

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

ФГУ «Российский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена Росмедтехнологий»,
директор – д. м. н. проф. Р.М. Тихилов
Санкт-Петербург

На модели *in vitro* определили ошибку воспроизводимости метода двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии в перипротезной зоне вокруг бедренного компонента клиновидной формы «Spotorno» без цемента, и на основании полученных данных был предложен алгоритм исследования, обеспечивающий минимизацию величины ошибки до клинически незначимых значений.

Основными факторами, влияющими на ошибку воспроизводимости метода, являются нарушение укладки пациента и ошибка воспроизводимости аппаратно-программного комплекса. При ротации бедренной кости в пределах $\pm 5^\circ$ наибольшие отклонения проекционной минеральной плотности костной ткани составляют 5,1–8,8%. Максимальная ошибка воспроизводимости работы аппаратно-программного комплекса двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии наблюдается в зоне Груена 7 и достигает 6,5%. Для ее нивелирования до клинически незначимых цифр методом компьютерного моделирования предложен алгоритм, позволяющий контролировать величину ошибки воспроизводимости аппаратно-программного комплекса.

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

Aim of study – to estimate a reproducibility error (RE) of DERA measurements of periprosthetic bone around a non-cemented «Spotorno» stem on an *in vitro* model, and basing on these data to suggest an examination algorithm allowing its minimization to clinically negligible values. The main factors influencing method RE are: patients' incorrect positioning and RE of the apparatus-programming unit. In cases of femoral bone rotation within the limits of $\pm 5^\circ$ the greatest PBMD deviations amount to 5.1–8.8%. The maximal reproducibility error of the apparatus-programming DERA unit is found in Gruen area 7, amounting to 6.5%. With the help of computer modeling an algorithm has been found, which allows to minimize the apparatus-programming unit RE to clinically negligible values.

Key words: projectional bone mineral density, DERA method error, hip arthroplasty.

Одной из причин, ограничивающих использование метода двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии (ДЭРА) в широкой клинической практике при оценке проекционной минеральной плотности костной ткани (ПМПКТ) является ошибка воспроизводимости (ОВ) метода. Как подчеркивают G.M. Blake и I. Fogelman [7], в отличие от применения ДЭРА в клинических испытаниях, где проводится среднегрупповой анализ ПМПКТ, роль индивидуального мониторинга клинически менее значима. Это вызвано сопоставимостью величины сдвигов при динамическом контроле с величиной ОВ метода. Так, P. Gallinaro с соавторами [10] показали, что в течение первого года ПМПКТ в зоне Груена 1 уменьшилась в среднем на 15,1%, а в зоне 7, – только на 3,4%. Учитывая тот факт, что авторы использовали среднегрупп-

овой анализ, индивидуальные отклонения, наблюдаемые в зоне Груена 7 примерно у половины пациентов, должны быть еще меньше.

При этом многие исследователи оценивают ОВ по величине коэффициента вариации CV [7]:

$$CV = \frac{\sigma}{M_{cp}} \times 100,$$

который, являясь инженерно-технической характеристикой точности прибора, клинически малозначим. Ведь и при незначительных величинах CV абсолютные значения ОВ могут быть сопоставимы с истинной величиной отклонений ПМПКТ в зоне интереса (ЗИ), что делает проблематичным индивидуальный мониторинг.

В настоящее время можно считать доказанным, что ОВ формируется тремя составляющими:

- собственной ошибкой работы аппаратно-программного комплекса [12];
- нарушением укладки [9, 11];
- краткосрочными (околонедельными) колебаниями ПМПКТ, отражающими обменные процессы в костной ткани [1, 3, 5, 6].

В настоящей работе на модели *in vitro* оценена роль первых двух составляющих – нарушения укладки с ротацией бедренной кости вокруг продольной оси и ОВ аппаратно-программного комплекса. Объектом исследования служил проксимальный отдел бедренной кости с имплантированным бедренным компонентом типа «Spotorno» с бесцементной фиксацией. Последний представляет собой прямую двухплоскостную клиновидную ножку с наличием дополнительных ребер в проксимальной части. В этих условиях даже незначительное изменение угла ротации сказывается не только на площади рентгеновской тени, но и на ее форме.

