

ДИАГНОСТИКА ОСТЕОПОРОЗА НА СЕРИЙНЫХ РЕНТГЕНОВСКИХ АППАРАТАХ

Н.В. Руднев¹, А.А. Туринге¹, В.Г. Недорезов¹, А.В. Федин¹, Ю.Л. Гришкин²

¹ Институт ядерных исследований Российской академии наук, Москва

² “Национальный исследовательский центр “Курчатовский институт”, Москва

Разработан метод определения плотности кости на основе однократной экспозиции на серийном рентгеновском аппарате и последующей калибровки по ступенчатому алюминиевому клину. Описана экспериментальная установка, приведены результаты измерения на фантоме. При калибровке проведено эффективное вычитание вклада мягких тканей. Приведены результаты сравнения данных экспериментов с моделированием по программе GEANT-4. Произведены оценки влияния неравномерности засветки, координатного разрешения и рассеянного фона на качество снимка. Сделан вывод о конкурентоспособности разработанной методики в сравнении с традиционной двухлучевой диагностикой.

Ключевые слова: *остеопороз, рентгеновский аппарат, однократная экспозиция, калибровочный клин, модельные расчёты*

DOI: 10.52775/1810-200X-2023-97-1-57-66

Введение

Согласно рекомендациям ВОЗ и МЗ РФ [1], для оценки риска переломов наиболее апробированным является метод двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии с использованием сканирующего аппарата типа LUNAR [2]. Предложения по использованию серийных рентгеновских аппаратов (см. Патенты [3, 4]), которые позволяют получить плоское двумерное изображение при однократной экспозиции, не получили широкого распространения, так как систематические погрешности не были достаточно обоснованы. Не было проведено сравнения с результатами, получаемыми при двухэнергетической денситометрии.

В настоящем исследовании выполнен ряд методических работ по измерению параметров установки (спектр и геометрическая неоднородность

рентгеновского излучения, изотопный состав калибровочного клина и др.) и определены систематические погрешности метода.

Материал и методы

Для отработки метода была использована экспериментальная установка на базе рентгеновской трубки RAD-14 с вращающимся анодом [5] и плоскопанельного детектора рентгеновского излучения VIVIX-S 1717N размером 45×45 см [6]. Такое оборудование широко используется при проведении рентгеновских исследований в медицинских центрах и поликлиниках.

Выходное окно рентгеновской трубки включает слой трансформаторного масла внутри высоковольтного блока и стекло. Толщина

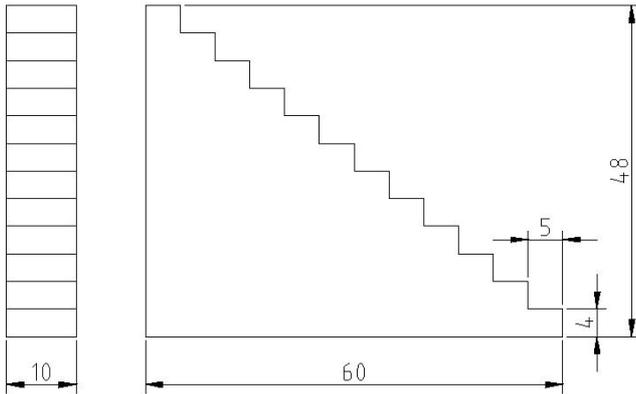


Рис. 1. Чертеж калибровочного клина

выходного окна эквивалентна 0,75 мм Al. На выходном окне рентгеновской трубки устанавливались сменные алюминиевые фильтры, используемые для оптимизации рентгеновских спектров. В детекторе используется сцинтиллятор (Gadox с толщиной чувствительного слоя 200 мкм) и матрица с активной площадью 43×43 см² на основе кремниевых фотодиодов a-Si (размер пиксела 140 мкм).

Расстояние между выходным окном трубки и детектором составляло 170 см. На расстоянии 140 мм от плоскости детектора помещался лист из плексигласа, на котором уста-

навливался калибровочный клин, а образцы (фантом) располагались под листом.

Калибровочный клин из алюминия размером 48 мм (длина) \times 10 мм (ширина) состоял из 12 ступеней с табулированными, равномерно увеличивающимися толщинами от 4 до 48 мм (рис. 1). Располагая клин ступенями перпендикулярно потоку рентгеновских фотонов, можно получить изображение клина, при этом ступени различной толщины будут различаться яркостью; отсюда, зная плотность материала клина, можно построить калибровочную кривую для соотношения яркость–плотность.

Клин располагался рядом с измеряемой областью примерно посередине между краем измеряемого объекта (“кости”) и краем фантома.

Фантом представлял из себя сосуд из ПЭТ (полиэтилентерефталата) диаметром 87 мм и высотой 220 мм. Внутри помещалась трубка из алюминия марки АД1 с внешним диаметром 33,4 мм и толщиной стенки 7,2 мм (рис. 2).

Алюминий был выбран как эквивалент костной ткани по причине хорошего совпадения радиационных свойств (ослабление рентгеновского излучения) с радиационными свойствами костной ткани [7].

