

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, Д.Г. Плиев,
В.В. Попов, М.П. Ганева, И.Д. Товпич

ФГУ "Российский ордена Трудового Красного Знамени научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена Росздрава", Санкт-Петербург

DEXA method. The Influence of Femoral Bone Rotation on BMD Indices in the Areas of Interest in its Proximal Part

A.S. Avrunin, R.M. Tikhilov, I.I. Shoubniakov, D.G. Pliev,
V.V. Popov, M.P. Ganeva, I.D. Tovpich

Цель работы: на модели *in vitro* определить величину изменений проекционной минеральной плотности костной ткани (ПМПКТ) в зонах интереса проксимального отдела бедра в зависимости от степени ротации кости и от ошибки собственной работы программно-аппаратного комплекса. На модели *in vitro* проведены исследования ПМПКТ проксимального отдела четырех трупных бедренных костей человека в нейтральной позиции, где ось шейки параллельна поверхности стола прибора (0°), и после пошаговой ротации кости по 5° кнаружи или кнутри. Установлено, что ошибка воспроизводимости величины

ПМПКТ при ротации на $\pm 5^\circ$ может достигать 10,5%. Основная ошибка воспроизводимости по зонам интереса зависит от индивидуальных особенностей костной структуры и колеблется от 0,8 до 5,5%, причем она минимальна в проксимальном отделе бедра в целом и максимальна в области верха шейки.

Ключевые слова: эндопротезирование тазобедренного сустава, проекционная минеральная плотность костной ткани, ошибка воспроизводимости двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии.

* * *

Для корреспонденции: Аврунин Александр Самуэлевич – 195427 Санкт-Петербург, ул. Акад. Байкова, д. 8, РосНИИТО им. Р.Р. Вредена. Тел.: (812) 670 95 21, факс (812) 670-79-01. E-mail: info@rniito.org

Аврунин Александр Самуэлевич – доктор мед. наук, старший научный сотрудник отделения диагностики заболеваний и поврежденной опорно-двигательной системы ФГУ "Российский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена Росздрава"; Тихилов Рашид Муртузалиевич – доктор мед. наук, профессор, директор ФГУ "Российский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена Росздрава"; Шубняков Игорь Иванович – канд. мед. наук, ученый секретарь ФГУ "Российский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена Росздрава"; Плиев Давид Гивиевич – научный сотрудник отделения патологии тазобедренного сустава ФГУ "Российский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена Росздрава"; Ганева Марина Петровна – врач-рентгенолог ФГУ "Российский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена Росздрава"; Попов Владимир Владимирович – врач ФГУ "Российский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена Росздрава"; Товпич Игорь Дионизиевич – канд. мед. наук, заведующий рентгеновским отделением ФГУ "Российский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена Росздрава".



Using *in vitro* model the authors ascertained the extent of BMD changes in the areas of interest of the proximal femoral end depending on the degree of femur rotation and the error pertinent to DEXA equipment. BMD was measured in the proximal end of four cadaver human femurs in their neutral position (in which the neck axis was parallel to the surface of the equipment platform), and after staged (5°) external and internal rotation of the bone. It was found out that the error of BMD measurement reproducibility with rotation on $\pm 5^\circ$ might amount to 10,5%. As to the areas of interest, the reproducibility error depended upon individual peculiarities of bone structure and varied from 0,8% to 5,5%, being minimal in the proximal femoral end on the whole and maximal – in the superior part of the femoral neck.

Key words: total hip arthroplasty, BMD, DEXA reproducibility error.

* * *

Введение

Даже незначительное нарушение укладки при оценке проекционной минеральной плотности костной ткани (ПМПКТ) проксимального отдела бедренной кости методом двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии (ДЭРА) может вызвать ротацию бедренной кости кнутри или кнаружи. Следствием этой ротации являются сдвиги анатомо-рентгенологических ориентиров в проекции плоскости костной тени и соответственно изменение границ зон интереса. Для стандартизации укладки фирмы-изготовители денситометров разработали специальные приспособления, фиксирующие нижнюю конечность в определенном положении. Однако даже при скрупулезном выполнении требуемых условий они не обеспечивают в должной степени выполнение необходимой воспроизводимости пространственного положения проксимального отдела бедренной кости. На это указывают J.C.H. Goh и соавт. [1], исследовавшие на моделях *in vitro* и *in vivo* влияние ротации бедренной кости и нарушения укладки. Поэтому они разработали более жесткий фиксатор конечности, улучшающий воспроизводимость пространственного положения конечности и соответственно снижающий ошибку воспроизводимости оценки ПМПКТ почти в два раза. Однако существует и собственная погрешность работы программно-аппаратного комплекса. В связи с этим возникает вопрос, какая часть этой ошибки зависит от ротации бедренной кости, вызванной нарушением укладки, а какая часть определяется этой погрешностью.

