

Алгоритм минимизации ошибки воспроизводимости метода двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии до клинически незначимых величин

Аврунин А.С.¹, Паршин Л.К.², Мишин М.В.²

¹ ФГБУ «Российский орден Трудового Красного Знамени научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии имени Р.Р. Вредена» Министерства здравоохранения РФ, г. Санкт-Петербург; ² ФГБОУ ВПО «Санкт-Петербургский государственный политехнический университет»

Precision error minimization algorithm for dual-energy X-ray absorptiometry to clinically insignificant values

Avrunin A.S.¹, Parshin L.K.², Mishin M.V.²

¹ R.R. Vreden Russian Research Institute of Traumatology and Orthopedics, Ministry of Health of the Russian Federation, Saint Petersburg; ² Saint Petersburg State Polytechnic University

Цель. На основании собственных данных и анализа литературы предложить алгоритм использования технологии двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии (ДЭРА) для оценки проекционной минеральной плотности, позволяющий ограничить величину ошибки воспроизводимости (ОВ) (precision) при решении вопросов диагностики, прогноза и динамического контроля эффективности лечения у конкретного пациента до клинически незначимых величин.

Материал и методы. Проведена систематизация результатов собственных *ex vivo* исследований и данных литературы, касающихся ОВ при работе ДЭРА в условиях кабинета денситометрии.

Результаты. На основе проведенного анализа разработан алгоритм минимизации ОВ при индивидуальном контроле с учетом решаемых клинических задач. Разработаны элементы паспортизации рабочего места, обеспечивающие возможность контроля работы кабинета денситометрии руководителем рентгеновской службы и самоконтроля оператором денситометра.

Заключение. Предложенный алгоритм использования технологии ДЭРА в практических условиях работы кабинета денситометрии при оценке проекционной минеральной плотности костной ткани позволяет ограничить величину ОВ при решении вопросов диагностики, прогноза и динамического контроля эффективности лечения у конкретного пациента в клинически допустимых границах.

Научно-клинический интерес к использованию метода двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии (ДЭРА) для оценки проекционной минеральной плотности костной ткани (ПМПКТ) при решении задач диагностики, прогноза и динамического

контроля начал расти со второй половины 80-х годов прошлого века. Это проявилось в лавинообразном увеличении числа публикаций на эту тему в научных и научно-клинических журналах. Однако до настоящего времени в основе данных работ

Objective. To propose an algorithm for using dual-energy X-ray absorptiometry (DEXA) on the basis of the authors' findings and the data available in the literature on the estimation of the projectional bone mineral density (PBMD), which can minimize the precision error (PE) to clinically insignificant values while solving the problems of diagnosis, prognosis, and therapeutic effectiveness monitoring in a specific patient.

Material and methods. The results of the authors' *ex vivo* studies and literature data on PE during DEXA in a densitometry room were systematized.

Results. The performed analysis allowed the elaboration of a PE minimizing algorithm in the individual control in terms of clinical problems to be solved. The elements of a working place passport system, which allow the head of a radiological service to control the work of a densitometry room and a densitometer operator to make self-control, have been developed.

Conclusion. The elaborated algorithm for using DEXA in a densitometry room to estimate PBMD permits one to minimize PE when solving the problems of diagnosis, prognosis, and therapeutic effectiveness monitoring in a specific patient in the clinically permissible limits.

Ключевые слова: двухэнергетическая рентгеновская абсорбциометрия, проекционная минеральная плотность костной ткани, ошибка воспроизводимости
Index terms: dual-energy X-ray absorptiometry, projectional bone mineral density, precision error

лежит популяционный и средне-групповой анализ, с преимущественно положительной оценкой использования данной технологии в клинической практике. Систематизация данных на основе результатов индивидуального исследования пациентов фактически не проводилась [1]. В итоге возник эффект информационного прессинга, и у большинства клиницистов сформировалось представление о ДЭРА как об идеальном инструментальном способе оценки локальной и общей костной массы скелета.