Калибровка проводилась по различному количеству ступеней – от 6 до 12, с шагом ступени 4 мм. Точки в сечении расположены с ин-

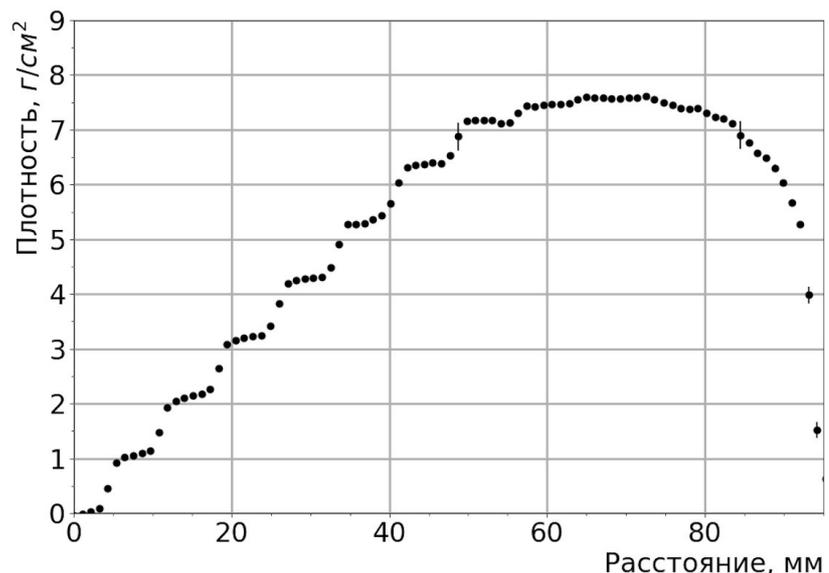
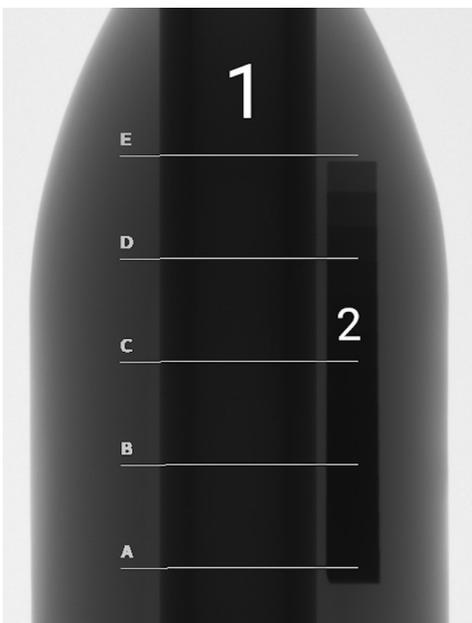


Рис. 2. Слева – рентгеновский снимок фантома (1) и калибровочного клина (2). Горизонтальными линиями показаны сечения, по которым проводились измерения плотности материала фантома. Справа – кривая поглощения вдоль клина

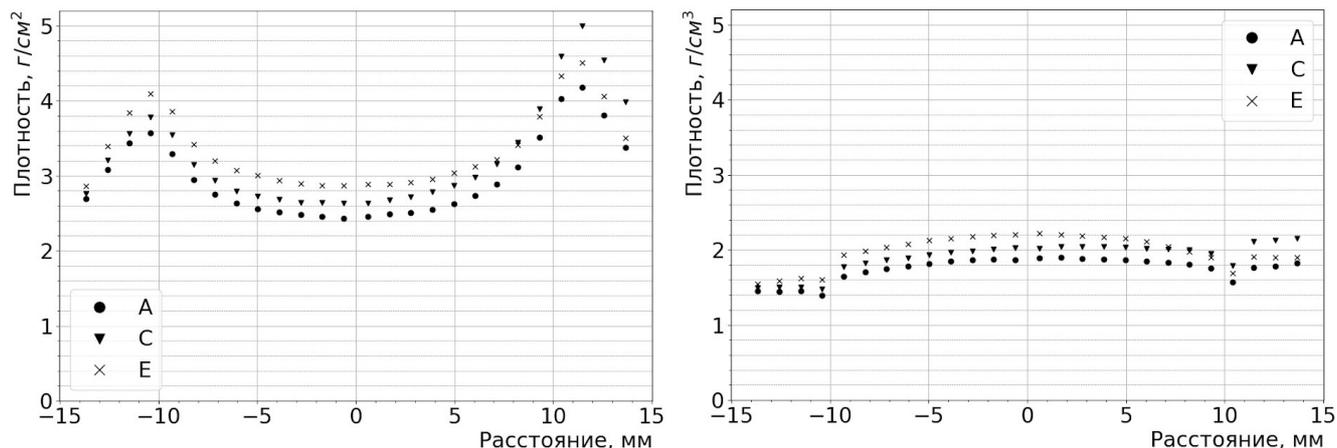


Рис. 3. Измеренная минеральная (слева) и объемная (справа) плотность материала фантома. Напряжение 90 кВ, фильтр 5 мм Al. Сечения А, С, Е см. рис. 2

тервалом 8 пикселей, что соответствует шагу 1,12 мм при размере пиксела 140 мкм. В каждой точке значение плотности вычислялось как среднее значение по квадрату из 17×17 пикселей (всего 289 точек).

Результаты

Измерения на фантоме

Стандартный рентгеновский снимок фантома при напряжении на трубке 90 кВ (2 мАс) и фильтре толщиной 5 мм показан на рис. 2. Рядом с фантомом расположен клин из алюминия марки AD1. На этом же рисунке справа показан результат обработки – кривая поглощения вдоль клина. Видно, что при напряжении на трубке 90 кВ для калибровки

можно использовать только 7 ступеней клина, далее происходит насыщение, так как практически все фотоны поглощаются материалом клина.

Результаты обработки приведены на рис. 3. Слева показана проекционная плотность алюминиевой трубки, имитирующая минеральную плотность кости (МПК), справа — объемная. Видно, что определенная по снимку объемная плотность трубки отличается от табличных значений для марки сплава AD1 ($2,8 \text{ г/см}^3$) на 30 %. Также видно, что плотность сильно зависит от координаты измерений (сечения А, В, С, D, Е на рис. 2).

Для сравнения на рис. 4 показаны результаты моделирования при использовании исходных данных из рис. 3 с помощью пакета программ GEANT-4 [8].