Цель работы: на модели *in vitro* определить величину изменений ПМПКТ в зонах интереса проксимального отдела бедра в зависимости от степени ротации кости и от ошибки собственной работы программно-аппаратного комплекса.

Материал и методы

Модель *in vitro*. Четыре трупные правые бедренные кости, обработанные перед исследованием путем остеокларификации (сложный многоэтапный процесс очищения кости от мягких тканей), были закреплены в специально разработанной конструкции (рис. 1). Последняя представляет собой раму (см. рис. 1, а, 1), на которой фиксировано кольцо аппарата Илизарова диаметром 140 мм (см. рис. 1, а, 3) с пластиковым угломером для определения угла ротации бедренной кости и контроля ее положения. В центре кольца расположен подшипник (см. рис. 1, б, 7) с закрепленным на нем осевым стержнем (см. рис. 1, а, 2) для фиксации к нему комплекса (см. рис. 1, а, 5) с бедренной костью. Продольная ось стержня совпадает с осью вращения кости, идущей через середину межмышечного расстояния и центр головки бедра. На базе конструкции имеется упор, предотвращающий изменение пространственного расположения кости в процессе работы.

Денситометрию проводили на цифровом денситометре PRODIGY (GE Medical Systems LUNAR). Мягкие ткани замещали кюветой, наполненной водой. Перед началом работы прибора его калибровали согласно инструкции. Денситометрию осуществляли с интервалом 2-5 мин. Зоны интереса представлены на рис. 2.

Алгоритм эксперимента. Первоначально оценивали ПМПКТ в зонах интереса 10-кратно в пространственно нейтральной позиции, т.е. в условиях, когда ось шейки параллельна поверхности стола денситометра (0°). Затем производили последовательную ротацию кости с шагом 5° кнаружи или кнутри и после каждой пошаговой ротации 3-кратно оценивали ПМПКТ.

В эксперименте с ротацией кость 3 не была использована, так как программно-аппаратный комплекс не выделял зоны интереса в автоматическом режиме. Причиной этого, по нашему мнению, явился выраженный остеопороз, что подтверждено контрольной рентгенограммией. Поэтому кость 3 исследована только 10-кратно в нейтральной позиции.

Результаты и их обсуждение

Влияние степени ротации бедренной кости на величину ПМПКТ. Установлено, что степень ротации не коррелирует с величиной изменения исследуемого показателя (табл. 1). Так, например, при ротации кости 1 кнаружи на 5° отклонение ПМПКТ в области верхней части шейки от значений этого показателя при 0° составляет 12,4%, а при ротации на 25° – только –3,9%. В то же время для кости 2 получены значения –0,6 и 5,6% соответст-