Цель исследования – определить на модели *in vitro* ОВ метода ДЭРА в перипротезной зоне вокруг бедренного компонента типа «Spotorno» без цемента и на основании полученных данных

предложить алгоритм исследования, обеспечивающий минимизацию величины ошибки до клинически незначимых значений.

Материал и методы

In vitro исследование. Три правые бедренные кости человека, обработанные путем остеокларификации¹ с последующей имплантацией в них бедренного компонента эндопротеза типа «Spotorno» с бесцементной фиксацией перед исследованием были закреплены в специально разработанной конструкции (рис. 1). Она представляет собой раму (1), на которой зафиксировано кольцо аппарата Илизарова диаметром 140 мм (3) с пластиковым угломером для определения угла ротации бедренной кости и контроля ее положения. В центре кольца расположен подшипник (7), на котором закреплен осевой стержень (2) для фиксации к ней комплекса (5) с бедренной костью. Продольная ось стержня совпадает с осью вращения кости, проходящей через середину межмышцелкового расстояния и центр головки эндопротеза. На базе аппарата имеется упор, предотвращающий изменение пространственного расположения кости в процессе работы.

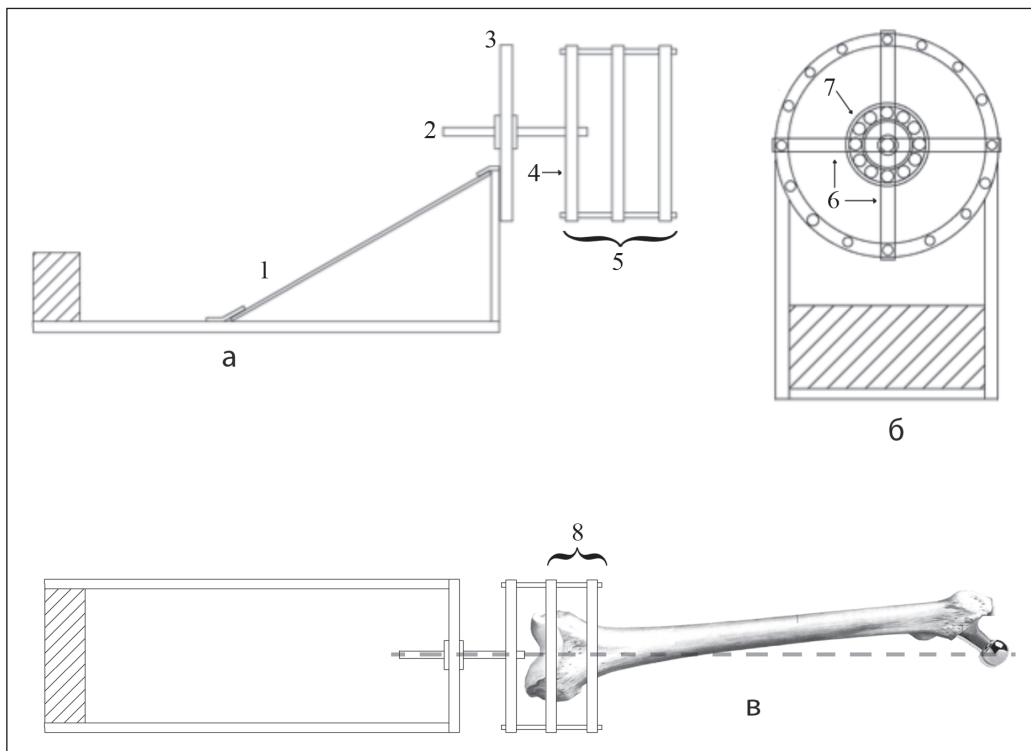


Рис. 1. Конструкция для фиксации бедренной кости: а – вид сбоку; б – вид спереди; в – вид с фиксированной костью (1 – база аппарата; 2 – фиксированный в подшипнике стержень с резьбой; 3 – кольцо аппарата Илизарова, фиксированное к базе аппарата с угломером; 4 – кольцо, к которому крепится крестовина (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 Киршнера

¹Сложный многоэтапный процесс очищения кости от мягких тканей.

Алгоритм эксперимента. Перед началом эксперимента денситометр калибровали согласно прилагаемой к нему инструкции. При проведении исследования кость располагали таким образом, чтобы фронтальная плоскость, проходящая через мыщелки, была параллельна плоскости стола цифрового денситометра PRODIGY (GE Medical Systems LUNAR). Мягкие ткани замещали кюветой, наполненной водой. Денситометрию проксимального отдела бедренных костей проводили с интервалом 2–5 мин. ЗИ, соответствовавшие зонам Груена, представлены на рисунке 2.