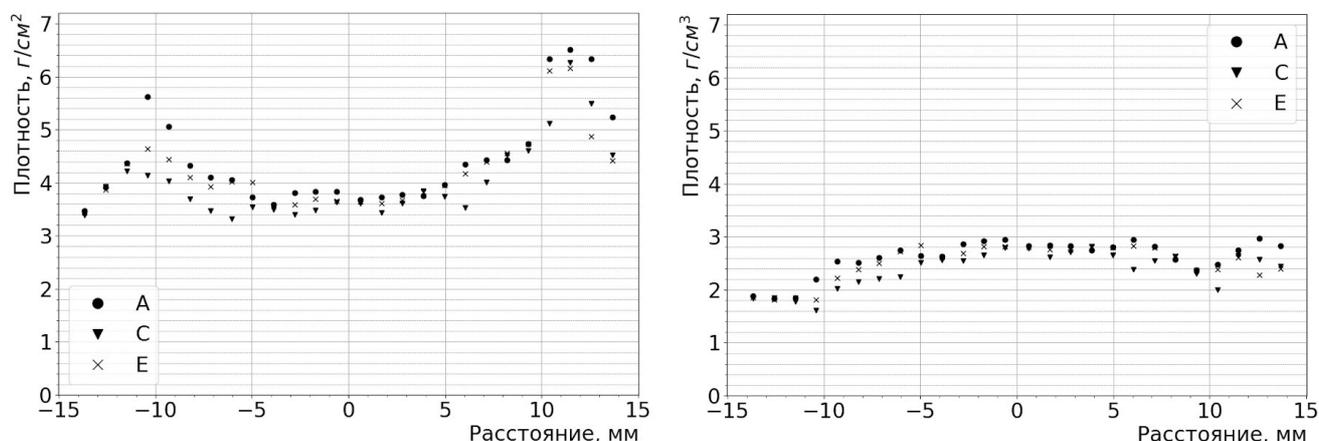


Рис. 4. Моделирование (GEANT-4) исходных данных с рис. 3

Алгоритм обработки снимков

Считывание сигналов производилось непосредственно с выходов панели в цифровом формате с максимальным значением яркости в пикселе, равном 60000. Точки на гистограммах располагались с шагом 8 пикселей, что соответствует шагу 1,12 мм при размере пиксела 140 мкм. В каждой точке значение плотности бралось усреднением по квадрату 17×17 (всего 289 точек).

Искомая плотность d рассчитывалась по заданной яркости b пиксела путем стандартной линейной интерполяции по функции зависимости яркости от плотности, задаваемой формулой (1), с шагом по плотности $0,1 \text{ г/см}^2$. Для получения абсолютных значений проводилась калибровка по клину, для которого кривая поглощения известна с высокой точностью (плотность $2,71 \text{ г/см}^3$). Табличные значения плотности и соответствующие им значения яркости пикселей задавались в массивах $d(N)$ и $b(N)$ соответственно для $N-1$ выбранных ступеней клина. Значения $d(0)$ и $b(0)$ соответствовали области вблизи клина, для которой плотность клина полагалась равной нулю. Предполагалось, что яркость пиксела зависит от плотности в соответствии с функцией:

$$b = f(d) = \sum_0^{N-1} c_i e^{(-\alpha_i d)}, \quad (1)$$

где α_i – коэффициент поглощения, усредненный для заданного энергетического диапазона рентгеновских квантов:

$$\alpha_i = \frac{\ln(b(0)/b(i))}{d(i) - d(0)}. \quad (2)$$

Подставляя в формулу (1) поочередно известные значения плотностей $N-1$ выбранных ступеней клина и нулевой плотности области вблизи клина, а также измеренные значения средних яркостей, соответствующие этим ступеням клина и области вблизи него, мы получаем систему из N линейных уравнений относительно N неизвестных c_i ($i=0, 1, \dots, N-1$). Как показали измерения, определитель системы оказывается достаточно большим, так что система решалась относительно c_i точно, без использования регуляризации, поэтому в результате функция $f(d)$ (1) проходила через все $N-1$ выбранные точки на клине и одну точку вблизи него (рис. 5).

Описанный метод калибровки с вычитанием вклада мягких тканей является оригинальным решением авторов, получившим название “метод алюминиевого клина”.

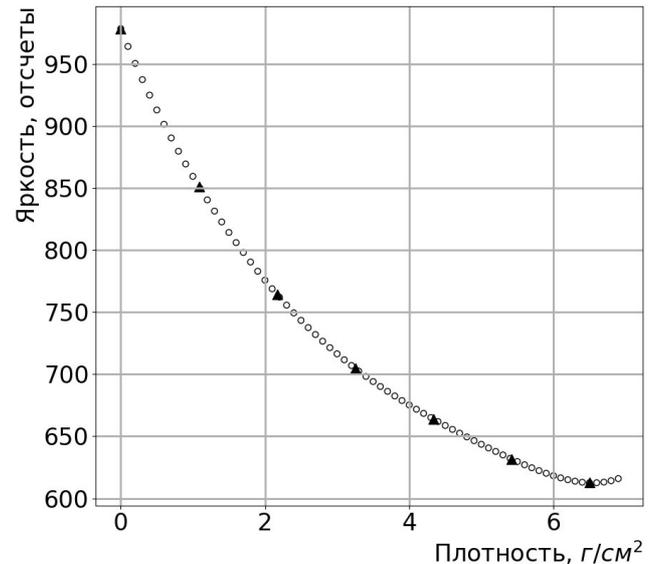


Рис. 5. Вид калибровочной кривой

нальным решением авторов, получившим название “метод алюминиевого клина”.