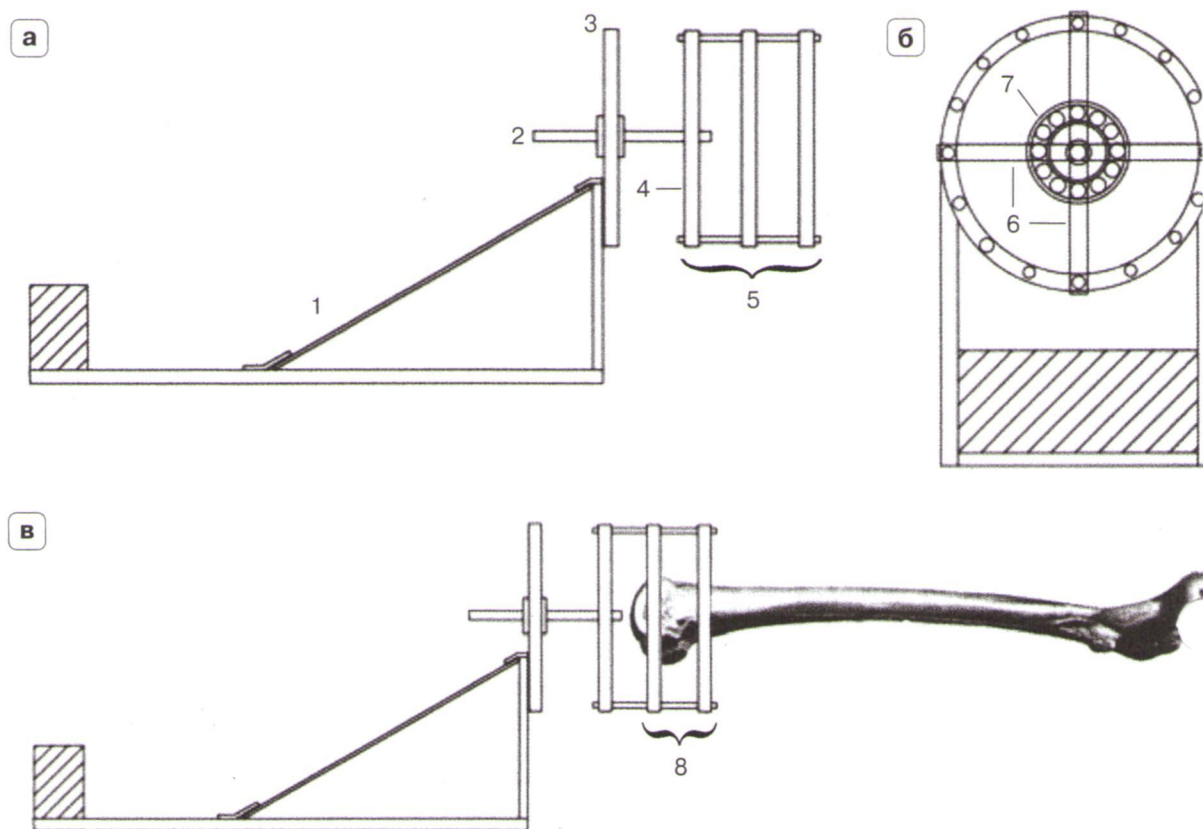


Рис. 1. Конструкция для фиксации бедренной кости. а – вид сбоку, б – вид спереди, в – вид с фиксированной костью. 1 – база аппарата; 2 – фиксированный в подшипнике стержень с резьбой; 3 – кольцо аппарата Илизарова фиксированное к базе аппарата с угломером; 4 – кольцо, к которому крепится крестовина 6; 5 – комплекс, обеспечивающий фиксацию бедренной кости и установку ее под необходимым углом к плоскости стола; 6 – крестовина, изготовленная из балок аппарата Илизарова; 7 – подшипник; 8 – кольца для фиксации бедренной кости спицами Кшнера.

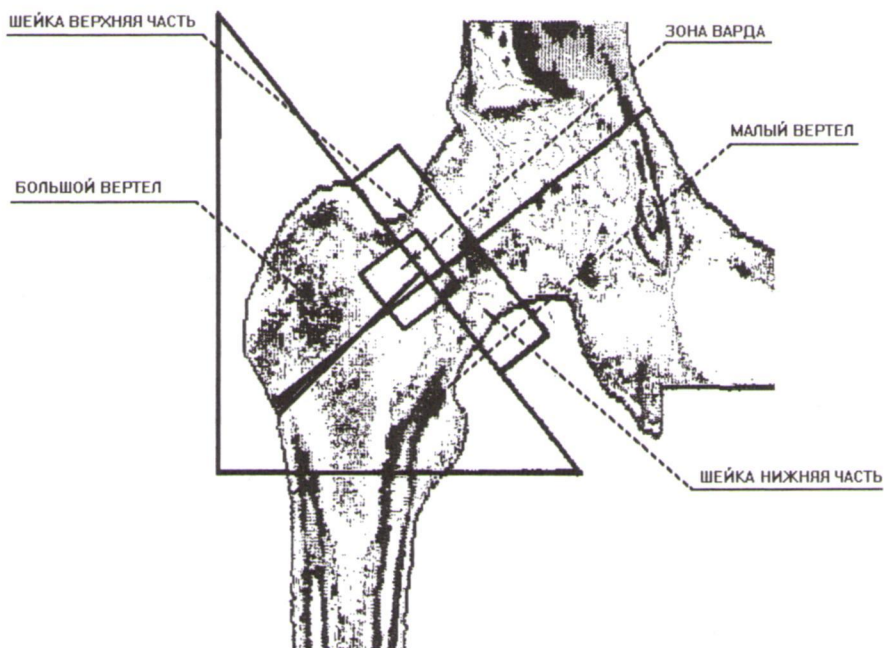


Рис. 2. Зоны интереса.