Как отмечает В.С. Оганов [2], часть специалистов находится в плену «сложившегося стереотипа», согласно которому технология ДЭРА – это «золотой стандарт» в диагностике остеопороза. В то же время, по данным А.А. Кхан и соавт. [3], ее способность прогнозировать риск перелома шейки бедра не превышает даже прогностической способности метода оценки артериального давления при определении риска нарушения мозгового кровообращения. Подвергаются сомнению и диагностические возможности ДЭРА. Как подчеркивают А.К. Морозов и С.С. Родионова [4], производители аксиальных аппаратов, указывая низкие значения (в пределах 1,5%) ошибки воспроизводимости (ОВ) (precision), не упоминают показатель достоверности диагностики (accuracy). В работе отмечено, что это связано с ее катастрофически низкими характеристиками, немного отличающимися у разных авторов. Ошибка диагностики по бедру колеблется в пределах 10–16%, а по позвоночнику – 20–50%. В связи с этим необходимо подчеркнуть, что, по нашим данным и данным других авторов, ОВ значительно выше, чем сообщают производители приборов, и достигает 7% и более [3, 5–12].

В контексте вышеизложенного остановимся сначала на терминологической проблеме вопросов воспроизводимости и точности.

Ошибка точности – разница между минеральной плотностью, оцененной денситометрически, и количеством гидроксиапатита кальция, определенным химически в той же зоне интереса. Эта разница является «истинной» ошибкой точности [13].

Ошибка воспроизводимости определяется как величина отклонения результатов относительно среднего значения в серии измерений ПМПКТ стабильного объекта в краткосрочном интервале времени [13, 14].

По мнению S.L. Bonnick, L.A. Lewis [14], термины «воспроизводимость» (precision) и «точность» (accuracy) легко понять, используя аналогию с поражением мишени стрелком, где яблочко мишени – «золотой стандарт» погрешности. На рисунке 1, а видно, что стрелок относительно точен, но не способен воспроизвести свои выстрелы. На рисунке 1, б выстрелы чрезвычайно воспроизводимы, но не точны. Рисунок 1, в иллюстрирует идеальные воспроизводимость и точность. При этом необходимо учитывать, что ОВ зависит не только от используемого инструмента, но и от факторов, зависящих от оператора и пациента [3]. Другими словами, при обследовании конкретного больного крайне трудно, а, по сути, невозможно выделить отдельный фактор и нивелировать его влияние, повысив тем самым воспроизводимость метода.

Основные причины краткосрочной ОВ метода ДЭРА при оценке ПМПКТ:

– собственная ошибка работы программно-аппаратного комплекса [3, 6–8, 14, 15];

– нарушение укладки пациента [3, 6, 8, 10, 11, 14, 16, 19];

Цель нашего исследования – на основании собственных данных и анализа литературы предложить алгоритм использования технологии ДЭРА для оценки ПМПКТ, позволяющий снизить величину ОВ при решении вопросов диагностики, прогноза и динамического контроля эффективности лечения у конкрет-

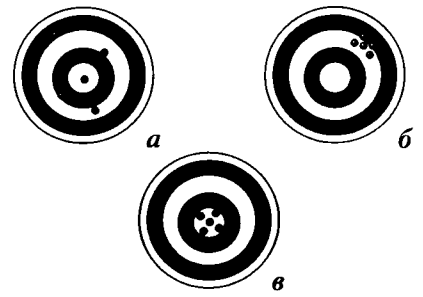


Рис. 1. Воспроизводимость и точность (объяснения в тексте) [14].

ного пациента до клинически незначимых величин.

В процессе выполнения поставленной цели были рассмотрены следующие вопросы:

1. Как тестировать ОВ работы аппаратно-программного комплекса?

2. Как тестировать ОВ, вызванную нарушением укладки конкретного пациента?

3. В каких пределах может колебаться ОВ при решении вопросов диагностики, прогноза и динамического контроля?

4. Как ограничить ОВ до клинически незначимых величин при решении конкретной задачи в условиях работы кабинета денситометрии?

Ex vivo тестирование ОВ аппаратно-программного комплекса проводится путем многократного исследования в краткосрочном интервале времени фантомов (рис. 2) и костей. При этом необходимо учитывать, что величина ОВ зависит не только от материала, из которого изготовлен фантом, но и от зоны интереса исследуемого объекта [7]. Например, ОВ аппаратно-программного комплекса Lunar Prodigy (version Encore) (Prodigy) при оценке ее величины на фантоме, изготовленном из алюминия [18], не превышает 0,4% [6–8], в то время как этот показатель при использовании фантома, сформированного из гидроксиапатита¹, колеблется в зависимости от зоны интереса от 2,0

¹ Прилагается к прибору QDR «Delphi» модель «Discovery Ci» (Hologic Inc.).

до 6,2%. Эти значения близки величинам, полученным при исследовании костей [7]. В связи с этим остановимся на теоретических аспектах возникновения ОВ.