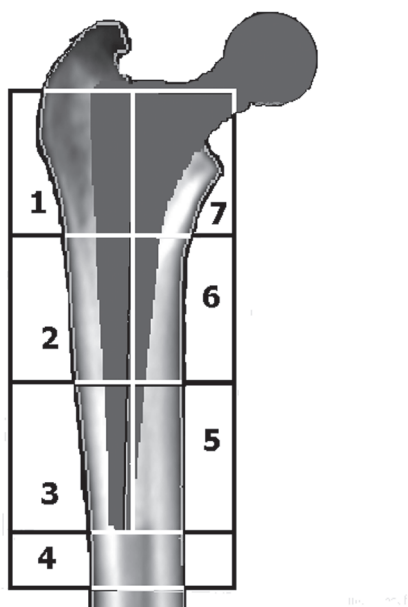


Рис. 2. Зоны Груена

Вначале оценивали ПМПКТ в ЗИ 10-кратно в пространственно нейтральной позиции, то есть в условиях, когда ось шейки бедра параллельна поверхности стола прибора (0°). Затем производили последовательную ротацию кости с шагом 5° кнаружи или кнутри, после каждой пошаговой ротации трехкратно измеряли ПМПКТ и результат усредняли.

Статистическое компьютерное математическое моделирование вероятности отклонения результатов исследования от их истинных значений. Из результатов последовательных исследований ЗИ каждой кости формировали цифровые

ряды. Из каждого ряда производили 10000 выборок двух случайно взятых значений. После этого для каждой выборки определяли M_{cp} и сравнивали с генеральной M_{gp} , рассчитанной по всему ряду из 10 исследований данной ЗИ. Затем находили для каждой ЗИ долю выборок, в которых M_{cp} не выходило за пределы генеральной $M_{gp} \pm 1\%^2$. Аналогично моделировали выборку 3-х, 4-х и так далее – до 10 результатов исследования.

Статистическая проверка гипотезы об однородности двух выборок проводилась по трем критериям: t (равенство средних значений), F (равенство дисперсий), U -критерий Вилкоксона – Манна – Уитни (U -ВМУ) (различия средних тенденций для независимых выборок) [2].

Результаты и обсуждение

Влияние анатомо-рентгенологических особенностей костей в целом и каждой зоны Груена на величину ОВ оценивали отдельно. Первоначально результаты исследования каждой кости объединяли в одну группу без учета ЗИ, а потом для оценки роли последних, наоборот, все результаты объединяли по зонам без учета исследованной кости.

Влияние укладки сначала определяли в пределах ротации от 50° до -30° . Затем, учитывая, тот факт, что в клинических условиях в большинстве случаев нарушение укладки приводит к незначительной ротации (в пределах $\pm 5^\circ$), проанализировали сдвиги, возникающие в этом диапазоне (табл. 1). ОВ аппаратно-программного комплекса оценивали при отсутствии ротации.

Влияние анатомических особенностей костей. Установлено, что при ротации от 50° до -30° величина ОВ значимо ($P < 0,05$) зависела от исследуемой кости (табл. 2). Например, в кости 1 максимальная величина ОВ достигала 74,5%, а в кости 3 – 33,0%.

При ротации в пределах $\pm 5^\circ$ различия между костями были статистически незначимы ($P > 0,05$), тем не менее, с клинической точки зрения, максимальные отклонения ПМПКТ³ оказались существенными, составляя 5,1–8,8%.

При сравнении ОВ аппаратно-программного комплекса при отсутствии ротации значимых различий ($P > 0,05$) между костями не выявлено, тем не менее, максимальная ее величина достигала 2,6% в кости 2.