Таблица 1. Величина отклонения ПМПКТ (в %) в зависимости от степени ротации бедренной кости

Зона интереса	Ротация наружная					Ротация внутренняя				
	25°	20°	15°	10°	5°	5°	10°	15°	20°	25°
Кость 1										
Шейка	-3,5	-3,6	-3,2	-5,2	-5,1	1,2	4,1	7,6	12,4	17,5
Верх шейки	-3,9	-4,1	-4,6	-13,9	-12,4	1,2	4,7	9,5	15,4	23,7
Низ шейки	-3,0	-13,2	-12,2	0,9	0,1	1,2	3,7	6,4	10,3	13,2
Зона Варда	6,0	-1,5	-3,2	-0,3	0,4	3,3	12,3	22,3	27,5	37,4
Большой вертел	1,7	0,4	0,7	2,6	2,4	0,5	1,1	2,2	2,2	2,6
Малый вертел	-5,9	-6,0	-5,1	-1,8	-0,2	2,9	5,0	7,2	9,8	12,3
Все зоны в целом	-1,2	-2,6	-2,5	0,1	0,8	1,6	3,7	6,2	8,6	11,7
Кость 2										
Шейка	5,6	2,1	1,4	0,8	-0,1	1,3	6,0	13,3	25,1	-
Верх шейки	5,6	1,9	0,0	0,8	-0,6	1,6	6,8	17,5	32,2	-
Низ шейки	5,8	2,4	2,5	0,9	0,3	1,2	5,4	0,1	19,6	-
Зона Варда	14,6	6,0	2,7	2,0	0,8	2,9	6,5	18,7	35,4	-
Большой вертел	1,9	0,8	0,9	1,8	0,4	0,4	-1,8	-1,3	-3,2	-
Малый вертел	-5,0	-4,2	-3,3	-2,0	-1,4	1,4	2,2	5,9	7,9	-
Все зоны в целом	0,0	-0,7	-0,6	0,2	-0,5	0,8	0,7	3,9	5,8	-
Кость 4										
Шейка	1,0	0,2	-2,3	-4,7	-3,5	6,4	11,0	17,0	-19,0	-
Верх шейки	7,4	4,4	0,2	-6,6	-5,2	10,4	19,4	38,2	52,4	-
Низ шейки	-3,1	-2,6	-3,7	-3,6	-2,6	3,8	5,7	4,0	-2,9	-
Зона Варда	7,1	-2,0	-7,4	-11,1	-7,6	11,8	20,4	43,7	58,6	-
Большой вертел	6,5	4,9	4,1	3,0	1,7	-0,9	-2,9	-2,8	-2,6	-
Малый вертел	-12,4	-12,3	-10,2	-4,1	-2,2	2,5	4,7	8,2	11,6	-
Все зоны в целом	-1,3	-2,5	-2,8	-1,6	-1,3	1,9	3,5	6,1	7,4	-

Примечание. За 100% принята минеральная плотность при наклоне шейки, равном 0° относительно поверхности стола прибора.

венно. Аналогичная картина наблюдается и при исследовании других зон интереса. Возможными причинами этого являются индивидуальные анатомо-рентгенологические особенности структуры проксимальной зоны бедренной кости. Именно они определяют характер сдвигов в проекции плоскости ее тени при ротации. В результате происходит изменение границ зон интереса на фоне изменения проекционной толщины этих зон, возникающей при ротации.

При дальнейшем анализе мы исходим из того, что в клинических условиях использование фиксатора и анатомические особенности суставов нижней конечности в большинстве случаев ограничивают нарушение укладки и соответственно ротации бедренной кости в пределах от 5° внутренней ротации до 5° наружной, что в сумме дает 10°. Поэтому ниже будут рассмотрены именно эти условия формирования ошибки воспроизводимости ПМПКТ в каждой зоне интереса. Это позволит определить репрезентативность результатов ее исследования у конкретного пациента. Для реше-

ния поставленной задачи проведено ранжирование средней величины ошибки воспроизводимости от минимальной к максимальной в зависимости от зоны интереса (табл. 2). Установлено, что минимальное значение сдвига (1,8%) наблюдается при исследовании большого вертела и всех зон в целом, затем следуют нижняя часть шейки, малый вертел, вся шейка, зона Варда (внутренняя камера) и верхняя часть шейки. Здесь выявлены максимальные отклонения – 10,5%.

