooral.2022.10.039>.
25. Adams J.E. Advances in bone imaging for osteoporosis // *Nat. Rev. Endocrinol.* 2013. No. 9. P. 28–42. doi: <https://doi.org/10.1038/nrendo.2012.217>.
26. ChiaChi Yen, WeiChun Lin, TzuHaoWang et al. Prescreening for osteoporosis with calcaneus quantitative ultrasound and dualenergy Xray absorptiometry bone density // *Scientific Reports*. 2021. No. 11. P. 15709. doi: <https://doi.org/10.1038/s41598-021-95261-7>.
27. Cetin A., Erturk H., Celiker R. et al. The role of quantitative ultrasound in predicting osteoporosis defined by dual X-ray absorptiometry // *Rheumatol. Int.* 2001. Vol. 20, No. 2. P. 55–59. doi: <https://doi.org/10.1007/pl00006857>.

Открыта подписка на 2-е полугодие 2025 года.

Подписной индекс:

«Урал Пресс» (Пресса России) **014023**