²При определении допустимых границ ошибки мы исходим из того, что минимальная величина диагностически значимого сдвига ПМПКТ составляет 3%. Соответственно, если при первичном обследовании результат измерения будет на 1% выше истинного, а при повторном (через год) – на 1% ниже, то ОВ программно-аппаратного комплекса изменит ПМПКТ только на 2%. Таким образом, эта ошибка не сможет полностью нивелировать истинное изменение ПМПКТ, если оно достигает 3%

³Клинически более целесообразно рассматривать различия по максимальной разнице, так как при индивидуальном мониторинге целесообразно исходить именно из максимально возможной ошибки

Таблица 1

Влияние ротации на ПМПКТ в зонах Груена

Угол ротации	Зоны Груена						
	1	2	3	4	5	6	7
1	2	3	4	5	6	7	8
Кость 1							
-30	0,8	1,4	5,2	6,0	2,8	-12,6	-22,5
-25	1,8	3,3	4,7	4,8	3,3	-11,0	-20,5
-20	1,4	4,8	6,0	4,4	3,3	-10,2	-10,8
-15	0,8	5,9	4,8	3,1	3,0	-8,7	-16,1
-10	0,6	6,2	3,9	1,5	0,8	-6,3	-11,2
-5	1,2	5,0	2,4	1,4	0,6	-2,3	-6,5
5	0,9	-2,8	-0,8	-0,5	-0,5	3,0	8,7
10	1,3	-6,2	-1,8	0,1	-1,7	6,2	18,4
15	2,2	-8,3	-4,6	0,7	-3,4	8,1	27,2
20	3,5	-8,9	-3,8	0,0	-5,4	9,0	40,4
25	5,3	-11,5	-4,0	1,0	-7,0	7,4	56,2
30	5,2	-11,2	-3,0	0,9	-9,1	4,7	70,5
35	5,6	-14,1	-1,9	0,0	-10,1	1,2	74,5
40	8,9	-12,8	-1,0	-0,4	-12,6	-2,8	61,7
45	0,7	-12,9	-0,1	-0,4	-14,8	-5,2	38,1
50	11,2	-13,1	1,1	-0,3	-12,2	-8,4	26,6
Кость 2							
-30	4,1	9,8	-2,3	4,3	19,1	27,0	-35,0
-25	5,5	0,4	-1,7	2,1	14,7	22,7	-25,5
-20	5,7	9,6	0,1	1,5	8,6	17,5	-24,7
-15	3,8	9,1	-0,3	-0,1	5,7	13,5	-19,7
-10	1,9	4,6	0,6	-0,1	3,8	09,0	-13,7
-5	0,4	1,7	0,6	-0,9	0,9	02,9	-6,7
5	-2,2	-3,1	1,5	-0,5	-2,5	-3,8	8,8
10	-3,8	-5,0	0,6	0,0	-3,0	-6,3	16,7
15	-4,9	-7,8	-0,9	0,6	-3,0	-8,1	12,0
20	-4,6	-7,9	-0,2	0,7	-3,0	-7,8	7,0
25	-7,9	-10,6	-1,2	2,3	-2,1	-9,4	-2,4
30	-8,4	-11,1	0,0	4,6	-0,2	-8,2	-6,5
35	-10,9	-12,1	-1,1	5,9	3,5	-6,0	-1,3
40	-8,6	-12,9	-1,8	6,6	6,6	-4,2	-1,4
45	-11,4	-13,0	-3,7	7,7	10,5	-1,4	-6,5
50	-10,2	-12,4	-5,5	10,8	14,1	3,7	-8,1
1	2	3	4	5	6	7	8
Кость 3							
-30	2,3	16,4	7,6	7,9	7,6	-11,0	-30,2
-25	1,8	13,5	7,1	6,9	8,6	-6,4	-26,5
-20	1,1	12,2	6,3	6,3	8,4	-1,3	-22,4
-15	1,6	8,9	4,4	4,5	6,1	0,4	-16,6
-10	0,1	6,1	2,1	2,9	4,7	1,9	-11,3
-5	-0,2	2,6	0,3	0,6	3,2	1,6	-5,1
5	0,6	-2,7	-0,4	-2,2	-3,6	-4,1	3,2

Продолжение таблицы 1

10	1,1	-3,5	-4,2	-3,3	-4,8	-8,4	5,5
15	0,9	-6,0	-5,2	-4,2	-6,1	-13,0	-0,3
20	0,6	-8,3	-6,8	-6,3	-8,1	-15,8	-10,8
25	0,0	-11,3	-8,2	-7,4	-9,0	-19,5	-21,8
30	0,3	-11,5	-10,1	-9,6	-9,6	-21,0	-21,9

Примечание: за 100% приняты значения в каждой зоне в нейтральной позиции.