Теперь рассмотрим клиническую значимость подобных сдвигов. В литературе [2] при оценке ошибки воспроизводимости ДЭРА наиболее часто используют коэффициент вариации CV, который определяется по формуле:

$$CV = \frac{\sigma}{M_{cp}} \cdot 100\%$$

и по сути является инженерно-технической характеристикой воспроизводимости результатов и клинически малозначим. Это связано с тем, что даже при незначительной величине CV абсолют-



Таблица 2. Исходная ПМПКТ (в г/см²) при 0° и суммарная разница (%) при ротации бедренной кости от 5° кн до 5° кнутри

Зона интереса	Кость 1	Кость 2	Кость 3	M _{ср} разницы ПМПКТ
Шейка	1,045 (6,3)	0,838 (1,4)	0,896 (9,9)	5,9 (σ = 4,3)
Верх шейки	0,857 (13,6)	0,736 (2,2)	0,694 (15,6)	10,5 (σ = 7,2)
Низ шейки	1,229 (1,1)	0,937 (0,9)	1,092 (6,4)	2,8 (σ = 3,1)
Зона Варда	0,778 (2,9)	0,697 (2,1)	0,762 (19,4)	8,1 (σ = 9,8)
Большой вертел	0,864 (1,9)	0,860 (0,8)	0,779 (2,8)	1,8 (σ = 1,0)
Малый вертел	1,176 (3,1)	1,199 (2,8)	1,363 (4,7)	3,5 (σ = 1,0)
Все зоны в целом	1,029 (0,8)	1,000 (1,3)	1,012 (3,2)	1,8 (σ = 1,3)

Примечание. В скобках дана разница (в %) между ПМПКТ при ротации.

Таблица 3. Исследование роли нарушения укладки [1]

Доброво- вольцы	Обычный метод фиксации				Дополнительная фиксация			
	ПМПКТ*, г/см ²	σ*	CV*, %	ошибка воспроизводи- мости**, %	ПМПКТ*, г/см ²	σ*	CV, %	ошиб воспрои- димость
1	0,889	0,012	1,38	5,4	0,875	0,009	1,02	4,1
2	0,969	0,025	2,58	10,3	0,967	0,013	1,38	5,4
3	0,783	0,018	2,33	9,2	0,799	0,009	1,18	4,5
4	0,772	0,009	1,25	4,7	0,800	0,005	0,60	2,5
5	0,933	0,015	1,60	6,4	0,947	0,006	0,67	2,5

* Показатели, представленные в работе.

** Рассчитанные нами показатели, полученные на основании данных J.C.H. Goh и соавт. [1].

ные значения отклонений могут быть сопоставимы с медикаментозным антиостеопоротическим эффектом в зонах интереса, что делает проблематичным возможность индивидуального мониторинга.

В качестве примера проанализируем данные J.C.H. Goh и соавт. [1], которые 5-кратно обследовали 5 добровольцев, используя обычный фиксатор для правильной укладки нижней конечности и собственную конструкцию. Данные этих авторов приведены в табл. 3, в которую внесены также результаты произведенного нами перерасчета. При проведении последнего мы исходили из того, что размах колебаний ПМПКТ шейки бедренной кости при повторных исследованиях одного и того же добровольца соответствует доверительному интервалу $\pm 2\sigma$, и, следовательно, максимальный размах при $p < 0,05$ равен 4σ . Как видно из табл. 3, казалось бы незначительный CV на самом деле отражает существенные отклонения ПМПКТ.

Так, CV при использовании обычного фиксатора колеблется у добровольцев от 1,25 до 2,58%, а при использовании предлагаемого авторами фиксатора снижается до 1,38% (см. табл. 3). В то же время при перерасчете ошибка воспроизводимости колеблется в пределах 4,7–10,3% и 2,5–5,4% соответственно. Анализ литературы последнего десятилетия позволил нам выявить некоторые

результаты мониторинга ПМПКТ в тех же зонах интереса на фоне антиостеопоротической терапии (табл. 4). Фактически, как видно из этой таблицы клинический эффект лечения проявляется в нем приростом величины показателя от 1 до 5. Следовательно, лечебный эффект может оказаться существенно меньше ошибки воспроизводимости при нарушении укладки.