Физико-химические причины возникновения ОВ. В настоящее время при тестировании приборов используются фантомы, изготовленные из металла и гидроксиапатита [14], или кость, обработанная путем остеокларификации² [6–8, 14]. В первом объекте рентгеновские лучи поглощаются в основном металлическими структурами, а в двух последних – гидроксиапатитом. Низкая ОВ при использовании металлического фантома связана с тем, что пространственная организация металлических структур в разных масштабах длин относительно однородна. Поэтому его абсорбционные возможности мало-вариабельны и ОВ в краткосрочном интервале времени, как отмечено выше, не превышает 0,4%.

В то же время объекты, сформированные кристаллами гидроксиапатита, пространственно крайне неоднородны. Эта неоднородность вызвана в том числе тем, что даже в идеальных условиях формирования гидроксиапатита (например, при создании искусственного фантома) нестехиометрическая преципитация предполагает появление дефектов в кристаллической структуре минерала. Процесс кристаллизации *in vivo* (при формировании минерального матрикса кости) существенно усложнен присутствием большого количества различных ионов и молекул, которые включаются в кристаллическую решетку или адсорбированы на кристаллических поверхностях минеральных индивидов [20]. Кроме того, имеется некоторое расхождение основных осей расположенных рядом кристаллитов гидроксиапатита, образующих фантом и входящих в состав минерального матрикса кости [20–22]. Таким образом, объект,

образованный кристаллитами гидроксиапатита, является полидисперсной системой и поэтому характеризуется некоторыми кривыми распределения ее субструктурных параметров или их средними значениями [20]. Эта неоднородность ведет к варибельности эффектов при взаимодействии фотонов рентгеновского излучения с объектами, сформированными гидроксиапатитом. В результате происходит неконтролируемое поглощение и рассеяние рентгеновского излучения [23], причем последнее в большей степени влияет на величину ОВ.

Даже предполагая идеальную стабильность работы аппарата и отсутствие движения его частей, необходимое при сканировании объекта исследования, на величину ОВ влияют такие факторы, как изменение положения оптической оси рентгеновского луча относительно образца из-за флуктуации температуры, вибрации, потоков воздуха (если измерения проводятся не в вакууме), действия пондеромоторных³ сил и т. д. [23]. Эти факторы вызывают малые изменения геометрии оптической системы, но возникающие сдвиги критичны при изучении именно сложных многофазных дисперсных систем. Для изотропных образцов, таких как поликристаллический алюминий, из которого сделан один из вариантов фантома, проявление таких эффектов не существенно.

Определенную роль могут играть и экологические факторы, так как пористые материалы, в том числе сформированные гидроксиапатитом, хорошо адсорбируют из воздуха воду, газы и пары (азот, водород, диоксид углерода и др.), что в зависимости от размеров пор и их количества приводит к искажению результатов их исследования рентгеновскими методами [24–27]. Одной из причин этого является

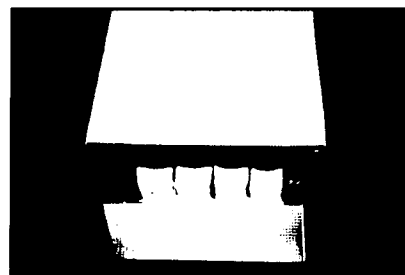
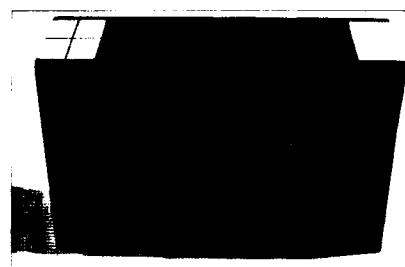


Рис. 2. Фантомы к прибору Lunar Prodigy (version Encore) (Prodigy) (вверху) и QDR «Delphi» модель «Discovery Ci» (Hologic Inc.) (внизу) [7].

нарастающая со временем деформация в слоях материала под влиянием поглощенных веществ [25]. Кроме того, при старении вещества, образующего фантомы и кости, влияние отмеченных факторов усиливается, так как меняется коэффициент отражения и критического угла, что обусловлено изменением электронной плотности слоев пористого материала и их микрогеометрии из-за накопления в порах адсорбированных атмосферных компонентов. Основной вклад в эти изменения электронной плотности вносит кислород и меньший – оксид углерода и вода [27].

***In vivo* тестирование ОВ.** Особенностью ОВ, возникающей в *in vivo* условиях, является суммация ошибок, связанных с функционированием аппаратно-программного комплекса и нарушением укладки [3]. Клинически важно, что даже при «идеальном» выполнении оператором требований инструкции к укладке пациента, полностью ее воспроизвести невозможно. Пространственное расположение костей относительно плоскости стола денситометра в каждой последующей укладке всегда будет в той или иной степени отличаться от предыдущей, даже если это

² Сложный многоэтапный процесс очищения кости от мягких тканей.