Таблица 2

Результаты статистического анализа отклонений ПМПКТ от истинных значений (%)

Объект исследования	Статистический показатель					
	M _{ср}	СКО	M _{макс}	T-критерий	U-ВМУ	F-критерий
Кости						
Пределы ротации от -30° до 50°						
Кость 1	8,6	13,4	74,5	P>0,05	P ₃ *<0,05	P _{2,3} <0,05
Кость 2	6,7	6,4	35,0	P ₃ <0,05	P ₃ <0,05	P _{1,3} <0,05
Кость 3	8,8	7,7	33,0	P ₂ <0,05	P _{1,2} <0,05	P _{1,2} <0,05
Пределы ротации ±5°						
Кость 1	2,6	2,5	8,7	P>0,05	P>0,05	P>0,05
Кость 2	2,6	2,5	8,8	P>0,05	P>0,05	P>0,05
Кость 3	2,2	1,6	5,1	P>0,05	P>0,05	P>0,05
Ротации нет						
Кость 1	0,7	0,6	2,1	P>0,05	P>0,05	P>0,05
Кость 2	0,7	0,6	2,6	P>0,05	P>0,05	P>0,05
Кость 3	0,6	0,5	1,9	P>0,05	P>0,05	P>0,05
Зоны Груена						
Пределы ротации от -30° до 50°						
Зона 1	3,3	3,4	11,4	P _{2,5,6,7} *<0,05	P _{3,5,6,7} <0,05	P _{2,5,6,7} <0,05
Зона 2	8,4	4,0	16,4	P _{1,3,4,5,7} <0,05	P _{6,7} <0,05	P _{1,3,4,5,7} <0,05
Зона 3	4,1	4,4	18,5	P _{2,5,6,7} <0,05	P _{1,6,7} <0,05	P _{2,5,6,7} <0,05
Зона 4	3,8	3,8	12,7	P _{2,5,6,7} <0,05	P _{6,7} <0,05	P _{2,5,6,7} <0,05
Зона 5	6,4	4,3	19,1	P _{1,2,3,4,6,7} <0,05	P _{1,6,7} <0,05	P _{1,2,3,4,6,7} <0,05
Зона 6	8,9	6,3	27,0	P _{1,3,4,5,6} <0,05	P _{1,2,3,4,5,7} <0,05	P _{1,3,4,5,7} <0,05
Зона 7	21,1	17,4	74,5	P _{1,2,3,4,5,6} <0,05	P _{1,2,3,4,5,6} <0,05	P _{1,2,3,4,5,6} <0,05
Пределы ротации ±5°						
Зона 1	0,9	0,7	2,2	P _{2,6,7} <0,05	P _{2,6,7} <0,05	P ₇ <0,05
Зона 2	3,0	1,1	5,0	P _{3,4,7} <0,05	P _{1,3,4,7} <0,05	P>0,05
Зона 3	1,0	0,8	2,4	P _{6,7} <0,05	P _{2,6,7} <0,05	P ₇ <0,05
Зона 4	1,0	0,7	2,2	P _{6,7} <0,05	P _{2,6,7} <0,05	P ₇ <0,05
Зона 5	1,9	1,4	3,6	P ₇ <0,05	P ₇ <0,05	P>0,05
Зона 6	3,0	0,9	4,1	P _{1,3,4,7} <0,05	P _{1,3,4,7} <0,05	P ₇ <0,05
Зона 7	6,5	2,1	8,8	P _{1,2,3,4,5,6} <0,05	P _{1,2,3,4,5,6} <0,05	P _{1,3,4,6} <0,05
Ротации нет						
Зона 1	0,5	0,4	1,6	P _{2,3,6,7} <0,05	P _{6,7} <0,05	P _{2,3} <0,05
Зона 2	0,8	0,7	2,6	P _{1,4} <0,05	P ₄ <0,05	P _{1,4,5} <0,05
Зона 3	0,8	0,6	2,1	P _{1,4} <0,05	P ₄ <0,05	P _{1,4,5} <0,05
Зона 4	0,5	0,4	1,4	P _{2,3,5,6,7} <0,05	P _{2,3,5,6,7} <0,05	P _{2,3,7} <0,05
Зона 5	0,7	0,4	1,8	P ₄ <0,05	P ₄ <0,05	P _{2,3,7} <0,05
Зона 6	0,8	0,6	1,9	P _{1,4} <0,05	P _{1,4} <0,05	P>0,05
Зона 7	0,8	0,6	1,9	P _{1,4} <0,05	P _{1,4} <0,05	P _{4,5} <0,05

Примечание: * нижний индекс обозначает номер кости, по сравнению с которой отличия ПМПКТ статистически значимы;
 ** нижний индекс обозначает зону Груена, по сравнению с которой отличия ПМПКТ статистически значимы.