Роль ошибки воспроизводимости граммно-аппаратного комплекса. Приведем выше анализ результатов исследований J.C.H. Goh и соавт. [1] позволяет акцентировать внимание еще на одной проблеме, которую они рассматривают. Авторы исходят из того, что при использовании предлагаемого ими фиксатора нижней конечности сохраняются незначительные нарушения укладки, чем и вызваны отклонения показателя при повторных исследованиях. На основании этого они рекомендуют проводить повторные исследования с той же укладкой и результаты давать как усредненную величину. Однако, по моему мнению, истинной причиной появления ошибки является собственная погрешность граммно-аппаратного комплекса.

Для подтверждения этой гипотезы мы проанализировали данные, полученные при 10-кратном исследовании *in vitro* проксимальных зон бедренных костей в нейтральной позиции (табл. 5)

**Таблица 4.** Результаты мониторинга ПМПКТ [3, 13]

Патология и длительность лечения	Метод лечения	Зона исследования и динамика ПМПКТ
Постменопаузальный остеопороз через 2 года лечения [3]	Алендронат 20 мг	Шейка бедренной кости: $+2,04 \pm 0,75\%$; большой вертел: $+7,21 \pm 1,77\%$; зона Варда: $+4,91 \pm 1,27\%$
	Кальцитонин 100 МЕ	Шейка бедренной кости: $+1,83 \pm 0,67\%$; большой вертел: $-0,67 \pm 1,13\%$; зона Варда: $-2,90 \pm 0,93\%$
Хроническая гиперкальциурия через год лечения [4]	Гидрохлоротиазид	Шейка бедренной кости: $+3\%$.
Постменопаузальный остеопороз через год лечения [5]	Алендронат 10 мг	Шейка бедренной кости: $+2,92 \pm 0,23\%$; большой вертел: $+3,80 \pm 0,34\%$
Болезнь Крона через год лечения [6]	Кальций, витамин D, памидронат, кортикостероиды	Проксимальный отдел бедренной кости в целом: $+1,7 \pm 2,7\%$
Гормон роста, дефицитные состояния, вторичный остеопороз через 3 года лечения [7]	Гормон роста, алендронат	Шейка бедренной кости: $+3,5\%$
Женщины в менопаузе [8]	Ралоксифена гидрохлорид	Проксимальный отдел бедренной кости в целом: $+2,1\%$, не меняет частоту переломов бедра
Постменопаузальный остеопороз через год лечения [9]	Алендронат и кальций	Шейка бедренной кости: стабилизация
Глюкокортикоид-индуцированный вторичный остеопороз через $16,8 \pm 7,0$ мес лечения [10]	Памидронат	Шейка бедренной кости: $+2,1\%$; большой вертел: $+3,1\%$
Женщины в менопаузе без остеопороза через год лечения [11]	Этидронат	Зона Варда: $+1,2 \pm 1,6\%$; большой вертел: $+0,9 \pm 0,7\%$
Остеопороз через год лечения [12]	Этидронат	Шейка бедренной кости: $+2,4\%$ ($\sigma = 3,9\%$); проксимальный отдел бедренной кости в целом: $+1,5\%$ ($\sigma = 3,7\%$)
Женщины в менопаузе с остеопорозом и без через 12–36 мес лечения [13]	Ралоксифен	Шейка бедренной кости: от $+0,9$ до $+2,3\%$; проксимальный отдел бедренной кости в целом: от $+1,0$ до $+1,6\%$

ше предположение подтвердилось, так как случайная ошибка воспроизводимости программно-аппаратного комплекса по исследованным костям и зонам интереса составляет от 0,8 до 5,5%. Эти величины вполне сопоставимы с данными, полученными J.C.H. Goh и соавт. [1] при использовании устройства для фиксации конечности (см. табл. 3).

В пользу существования такой ошибки свидетельствуют также результаты 30-кратного исследования фантома позвонков, полученные J.C.H. Goh и соавт. [1]. Согласно представленным данным, M_{cp} ПМПКТ равняется $0,850 \text{ г/см}^2$, $\sigma = 0,0041 \text{ г/см}^2$ и $CV = 0,48\%$. Однако при перерасчете на абсолютную ошибку воспроизводимости собственно аппаратно-программного комплекса она составила уже 1,9%. А исходя из того, что тестируется не биологическая структура, а искусственная, ясно, что в реальных условиях ошибка может быть больше.