³ Давление электромагнитного излучения.

и не определяется визуально. Для снижения влияния данного фактора J.C.H. Goh и соавт. [10] разработали специальный фиксатор нижней конечности, использование которого снижает ОВ примерно на 50%. Однако, по нашему мнению, подобный путь не является решением проблемы, так как в каждом конкретном случае даже теоретически невозможно дифференцировать роль каждого из вышеперечисленных факторов, а значит, и нивелировать их влияние. Именно поэтому нами разработан алгоритм минимизации ОВ, представленный ниже.

Алгоритм минимизации ОВ до клинически незначимых величин при индивидуальном контроле имеет следующие функциональные элементы:

1. Пациенту проводят последовательно несколько сканирований одной и той же области в краткосрочном интервале времени; после каждого исследования его просят встать и пройти 3–5 м для разрушения мышечного стереотипа, сформировавшегося во время предыдущего сканирования, затем проводят репозиционирование на столе прибора и повторно обследуют.

2. Результаты каждого исследования сразу вводят в цифровую матрицу программы «Exel» и рассчитывают в каждой зоне интереса среднюю величину минеральной плотности (M_{cp}) и среднее квадратичное отклонение (σ).

3. Одновременно в программе «Exel» вычисляют ОВ по формуле:

$$OB = \frac{2\sigma}{M_{cp}} \times 100.$$

4. Повторные исследования прекращают при достижении требуемого уровня ОВ; в связи с тем, что величина ОВ зависит от исследуемой зоны, целесообразно контролировать ту зону интереса, в которой эта ошибка исходно минимальна, например в проксимальной области бедра ОВ минимальна в зоне интереса «все зоны в целом» [7].

5. В протоколе результатов исследования необходимо указывать для каждой зоны интереса не только величину минеральной плотности (M_{cp}), но и значения ОВ; это позволит лечащему врачу объективно оценивать клиническую репрезентативность представленных результатов.

При этом, как отмечено выше, ОВ зависит не только от точного выполнения правил исследования ПМПКТ методом ДЭРА, но и индивидуальных особенностей работы каждого специалиста. Поэтому требуется постоянный мониторинг ОВ на основе паспортизации рабочего места (индивидуальный контроль работы специалиста).

Паспортизация рабочего места должна включать следующие элементы контроля:

1. Оценка ОВ работы аппаратно-программного комплекса путем ежедневного 10-кратного исследования на денситометре без изменения пространственного положения одного из следующих объектов:

а) European Spine Phantom – полуантропоморфный фантом, в котором три позвонка из гидроксиапатита имеют стандартизированную ПМПКТ 500, 1000 и 1500 мг/см² [14];

б) истинный фантом – ступенчатый клин, сформированный гидроксиапатитом кальция и заключенный в акриловый блок [14];

в) антропоморфный фантом Hologic – четыре анатомически корректных позвонка из гидроксиапатита кальция, заключенные в эпоксидную смолу, моделирующую мягкие ткани [7, 14];

г) бедренная кость человека [7].

2. Ежедневный контроль работы каждого оператора прибора путем выделения группы пациентов, у которых решаются однотипные клинические задачи, и расчет в этой группе среднего количества исследований на одного пациента и средних значений ОВ.

Выполнение данных условий обеспечивает не только контроль

работы кабинета денситометрии руководителем рентгеновской службы учреждения, но и, что крайне важно, повышает уровень самоконтроля у оператора. Учитывая вышесказанное и то, что допустимая ОВ зависит от клинической задачи, которая решается в каждом конкретном случае, рассмотрим варианты клинических задач и примеры принятия «волевого решения» врачом о допустимой величине ОВ.

Варианты клинических задач, решаемых с помощью ДЭРА:

1) диагностика остеопороза и оценка риска перелома;

2) контроль динамики ПМПКТ у стареющих пациентов, лиц с хроническими патологическими процессами, больных, получающих лечебные препараты, негативно влияющие на метаболизм тканей скелета, и т.д;

3) оценка эффективности лечебных мероприятий, предотвращающих потерю костной массы и обеспечивающих ее повышение.

В заключение этого раздела необходимо подчеркнуть, что малое количество клинических задач, перечисленных выше, сопровождается огромным многообразием клинических вариантов течения патологического процесса, его лечения, сопутствующей патологии и т. д. Именно поэтому врач-клиницист в каждом конкретном случае определяет допустимую величину ОВ своим «волевым решением». Рассмотрим схематически варианты принятия подобных решений.