Результаты измерений на фантоме и сравнение с результатами моделирования показывают, что погрешность измерений плотности не достигает 8 % при условии достаточно хорошего совпадения элементного состава калибровочного клина и материала фантома. Однако для достижения такой точности потребовалось решить ряд дополнительных методических задач.

Рентгеновские спектры

Одной из причин, по которой однократная рентгеновская экспозиция затрудняет правильно оценивать плотность кости, считается непрерывный спектр тормозных фотонов от рентгеновской трубки. При этом его форма зависит от напряжения на трубке и толщины используемых фильтров. Основную трудность составляет получение абсолютных значений плотности, поскольку при энергии фотонов от порога до 100 кэВ сечение полного поглощения и, соответственно, коэффициент поглощения на алюминии падают в несколько раз [9]. В настоящей работе эти проблемы были изучены экспериментально. Измерения спектров проводились с помощью трекового детектора MEDPIX по методике, описанной в работе [10]. Для калибровки использовался источник ^{241}Am , обладающий монохроматической линией с энергией около 60 кэВ. Погрешность измерения спектров составляет около 3 % (согласно [10]).

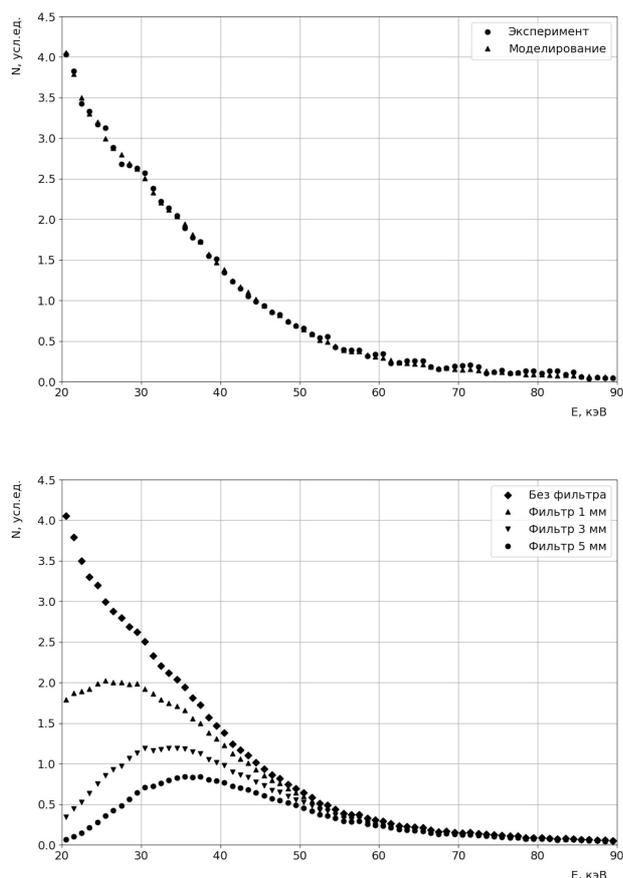


Рис. 6. Энергетические спектры фотонов, падающих на образец при напряжении на трубке 90 кВ. Верхний рисунок показывает сравнение результатов эксперимента и моделирования без фильтра, нижний рисунок – результат моделирования при разных толщинах фильтров от нуля до 5 мм

С помощью детектора MEDIPIX были проведены измерения спектров фотонов для различных энергий фотонов. Измеренные спектры сравнивались с результатами моделирования по программе GEANT-4 [8], учитывающей все особенности проведения эксперимента. Результаты показаны на рис. 6.

Видно удовлетворительное согласие между результатами эксперимента и моделирования, хотя модельные кривые имеют больший разброс точек.

При моделировании учитывалось влияние выходного окна и слоя масла в трубке (эквивалент фильтру из алюминия толщиной 0,75 мм), а также вольфрамового покрытия анода, которое также участвует в фильтрации фотонов и даже более эффективно, чем алюминий, потому что его радиационная длина намного выше. Выходное окно, масло и анод по-

глощают большую часть фотонов с энергией ниже 20 кэВ, кроме того, как показывает моделирование, вклад таких фотонов в формирование рентгеновского снимка пренебрежимо мал, поэтому при моделировании фотоны с энергией ниже 20 кэВ игнорировались. Угловое распределение рентгеновских квантов имеет колоколообразную форму и направлено по нормали к плоскости анода. При отклонении от нормали фотонам приходится пролетать большее расстояние в аноде и, следовательно, испытывать большее поглощение. Все приведённые на рис. 6 энергетические спектры фотонов нормированы на одно и то же количество фотонов, падающих на фильтр (при его наличии).

Приведенные данные показывают, что поскольку рабочая область спектра лежит выше 20 кэВ, то согласие между экспериментом и моделированием можно считать удовлетворительным. Полученные данные о спектрах использованы далее при расчетах плотности трубок на фантомах.

Для повышения точности измерений и уменьшения систематических ошибок в настоящей работе были учтены поправки, связанные условиями эксперимента. В частности, учитывались неравномерность засветки и ограниченное координатное разрешение детектора.

Неравномерность засветки и координатное разрешение

Неравномерность засветки связана, в основном, с угловым распределением рентгеновского излучения трубки. Из гистограмм, приведенных для примера на рис. 7, видно, что яркость изображения растет при увеличении напряжения на трубке, при этом распределение по яркости в пикселях несимметрично. Кроме основных пиков с максимальной яркостью видны пики, где яркость существенно ниже. Это означает, что энерговыделение в сцинтилляторе не ограничивается одним кристаллом, а имеет вид кластера. Это подтверждают измерения координатного разрешения, выполненные с помощью рентгеновской миры, показанной на рис. 7 справа. Следует учитывать, что традиционно (на рентгеновских пленках) снимки получаются в режиме негатива, поэтому приведенные на рис. 7 яркости пикселей отличаются от традиционного представления.