Изложенное выше позволяет утверждать, что и при хорошем позиционировании объекта исследования необходимо учитывать ошибку воспроизводимости собственно прибора, и это дальнейшая проблема, которая требует детального исследования для формирования алгоритма обследования, нивелирующего эту ошибку до клинически незначимых величин. Дело в том, что если при рентгенографии нарушение укладки можно контролировать по результату исследования, то ДЭРА не предоставляет таких возможностей. Поэтому необходима разработка алгоритма практического использования ДЭРА, которая обеспечивала бы минимизацию как ошибки укладки, так и ошибки воспроизводимости аппаратно-программного комплекса.

Выводы

1. При рассмотрении ошибки воспроизводимости результатов исследования ПМПКТ методом



Таблица 5. Воспроизводимость аппаратно-программного комплекса ДЭРА при исследовании зон интереса п мальной части бедренной кости (в % к M_{cp} ПМПКТ)

Исследуемый объект	M_{cp} ПМПКТ, г/см ²	4σ , %	$M_{max} - M_{min}$, %
Шейка бедренной кости			
Кость 1	0,975	3,1	2,2
Кость 2	0,814	4,7	3,9
Кость 3	0,623	3,8	3,4
Кость 4	0,842	3,7	3,1
Верх шейки бедренной кости			
Кость 1	0,804	6,5	4,6
Кость 2	0,743	5,2	4,7
Кость 3	0,566	7,0	5,5
Кость 4	0,674	4,7	4,3
Зона Варда			
Кость 1	0,791	3,5	2,7
Кость 2	0,736	3,0	2,3
Кость 3	0,493	6,2	4,5
Кость 4	0,758	2,7	2,0
Большой вертел			
Кость 1	0,833	1,5	1,2
Кость 2	0,803	1,9	1,2
Кость 3	0,349	4,0	2,6
Кость 4	0,788	2,3	1,4
Малый вертел			
Кость 1	1,125	2,6	2,4
Кость 2	1,079	2,1	1,5
Кость 3	0,599	1,9	1,5
Кость 4	1,201	1,7	1,7
Проксимальный отдел бедренной кости в целом			
Кость 1	0,988	1,8	1,5
Кость 2	0,925	1,0	0,8
Кость 3	0,538	2,7	2,0
Кость 4	0,973	1,4	1,3

ДЭРА необходимо дифференцировать причины ее возникновения.

2. Размах ошибки воспроизводимости при ротации бедренной кости в пределах $\pm 5^\circ$ колеблется по зонам интереса от 1,8 до 10,5%.

3. Размах ошибки воспроизводимости собственно программно-аппаратного комплекса по зонам интереса зависит от индивидуальных особенностей костной структуры и колеблется от 0,8 до 5,5%, причем она минимальна в проксимальном отделе бедра в целом, а максимальна в области верха шейки.

Список литературы

- 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; 57: 340–343.
- Blake G.M., Fogelman I. The role of bone densitometry in the evaluation of new treatments for osteoporosis. *Curr. Pharmaceutical Design.* 2000; 1885–1905.
- Adami S., Passeri M., Ortolani S. Effects of oral risedronate and intranasal salmon calcitonin on bone and biochemical markers of bone turnover in menopausal women with osteoporosis. *Bone* 1995; 383–390.
- Adams J.S., Son C.F., Kantorovich V. Rapid reaccumulation of bone mass in hypercalcaemic, osteoporotic men with hydrochlorothiazide. *Ann. Int. Med.* 1999; 658–660.
- Aki S., Gulbaba R.G., Eskiyurt N. Effect of alendronate on bone density and bone markers in postmenopausal women with osteoporosis. *J. Back a. Musculoskeletal Rehab.* 2000; 17(1): 27–31.
- Bartram S.A., Peaston R.T., Rawlings D.J. A random controlled trial of calcium with vitamin D, alone or in



Таблица 5. Воспроизводимость аппаратно-программного комплекса ДЭРА при исследовании зон интереса п малой части бедренной кости (в % к M_{cp} ПМПКТ)