Диагностика остеопороза и оценка риска перелома проводится с учетом Т-критерия и используется как скрининговый тест. В этой ситуации допустимая величина ОВ зависит от двух факторов. Во-первых, диагноз остеопороза ставится при достижении значений Т-критерия $\geq -2,5 SD$. Во-вторых, исследование проводится со скрининговой целью. С клинических позиций представляется допустимым, если величина 2σ (см. формулу) будет соответствовать значению Т-критерия $\leq 0,5$. В этом случае ОВ

в пересчете будет $\leq 20\%$. Такая большая ОВ допустима, так как если под ее влиянием значение ПМПКТ по Т-критерию окажется не $-2,5$, а $-2,0$, то степень риска остеопоротического перелома останется достаточно высокой и пациенту все равно потребуются детальное обследование для решения вопроса о дальнейшей тактике его ведения [7].

Допустимые пределы ОВ при динамическом контроле ПМПКТ у стареющих пациентов, лиц с хроническими патологическими процессами, больных, получающих лечебные препараты, негативно влияющие на скелет, меняются в зависимости от патогенетических причин и клинических особенностей развития процесса, ведущего к потере костной массы у конкретного пациента. В этих условиях врач должен руководствоваться следующим критерием: значения ОВ не должны превышать средней величины потери костной массы под влиянием действующего фактора с учетом временного интервала, прошедшего с момента последнего исследования.

Например, если динамическое исследование направлено на контроль уменьшения костной массы в процессе старения организма, но у пациента значения показателя Т-критерия находятся в пределах физиологической нормы и риск перелома невелик, то ОВ в пределах $3-4\%$ можно считать клинически несущественной. Если же пациент принимает остеотоксические препараты (например, глюкокортикоидные гормоны или цитостатики), стимулирующие потерю костной массы, то величина ОВ не должна превышать $1-1,5\%$, так как клинически важно уловить негативный эффект лечения на ранних этапах. Это позволит своевременно корректировать проводимую терапию.

Допустимые пределы ОВ при оценке эффективности лечебных мероприятий, предотвращающих потерю костной массы и обеспечивающих ее повышение. Эта ситуация аналогична предыдущей,

за исключением того, что под влиянием антиостеопоротического лечения прирост костной массы относительно невелик и происходит медленно. В течение года он составляет около $1-3\%$ [28]. Например, согласно данным S. Aki и соавт. [29], через 1 год терапии аледронатом (10 мг) у пациенток с постменопаузальным остеопорозом прирост костной массы составил: в зоне шейки бедренной кости $-2,92 \pm 0,23\%$, большого вертела $-3,80 \pm 0,34\%$; через 2 года лечения: в зоне L_1-L_4 – от $5,2$ до $7,2\%$; через 3 года лечения: в зоне L_1-L_4 – от $6,8$ до $9,6\%$, а в проксимальной области бедренной кости – от $5,3$ до $8,1\%$.

Представленные данные предполагают, что при оценке эффективности лечения аледронатом через год рекомендуемая ОВ при исследовании проксимальной зоны бедра не должна превышать 1% . При исследовании поясничных позвонков через 2 года ОВ должна находиться в пределах 3% , а через 3 года при исследовании проксимальной зоны бедра и поясничных позвонков ее величина может достигать $3,5\%$ и даже 4% . Эти примеры позволяют понять причины, лежащие в основе представлений о допустимой величине ОВ в каждом конкретном случае.

Завершая этот раздел, необходимо подчеркнуть, что предлагаемый в настоящей работе алгоритм требует многократных исследований в краткосрочном временном интервале и поэтому возникает вопрос о лучевой нагрузке на пациента.

Величина лучевой нагрузки. Одним из преимуществ приборов, применяющих технологию ДЭРА, является низкая лучевая нагрузка на пациента, сопоставимая со средней ежедневной дозой радиации естественного фона [30]. В то же время развитие этой технологии и использование современных инженерных решений при создании новых типов приборов [14] требуют проведения повторных оценок доз облу-

чения пациентов, несмотря на то, что медицинское облучение нормируется только для случаев профилактических медицинских исследований и исследований практически здоровых лиц с научно-исследовательской целью [31]. Потребность детального рассмотрения этой проблемы в настоящей работе вызвана тем, что при проведении любого рентгенодиагностического исследования необходимо оценивать дозу облучения пациента и связанный с этим облучением дополнительный риск возникновения вредных для здоровья последствий. Согласно Федеральному закону РФ «О радиационной безопасности населения», гражданин имеет право на получение информации как о величине дозы медицинского облучения, так и величине дополнительного риска, связанного с таким облучением (Статья 17. п. 2).