Влияние зон Груена. При ротации бедренной кости от 50° до -30° различия между зонами Груена были статистически значимы ($P < 0,05$). В зоне Груена 7 максимальная величина отклонений ПМПКТ равнялась 74,5%, а в зоне 1 – 11,4%.

При ротации в пределах $\pm 5^\circ$ различия между зонами Груена оставались значимыми ($P < 0,05$). Наименьшая величина отклонения ПМПКТ отмечена в зонах Груена 1 и 4 и (2,2%), а наибольшая – в зоне Груена 7 (8,8%).

При отсутствии ротации различия ОВ аппаратно-программного комплекса между зонами Груена также были статистически значимыми ($P < 0,05$). Максимальная величина отклонений ПМПКТ (2,6%) наблюдалась в зоне 2.

Необходимо подчеркнуть, что, если роль нарушения укладки можно минимизировать, контролируя выполнение инструкций медперсоналом, то ОВ аппаратно-программного комплекса носит случайный характер и требуется использование специального алгоритма, нивелирующего ее до клинически незначимых величин.

Теоретическое обоснование клинически допустимой ОВ. Как было отмечено выше, согласно данным Р. Gallinaro с соавторами [10], в зоне Груена 7 через год среднее изменение ПМПКТ составило 3,4%, значит у половины пациентов эти величины были меньше данной средней. Исходя из этого, в разделе «Материал и методы» обоснованы пределы ОВ метода как $\pm 1,0\%$ от истинного значения ПМПКТ.

Выполнить это условие можно только путем повторных исследований без изменения укладки с представлением результатов в виде их средних значений. Однако возникает вопрос о минимально необходимом количестве таких повторных исследований, для ответа на который был использован метод компьютерного моделирования.

Компьютерное моделирование. Установлено, что необходимое количество исследований для снижения ОВ аппаратно-программного комплекса до клинически незначимых величин фактически зависит как собственно от кости, так и от зоны Груена. Например, при оценке ПМПКТ кости 1 в зонах 1, 4 и 7 достаточно двух исследований, в зонах 2, 5 и 6 – трех, а в зоне 3 – четы-

рех. В тоже время в зоне 2 при исследовании кости 2 недостаточно даже четырех исследований. Аналогичная картина получена и для других костей (табл. 3).

В связи с вышеизложенным в каждом конкретном случае при решении вопроса о минимально необходимом количестве повторных исследований может быть использован следующий подход. Первоначально проводятся два последовательных исследования без изменения укладки, и по их результатам для каждой зоны Груена рассчитывается M_{cp1} ПМПКТ. Если оба результата находятся в пределах $M_{cp1} \pm 1\%$, на этом можно остановиться. В противном случае выполняется еще одно исследование. После этого по результатам всех трех исследований в каждой зоне Груена рассчитывается M_{cp2} и сравнивается с M_{cp1} . Если разница между ними меньше 1%, количество измерений считается достаточным, если больше, то необходимо еще одно повторное исследование и так далее до тех пор, пока разница между M_{cp} предыдущего исследования и M_{cp} последнего не станет 1%.

В практических условиях этот подход можно использовать при наличии соответствующих возможностей, включенных как элемент программного обеспечения денситометра. В противном случае проведение расчетов крайне затруднит работу медперсонала и существенно увеличит длительность исследования, поэтому нами был проведен дополнительный анализ результатов.

Как видно из таблицы 3, имеется 21 вариант исследований семи зон Груена в трех костях. При этом, в 33% этих вариантов достаточно выполнение двух последовательных исследований, в 62% – трех, в 86% – четырех и в 90% – пяти. Следовательно, проведение 5 повторных исследований без изменения укладки⁴ априори позволяет нивелировать ошибку до клинически незначимых величин. При этом средняя величина ПМПКТ в каждой ЗИ будет находиться в пределах $\pm 1\%$ от ее истинных значений. Последний вариант оптимизации алгоритма исследования, на наш взгляд, наиболее адаптирован к использованию на практике.