Исследуемый объект	M_{cp} ПМПКТ, г/см ²	4σ , %	$M_{max}-M_{min}$, %
Шейка бедренной кости			
Кость 1	0,975	3,1	2,2
Кость 2	0,814	4,7	3,9
Кость 3	0,623	3,8	3,4
Кость 4	0,842	3,7	3,1
Верх шейки бедренной кости			
Кость 1	0,804	6,5	4,6
Кость 2	0,743	5,2	4,7
Кость 3	0,566	7,0	5,5
Кость 4	0,674	4,7	4,3
Зона Варда			
Кость 1	0,791	3,5	2,7
Кость 2	0,736	3,0	2,3
Кость 3	0,493	6,2	4,5
Кость 4	0,758	2,7	2,0
Большой вертел			
Кость 1	0,833	1,5	1,2
Кость 2	0,803	1,9	1,2
Кость 3	0,349	4,0	2,6
Кость 4	0,788	2,3	1,4
Малый вертел			
Кость 1	1,125	2,6	2,4
Кость 2	1,079	2,1	1,5
Кость 3	0,599	1,9	1,5
Кость 4	1,201	1,7	1,7
Проксимальный отдел бедренной кости в целом			
Кость 1	0,988	1,8	1,5
Кость 2	0,925	1,0	0,8
Кость 3	0,538	2,7	2,0
Кость 4	0,973	1,4	1,3

ДЭРА необходимо дифференцировать причины ее возникновения.

2. Размах ошибки воспроизводимости при ротации бедренной кости в пределах $\pm 5^\circ$ колеблется по зонам интереса от 1,8 до 10,5%.

3. Размах ошибки воспроизводимости собственно программно-аппаратного комплекса по зонам интереса зависит от индивидуальных особенностей костной структуры и колеблется от 0,8 до 5,5%, причем она минимальна в проксимальном отделе бедра в целом, а максимальна в области верха шейки.

Список литературы

- 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; 57: 340-343.
- Blake G.M., Fogelman I. The role of bone density measurements in the evaluation of new treatments for osteoporosis. *Curr. Pharmaceutical Design.* 2000; 6(18): 1885-1905.
- Adami S., Passeri M., Ortolani S. Effects of oral risedronate and intranasal salmon calcitonin on bone mineral density and biochemical markers of bone turnover in menopausal women with osteoporosis. *Bone* 1995; 18(3): 383-390.
- Adams J.S., Son C.F., Kantorovich V. Rapid loss of bone mass in hypercalcaemic, osteoporotic men with hydrochlorothiazide. *Ann. Int. Med.* 1999; 130(6): 658-660.
- Aki S., Gulbaba R.G., Eskiurt N. Effect of alendronate on bone density and bone markers in postmenopausal women with osteoporosis. *J. Back a. Musculoskeletal Rehab.* 2000; 17(1): 27-31.
- Bartram S.A., Peaston R.T., Rawlings D.J. A random controlled trial of calcium with vitamin D, alone or in



- nation with intravenous pamidronate, for the treatment of low bone mineral density associated with Crohn's disease. *Aliment. Pharmacol. Ther.* 2003; 18: 1121–1127.
7. Biermasz N.R., Hamdy N.A.T., Pereira A.M. Long-term skeletal effects of recombinant human growth hormone (rhGH) alone and rhGH combined with alendronate in GH-deficient adults: a seven-year follow-up study. *Clin. Endocrinol.* 2004; 60: 568–575.
 8. Boonen S., Haentjens P., Vandepuut L., Vanderschueren D. Preventing osteoporotic fractures with antiresorptive therapy: implications of microarchitectural changes. *J. Intern. Med.* 2004; 255(1): 1–12.
 9. Chailurkit L., Aunphongpuwanart S., Ongphiphadhanakul B. Efficacy of intermittent low dose alendronate in thai postmenopausal osteoporosis. *Endocr. Res.* 2004; 30(1): 29–36.
 10. Chan S.S.Y., Nery L.M., Mcelduff A. Intravenous pamidronate in the treatment and prevention of osteoporosis. *Intern. Med. J.* 2004; 34: 162–166.
 11. Chilibeck P.D., Davison K.S., Whiting S.J. The effect of strength training combined with bisphosphonate (etidronate) therapy on bone mineral, lean tissue, and fat mass in postmenopausal women. *Can. J. Physiol. Pharmacol.* 2002; 80: 941–950.
 12. Cook G. J. R., Blake G. M., Fogelman I. The time of day that Etidronate is ingested does not influence its therapeutic effect in osteoporosis. *Scand. J. Rheumatol.* 2000; 29(1): 62–64.
 13. Clemett D., Spencer C.M. Raloxifene. A review of its use in postmenopausal osteoporosis. *Drug* 2000; 60(2): 379–411.