Наши исследования эффективной дозы при использовании мультidetекторного костного денситометра SOPHOS XRA показали, что она действительно соответствует фоновой (табл. 1). Дальнейшая оценка этого показателя на аппарате Prodigy при диагностических исследованиях предплечья, поясничного отдела позвоночника, проксимальных отделов бедренных костей и всего тела (рис. 3) показала диапазон значений от $0,1$ до $5,2$ мкЗв (табл. 2). Таким образом, эффективные дозы внешнего облучения пациентов при проведении денситометрии относительно малы и соответствуют среднему уровню облучения населения России от природного фона в течение одного дня [17].

Заключение

Результаты собственных исследований и анализ данных литературы позволили разработать алгоритм использования технологии ДЭРА в практических условиях работы кабинета денситометрии при оценке ПМПКТ, позволяющий минимизировать величину ОВ (precision) при решении вопросов диагностики,

Эффективная доза при проведении двухфотонной рентгеновской абсорбциометрии на мультidetекторном костном денситометре SOPHOS XRA [32]

Область исследования	Экспозиция, с	Эффективная доза, мЗв		
		Дети, лет		Взрослые
		5-10	11-15	
Плечевой сустав	190	0,00010	0,00015	0,00020
Диафиз плечевой кости в средней трети	300	0,00016	0,00024	0,00032
Локтевой сустав	190	0,00010	0,00010	0,00005
Лучезапястный сустав	190	0,00020	0,00010	0,00005
Поясничный отдел позвоночника	300	0,00221	0,00237	0,00320
Шейка бедренной кости	190	0,00120	0,00150	0,00160
Диафиз бедренной кости	300	0,00190	0,00237	0,00253
Коленный сустав	190	0,00015	0,00010	0,00005
Диафизы костей голени	300	0,00032	0,00016	0,00008
Голеностопный сустав с захватом пяточной кости	190	0,00020	0,00010	0,00005
Все области (с двух сторон)	4680	0,0096	0,0103	0,0111

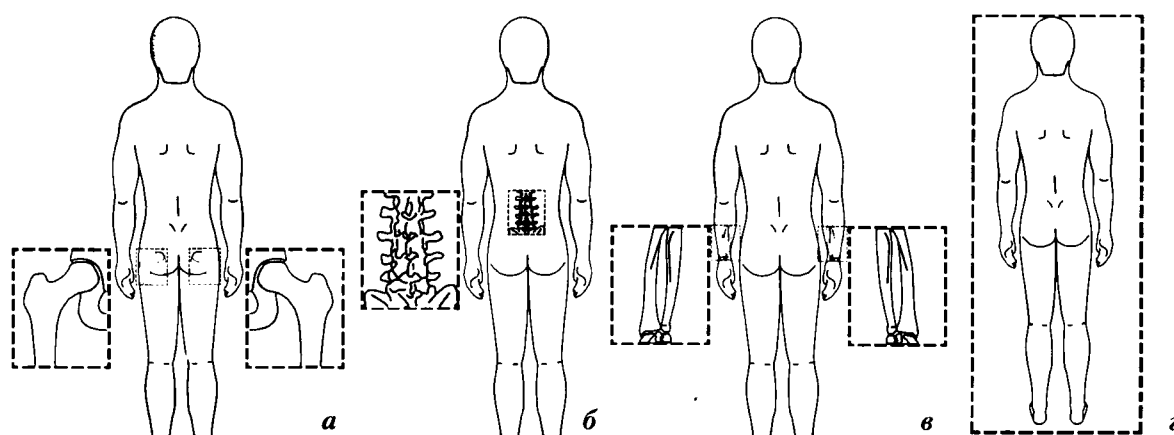


Рис. 3. Локализация областей сканирования на входе пучка рентгеновского излучения в тело пациента при измерении ПМПКТ [17]: а – проксимальные отделы двух бедренных костей; б – поясничный отдел позвоночника; в – дистальные отделы предплечья; г – все тело.

прогноза и динамического контроля эффективности лечения у конкретного пациента до клинически допустимых величин.