На основании этих измерений можно сделать вывод, что координатное разрешение

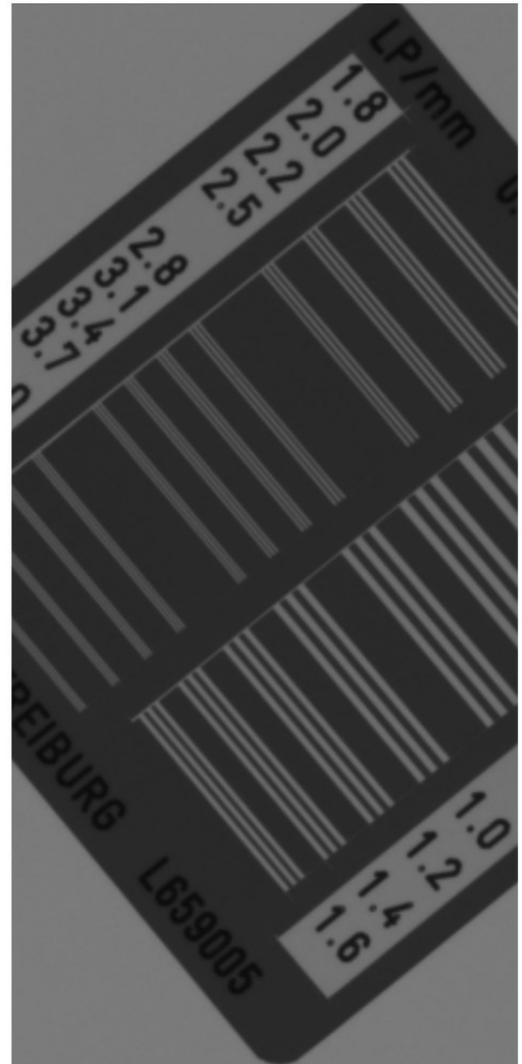
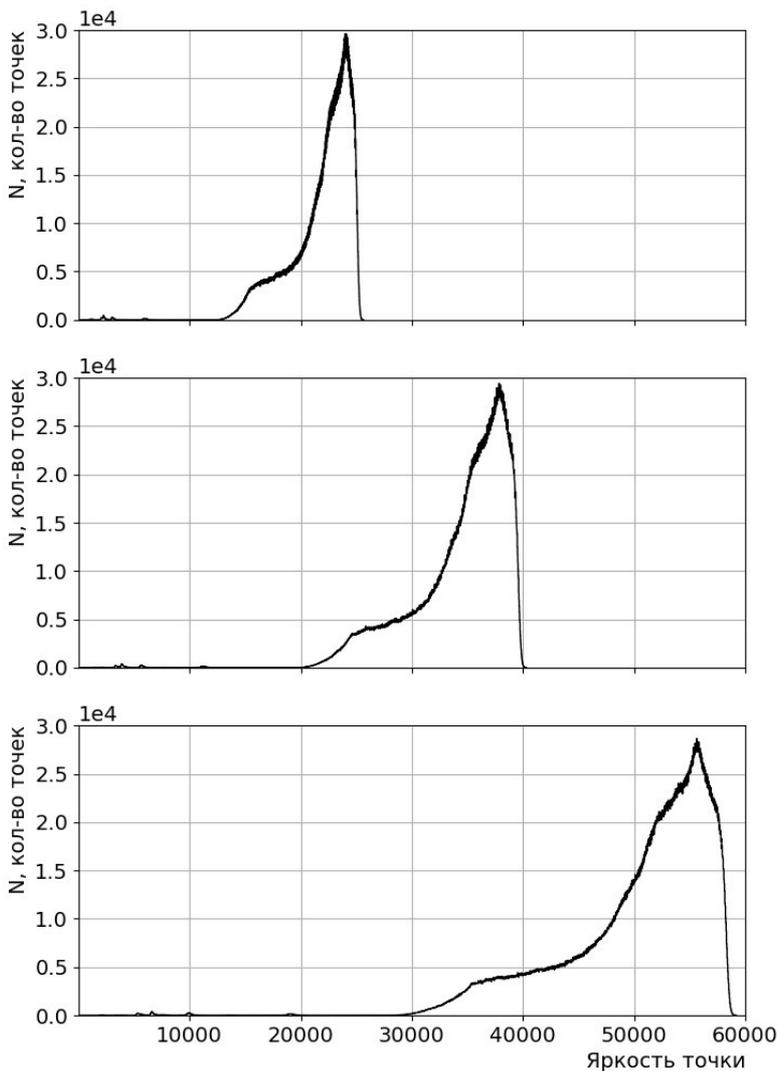


Рис. 7. Распределение яркости в пикселах (слева) и изображение рентгеновской миры, помещенной на место образца (справа)

установки близко к 3 парам линий на мм, то есть составляет примерно 0,3 мм. Это примерно в 2 раза больше поперечных размеров пиксела и определяет среднее число одновременно сработавших кристаллов (размер кластера). Такое координатное разрешение допустимо при определении геометрических параметров кости с нужной точностью, учитывая, что детектор работает в токовом режиме, то есть в режиме накопления.

Для оценки неравномерности засветки была проведена дополнительная обработка снимков. Двухмерная гистограмма, усредненная по квадрату 24×24 пиксела (или 3×3 мм), приведена для примера на рис. 8 слева. Про-

екция по оси X через центр распределения показана на этом же рисунке справа.

Аналогичные данные были получены для разных напряжений на трубке и разных толщин фильтров. В результате было установлено, что максимальная неравномерность достигает 15 %, но она может быть учтена программным путем при обработке снимка.

Оценка влияния фона рассеянного излучения на качество снимка

Для оценки влияния рассеянного излучения на качество снимка и точность измерения плотности были сделаны снимки с различными поглощающими объектами (медь, алюминий, вода и др.) при разных напряжениях на

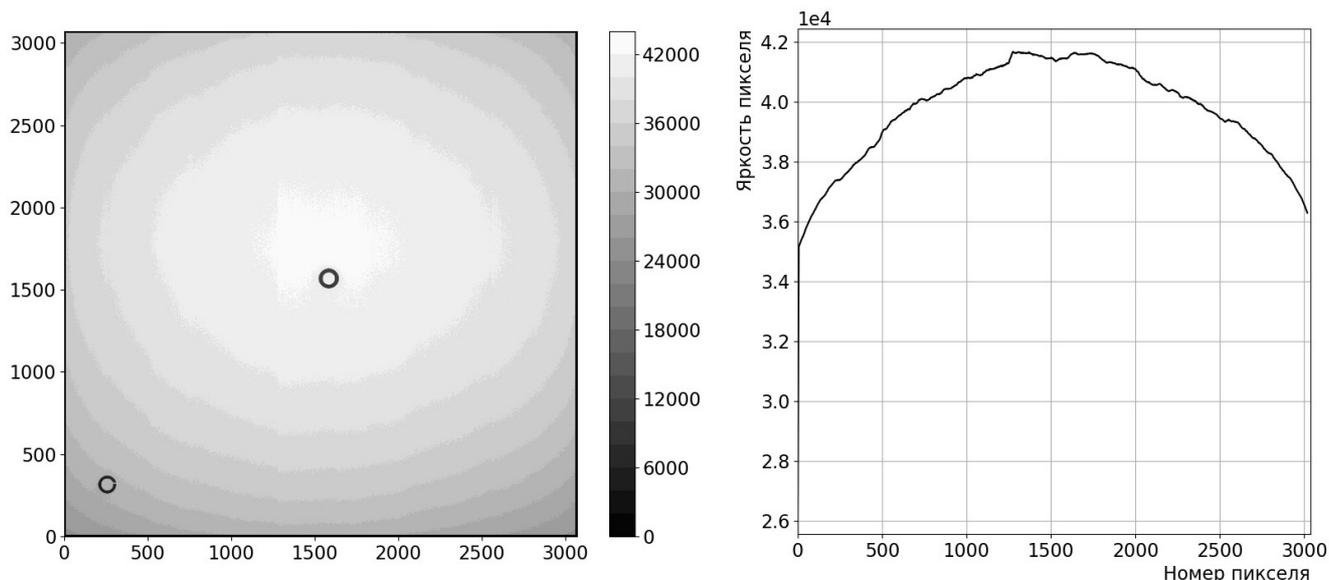


Рис. 8. Неравномерность засветки по площади детектора на двумерной гистограмме (слева) и проекции через центр распределения (справа)

трубке. На рис. 9 показан рельеф снимка около алюминиевых клиньев (здесь экспонировалось два клина одновременно) при напряжении 70 кВ (2 мАс) и толщине фильтра 5 мм Al. Левый и правый рисунок соответствует шагу около 2 мм (усреднение по 12 пикселям в ряд) и 0,5 мм (усреднение по 3 пикселям в ряд), соответственно. Видно, что фон рассеянного излучения не превышает нескольких процентов, если отступить от образца на расстояние более 2 мм. Поэтому его можно не учитывать при

правильном расположении клина (на расстоянии более 2 мм от края кости).

Для дополнительной оценки влияния фона рассеянного излучения были проведены измерения со стандартным растровым фильтром. Был использован фильтр JPI Grid-1000 [12] размером 50×45 см с параметрами 80 пар линий на см, геометрическое отношение 10:1, фокусное расстояние 180 см. Результаты измерений с фильтром показали, что растр не меняет измеренных значений плотности, хотя уменьшает в два раза яркость пикселей.

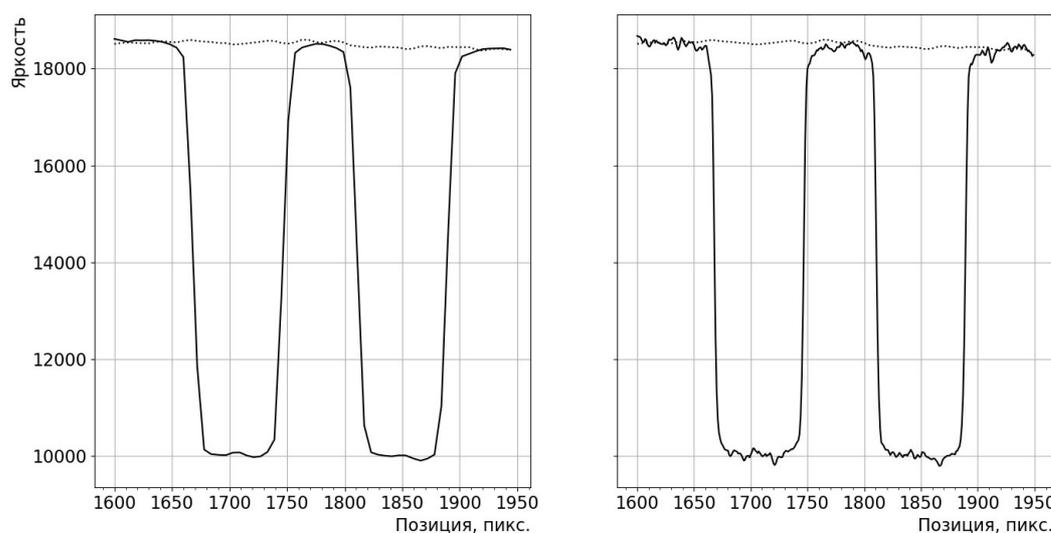


Рис. 9. Профиль изображения в пикселях (один пиксел равен 140 мкм) от двух алюминиевых клиньев в поперечном направлении при толщине клина 1 см