Литература

1. Аврунин А.С., Тихилов Р.М., Шубняков И.И. Медицинские и около-медицинские причины высокого внимания общества к проблеме потери костной массы. Анализ динамики и структуры публикаций по остеопорозу // *Гений ортопедии*. – 2009. – № 3. – С. 59–66.
2. Оганов В. С. Рецензия на статью С. С. Радионовой, А. К. Морозова, Н. Б. Варецкой-Чивиликиной и соавт. «Оценка диагностической значимости остеоденситометра ДРЛ CALSKAN» // *Остеопороз и остеопатия*. – 2005. – № 3. – С. 29–33.
3. The 2002 Canadian bone densitometry recommendations: take-home messages / A.A. Khan, J.P. Broxton,

Таблица 2
Эффективные дозы облучения пациентов при четырех диагностических исследованиях на аппарате Prodigy [17]

Метод	Пациент	K_e , мкЗв/(мР·м ²)	Эффективная доза, мкЗв
AP Spine – измерение ПМПКТ позвоночника	Гиперстеник	7,0	3,2
	Нормостеник		1,6
	Гипостеник		0,4
Dual Femur – измерение ПМПКТ проксимальных отделов двух бедренных костей	Гиперстеник	11,3	5,2
	Нормостеник		2,6
	Гипостеник		0,7
Total Body – измерение ПМПКТ всего тела	Нормостеник	30	^{1)0,1+2)0,2=0,3}
	Гипостеник	30	^{1)0,1+2)0,2=0,3}
Forearm – измерение ПМПКТ предплечья	Нормостеник	–	^{2)0,1}

¹⁾ Вклад в эффективную дозу прямого излучения.

²⁾ Вклад в эффективную дозу рассеянного излучения.

D.L. Kendler et al. // *Can. Med. Assoc. J.* – 2002. – Vol. 167, № 10. – P. 1141–1145.

4. Морозов А.К., Радионова С.С. Возможности и ошибки неинвазивной

количественной оценки массы костной ткани для диагностики остеопороза // *Остеопороз и остеопатия*. – 2005. – № 1. – С. 41–45.

5. Проксимальный отдел бедра. Минимально необходимое количество исследований ПМПКТ методом ДЭРА для нивелирования случайной ошибки аппаратно-программного комплекса / А.С. Аврунин, Р.М. Тихилов, И.И. Шубняков и др. // Вести рентгенол. радиол. – 2010. – № 1/2. – С. 51–57.
6. Ошибка воспроизводимости двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии при оценке проекционной минеральной плотности костной ткани в перипротезной зоне полированного клиновидного бедренного компонента цементной фиксации / А.С. Аврунин, Р.М. Тихилов, И.И. Шубняков и др. // Гений ортопедии. – 2010. – № 1. – С. 96–102.
7. Ошибка воспроизводимости аппаратно-программного комплекса Lunar Prodigy (version Encore) (Prodigy) при исследовании фантомов и костных структур / А.С. Аврунин, Р.М. Тихилов, И.И. Шубняков и др. // Гений ортопедии. – 2010. – № 4. – С. 104–110.
8. Ошибка воспроизводимости метода двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии при исследовании перипротезной зоны вокруг бедренного компонента клиновидной формы типа «SPOTORNO» (экспериментальное исследование) / А.С. Аврунин, Р.М. Тихилов, И.И. Шубняков и др. // Травматол. ортопед. Рос. – 2009. – № 2. – С. 89–95.
9. Kaleta M., Wronski S. The most common errors in the densitometric diagnosis of osteoporosis // J. Ortop. Traumatol. Rehabil. – 2001. – Vol. 3, № 3. – P. 338–344.
10. Goh J.C.H., Low S.L., Bose K. Effect of femoral rotation on bone mineral density measurements with dual energy X-ray absorptiometry // Calcif. Tissue Int. – 1995. – Vol. 57. – P. 340–343.
11. The precision and influence of rotation for measurements of bone mineral density of the distal femur following total knee arthroplasty. A methodological study using DEXA / M. Therbo, M.M. Petersen, H.M. Schroder et al. // Acta Orthop. Scand. – 2003. – Vol. 74, № 6. – P. 677–682.
12. Thomsen T.K., Jensen V.J., Henriksen M.G. In vivo measurement of human body composition by dual-energy X-ray absorptiometry (DXA) // Eur. J. Surg. – 1998. – Vol. 164. – P. 133–137.
13. Насонов Е. А., Скрипникова И. А., Насонова В. А. Проблема остеопороза в ревматологии. – М.: СТИН, 1997. – 429 с.
14. Bonnicksen S.L., Lewis L.A. Bone densitometry for technologists. – Totowa, NJ: Humana Press Inc., 2006. – 416 p.
15. Johnston C. S., Melton, III L.J. Костная денситометрия // Остеопороз. Этиология, диагностика, лечение. – СПб., 2000. – С. 297–320.
16. Об определении минеральной плотности костной ткани в перипротезной зоне / А.С. Аврунин, Р.М. Тихилов, И.И. Шубняков и др. // Ортопед. травматол. протезир. – 2009. – № 3. – С. 121–126.
17. Дозы облучения пациента при использовании рентгеновского денситометра PRODIGY для индивидуального мониторинга плотности костной ткани / А.С. Аврунин, В.Ю. Голиков, С.С. Сарычева и др. // Мед. радиол. радиац. безопасность. – 2009. – № 4, Т. 54. – С. 32–37.
18. Oldroyd B., Smith A.H., Truscott J.G. Cross-calibration of GE/Lunar pencil and fan-beam dual energy densitometers: bone mineral density and body composition studies // Eur. J. Clin. Nutrition. – 2003. – Vol. 57. – P. 977–987.
19. Метод двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии. Влияние ротации бедренной кости на величину проекционной минеральной плотности костной ткани в зонах интереса проксимального отдела / А.С. Аврунин, Р.М. Тихилов, И.И. Шубняков и др. // Мед. визуализация. – 2009. – № 4. – С. 120–127.
20. Данильченко С.Н. Структура и свойства апатитов кальция с точки зрения биоминералогии и биоматериаловедения (обзор) // Вісник СумДУ. Серія Фізика, математика, механіка. – 2007. – № 2. – С. 33–59.
21. Денисов-Никольский Ю. И., Жилкин Б. А., Докторов А. А., Матвейчук И. В. Ультроструктурная организация минерального компонента пластинчатой костной ткани у людей зрелого и старческого возраста // Морфология. – 2002. – № 5. – С. 79–83.
22. Иерархия спиральной организации структур скелета. Взаимосвязь структуры и функции / А.С. Аврунин, Р.М. Тихилов, И.И. Шубняков и др. // Морфология. – 2010. – № 6. – С. 69–75.
23. Свергун Д.И., Фейгин Л.А. Рентгеновское и нейтронное малоугловое рассеяние. – М.: Наука, 1986. – 279 с.
24. Atmospheric impregnation of porous silicon at room temperature / L.T. Canham, M.R. Houlton, W.Y. Leong et al. // Appl. Phys. – 1991. – Vol. 70. – P. 422–424.
25. Применение рентгеновских дифракционных методов для исследования микронных пористых слоев кремния / А.А. Ломов, В.А. Бушуев, А.А. Карцев и др. // Кристаллография. – 2009. – Т. 31, № 8. – С. 957–960.
26. Рентгенодифракционные исследования многослойной пористой структуры InP(001) / А.А. Ломов, В.И. Пунегов, А.Л. Васильев и др. // Кристаллография. – 2010. – Т. 55, № 2. – С. 212–220.
27. Исследование пористого кремния и его старения методами полного внешнего отражения рентгеновских лучей и инфракрасной спектроскопии / Л.А. Балагуров, В.Ф. Павлов, Е.А. Петрова и др. // Физ. и тех. полупровод. – 1997. – Т. 31, № 8. – С. 957–960.
28. Минимально необходимое количество исследований ПМПКТ методом ДЭРА при индивидуальной диагностике остеопороза и мониторинге состояния скелета по дистальному отделу предплечья (предварительные рекомендации) / А.С. Аврунин, Р.М. Тихилов, И.И. Шубняков и др. // Ортопед. травматол. протезир. – 2009. – № 1. – С. 49–56.
29. Aki S., Gulbaba R.G., Eskiuyurt N. Effect of alendronate on bone density and bone markers in postmenopausal osteoporosis // J. Back Musculoskelet Rehabil. – 2003/2004. – Vol. 17, № 1. – P. 27–31.
30. Blake G.M., Fogelman I. The role of bone density measurements in the evaluation of new treatments for osteoporosis // Cur. Pharm. Design. – 2002. – № 8. – P. 1885–1905.
31. Нормы радиационной безопасности НРБ-99. СП 2.6.1.758-99. Минздрав России. – М., 1999. – 78 с.
32. Аврунин А.С., Корнилов Н.В. Метод двойной фотонной рентгеновской абсорбциометрии при динамическом контроле состояния костной ткани в процессе лечения остеопороза // Гений ортопедии. – 2002. – № 2. – С. 123–128.

Поступила 27.12.2012