Влияние примесей в материале калибровочного клина

В результате измерений с фантомами, изготовленными из разных марок алюминиевых сплавов, было установлено, что основная систематическая погрешность при измерении абсолютных значений плотности связана с содержанием примесей в алюминии. Это связано с тем, что коэффициент поглощения рентгеновских квантов и, соответственно, яркость пикселей имеют сильную зависимость от Z . Поэтому даже малый процент примесей тяжелых элементов сильно влияет на результат. При этом плотность, как минеральная, так и объемная, практически не меняются. Так, согласно проведенному моделированию, один процент примеси свинца в образце приводит к систематической погрешности в 30 % при измерении плотности. Это предъявляет особые требования к материалу фантома и клина (при проведении экспериментальных измерений) и требования к стабильности состава калибровочных клиньев, которые будут использоваться в практической работе при измерении плотности костей. Рекомендуется использовать алюминий высокой чистоты марки А999.

Вычитание вклада мягких тканей

Одной из основных причин, которые привели к созданию двухэнергетических денситометров типа Lunar, Hologic, Osteosys и др, считается возможность декомпозиции на три составляющие: мягкие ткани, содержащие воду и белок (т.н. lean mass), жировую ткани (fat) и костные структуры (bone). Современные цифровые методы обработки снимка позволяют сделать вычитание вклада мягких тканей с до-

статочной точностью при однократной рентгеновской экспозиции.

Каждая экспозиция выполняется с калибровочным клином, расположенным над мягкой тканью так, как было показано на рис. 2. Поперечное сечение в измеряемой области кости, как показано на рис. 3, позволяет провести экстраполяцию и вычесть вклад мягких тканей на любой координате в поперечном направлении. При этом наибольшая точность будет достигнута при измерении кортикального слоя кости, где МПК наибольшая. Объемную плотность кости можно рассчитать из минеральной плотности, зная геометрические размеры объекта. Результат измерений на фантоме можно видеть на рис. 3, где шкала измерений приведена в абсолютном виде.

Дополнительное моделирование с костным фантомом

Было проведено моделирование фантома с материалом-имитатором костной ткани. Состав материала-имитатора приведен в табл. 1 [7].

Моделирование проводилось с калибровкой по клину из алюминия марки AD1 и марки А999. Также было проведено сравнительное моделирование для измененного процентного состава материала-имитатора.

Результаты обработки (см. табл. 2) показывают, что уменьшение содержания кальция в фантоме на 10 %, практически не влияет ни на минеральную, ни на объемную плотность. В то же время уменьшение плотности материала фантома однозначно отражается на измеренном значении. Это означает, что при остеопорозе минеральный состав кости меняется мало, но в кости появляются поры, уменьшающие

Таблица 1

Элементный состав кости и имитатора

Наименование	Состав	Элементный состав	Процентный состав	Плотность (г/см ³)
Костная ткань		O	44,1	1,850
		Ca	22,2	
		C	15,5	
		P	10,2	
		N	3,97	
		H	3,39	
		S	0,31	
		Mg	0,21	
		Na	0,06	
Имитатор	Смесь: парафин, карбонат кальция	C	54,42	1,280
		O	20,14	
		Ca	16,92	
		H	8,62	

Таблица 2

Среднее значение плотности по центральной части поперечного сечения фантома

Модель	Плотность (г/см ³)
Костная ткань + клин D1	1,40±0,10
Костная ткань + Al 999	1,88±0,17
Костная ткань (дефицит Са) + Al 999	1,82±0,16
Костная ткань (пониж. плотность) + Al 999	1,67±0,16

плотность. При этом основную систематическую погрешность (до 30 %) в измерение плотности вносит содержание примесей в клине. Поэтому он должен быть сделан из чистого алюминия с минимальным количеством примесей (марка А999).

Критерии T и Z

Согласно [1], T-критерий рассчитывается как “стандартное отклонение от пиковой костной массы лиц соответствующего пола”, Z-критерий обозначает величину отклонения от возрастной нормы.

Значения Z вычисляются по формуле:

$$Z = (\chi - \mu) / \sigma, \tag{3}$$

где χ – наблюдаемое значение МПК, μ – возрастное среднее МПК (нормативные данные), σ – стандартное отклонение (нормативные данные).

Для T-критерия применяется формула:

$$T = (\chi - \chi_{\text{young}}) / \sigma, \tag{4}$$

где χ – наблюдаемое значение МПК, χ_{young} – среднее МПК, измеренное у молодых здоровых женщин белой расы (нормативные данные NHANES III, ISCD 2019), σ – соответствующее стандартное отклонение МПК для молодых женщин (нормативные данные).

Именно данный критерий используется для постановки диагноза “остеопороз” у пациентов – женщин постменопаузального возраста и мужчин старше 50 лет [1].

Референсные (нормативные) базы, установленные в приборах разных фирм, могут иметь различия, в ряде случаев – значимые. T-критерии были разработаны для женщин в постменопаузальном периоде при измерении МПК в шейке бедра, общем показателе бедра и позвоночнике. При этом диагноз остеопороза у женщин в постменопаузе устанавливается по T-критерию менее $-2,5 \text{ SD}$.

Для работы с серийными денситометрами можно использовать как имеющиеся базы данных, которые входят в ПО аппаратов типа

LUNAR, так и наработанные в процессе планируемых клинических испытаний. Очевидно, в эти базы данных следует включать результаты абсолютных значений МПК и объемной плотности с фиксацией основных показателей пациентов: возраст, рост, вес, геометрические размеры кости в месте измерений и др. Это потребует нескольких месяцев работы, судя по опыту клинических испытаний с оперированными больными [11].

Обсуждение

Измерения, выполненные с фантомами из разных материалов (алюминий, винипласт и др.), показали достаточно высокую точность (не хуже 8 %) определения минеральной и объемной плотности костной ткани с помощью одноэнергетической рентгеновской денситометрии. Разработанная методика конкурентоспособна с двухлучевой диагностикой и позволит обеспечить массовую диагностику остеопороза на серийных рентгеновских аппаратах. При этом с нашей точки зрения точность измерений объемной плотности выше, так как она в отличие от минеральной плотности не зависит от координаты измерений. Этот вывод не является новым, но теперь он подтвержден экспериментами и моделированием.

Следующим этапом работы является проведение клинических испытаний. Поскольку они планируются на серийных сертифицированных рентгеновских аппаратах, то дополнительных технических сертификатов не требуется. Результаты измерений плотности кости (как в продольном, так и поперечном направлениях в области шейки бедра) будут сохраняться в медицинской карте пациента для последующих (раз в год) анализов и заключений.

Потребуется большая серия измерений, поскольку база данных будет разделена на отдельные группы пациентов в зависимости от их возраста, роста, веса, наличия вредных факто-

ров (курение, алкоголь) по аналогии с тем, как это делалось ранее для оперированных больных [3]. Эта база отличается от используемых в настоящее время критериев T и Z и существенно повышает уровень диагностики остеопороза.

Заключение

Изучены возможности методики измерений на серийных рентгеновских аппаратах минеральной и объемной плотности кости в области шейки бедра, основанной на использовании калибровочного клина. Определены основные источники систематических погрешностей и найдены способы их устранения. Показано, что основная систематическая погрешность при использовании алюминиевого клина связана с чистотой материала. Для технического алюминия марки AD1 эта погрешность достигает 30 %, поэтому желательно при изготовлении клина использовать чистый алюминий марки A999. Требуется дальнейшая работа по улучшению точности измерения абсолютной плотности костной ткани, однако для контроля динамики изменения плотности этот метод показывает очень хороший результат.

В заключении авторы выражают глубокую благодарность сотрудникам Московского государственного университета им. М.В. Ломоносова Д.А. Горловой, И.Н. Цымбалову, К.А. Иванову и А.Б. Савельеву за многочисленные измерения с помощью детектора MEDIPIX спектров фотонов, падающих на образец.

Список литературы

1. Дедов И.И., Мельниченко Г.А. Министерство Здравоохранения Российской Федерации. Клинические рекомендации. Остеопороз, 2016.
2. <https://intelmed.ru/product/densitometer-lunar-prodigy-advance>.
3. Гуржиев А.Л., Гуржиев С.Н., Кораблев В.М., Кострицкий А.В. Способ определения величины минеральной и объемной плотности костной ткани, относящийся к одноэнергетической рентгеновской денситометрии. Патент РФ МПК А6 1В 6/00 (2006.01).
4. S. Lee, S. Kim, J. Jeong, e.a. Method for measuring bone mineral density by using x-ray image, U.S. Patent, 7,046,834 B2 May 16, 2006.
5. <https://xraytube.ru/rentgenovskiyetrubki/trubki-dlya-rentgenov/varex-rad-14>.
6. <https://xrayimaging.vieworks.com/en/detector/radiography/30>.
7. Пугачёв А.Н., Наумов В.Г., Взятъшев Н.Н. Поглощение рентгеновского излучения полимерами конструкционного назначения, рассматриваемыми в качестве материалов для изготовления основных компонентов аппарата Илизарова. Гений ортопедии, 2004, (3), 82-88.
8. <http://geant4.web.cern.ch>.
9. NBS library catalog card # 73-600412 (1967), Photoabsorption Cross Sections, Attenuation Coefficients, and Energy Absorption Coefficients from 10 keV to 100 GeV., NATL INST OF STANDARDS & TECH RTC.
10. Ivanov KA, Tsymbalov IN, Lapik AM, et al. Measurement of femtosecond laser plasma x-ray spectra using a medipix detector. Physics of Particles and Nuclei. 2018, 49, 4, 581-4.
11. Гришкин Ю.Л., Беляев АД, Руднев НВ и др. Цифровой рентгеновский денситометр ДЕНИС. Медицинская физика. 2010, 2(46) 37-41.
12. <https://jpi-korea.com/html/products01.php>.

DIAGNOSIS OF OSTEOPOROSIS ON SERIAL X-RAY MACHINES

N. Rudnev¹, A. Turinge¹, V. Nedorezov¹, A. Fedin¹, Y. Grishkin²

¹ Institute of Nuclear Research of the Russian Academy of Sciences, Moscow, Russia

² National Research Centre "Kurchatov Institute", Moscow, Russia

A method for determining bone density based on a single exposure on a serial X-ray machine and subsequent calibration by a stepped aluminum wedge has been developed. The experimental setup is described, the results of measurement on the phantom are presented. During calibration, an effective subtraction of soft tissues was carried out. The results of comparison of experimental data with GEANT-4 simulation are presented. Estimates of the effect of uneven illumination, coordinate resolution and scattered background on the quality of the image are made. The conclusion is made about the competitiveness of the developed technique in comparison with traditional two-beam diagnostics.

Key words: *osteoporosis, X-ray machine, single exposure, calibration wedge, simulations*

E-mail: nicolas@inbox.ru