⁴ Медицинское облучение не нормируется за исключением случаев профилактических медицинских исследований и исследований практически здоровых лиц с научно-исследовательской целью. В последнем случае годовая эффективная доза не должна превышать 1 мЗв [6], в то время как диапазон значений эффективных доз для современных костных денситометров составляет от 1 до 10 мкЗв [8], а согласно нашим данным, лучевая нагрузка при использовании ДЭРА 0,01 мЗв и меньше [1]. Это соответствует среднему уровню облучения населения России от природного фона в течение одного дня.

Таблица 3

Доля из 10000 выборок (%), Мср которых не выходит за пределы генеральной $M_{ср} \pm 1,0\%$

Зоны Груена	Кость	Число исследований в выборке								
		2	3	4	5	6	7	8	9	10
1	1	93,0	95,2	98,4	98,0	99,6	99,7	99,8	99,9	99,5
	2	90,9	94,0	96,9	98,0	97,7	98,4	99,2	99,2	99,4
	3	91,4	97,4	98,7	99,5	99,8	99,9	99,9	100,0	99,7
2	1	87,2	91,1	95,3	97,3	98,0	98,8	99,2	99,6	98,9
	2	51,1	68,3	78,1	83,6	87,8	90,4	94,1	94,1	95,2
	3	91,0	97,9	98,1	99,1	99,5	99,7	99,9	99,9	99,2
3	1	60,0	77,7	87,3	95,3	95,6	97,3	98,2	98,9	99,1
	2	95,9	93,1	97,7	98,5	99,2	99,6	99,8	99,8	99,5
	3	95,3	97,8	98,8	99,6	99,9	100,0	100,0	100,0	99,4
4	1	97,4	99,5	99,9	98,2	100,0	100,0	100,0	100,0	98,5
	2	97,7	99,6	99,9	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	99,9
	3	91,2	97,8	99,0	99,3	99,7	99,9	99,9	100,0	99,0
5	1	89,0	98,2	99,2	99,2	100,0	99,9	100,0	99,2	99,2
	2	93,4	99,2	99,6	99,8	100,0	100,0	100,0	100,0	98,8
	3	97,7	99,6	99,9	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	98,9
6	1	84,6	92,3	96,1	97,4	98,9	99,5	99,8	99,8	99,3
	2	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	100,0	99,3
	3	84,0	91,2	95,2	97,0	97,9	98,9	99,3	99,6	99,2
7	1	90,8	95,0	97,2	98,8	99,2	99,2	99,2	99,1	99,2
	2	70,6	79,0	85,9	90,6	93,8	95,6	96,9	97,8	97,9
	3	95,4	97,8	99,5	98,2	99,9	100,0	100,0	100,0	99,3

Литература

1. Аврунин, А.С. Метод двойной фотонной рентгеновской абсорбциометрии при динамическом контроле состояния костной ткани в процессе лечения остеопороза / А.С. Аврунин, Н.В. Корнилов // Гений ортопедии. — 2002. — № 2. — С. 123–128.
2. Гублер, Е.В. Вычислительные методы анализа и распознавания патологических процессов / Е.В. Гублер. — Л.: Медицина, 1978. — 294 с.
3. Неинвазивный клинический метод оценки остеокитарного ремоделирования. Новые возможности двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии / А.С. Аврунин, Р.М. Тихилов, И.И. Шубняков, В.Г. Емельянов // Ортопедия, травматология. — 2008. — № 2. — С. 67–74.
4. Нормы радиационной безопасности НРБ-99. СП 2.6.1.758-99. Минздрав России. — М., 1999.
5. Оценивает ли двухэнергетическая рентгеновская абсорбциометрия параметры физиологического обмена минерального матрикса? / А.С. Аврунин, Р.М. Тихилов, И.И. Шубняков, В.Г. Емельянов // Гений ортопедии. — 2008. — № 1. — С. 41–49.
6. Позволяет ли метод двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии выявить быстрые колебания проекционной минеральной плотности костной ткани в поясничном отделе позвоночника? / А.С. Аврунин, Р.М. Тихилов, И.И. Шубняков, В.Г. Емельянов // Вест. травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. — 2008. — № 3. — С. 47–52.
7. Blake, G.M. The role of bone density measurements in the evaluation of new treatments for osteoporosis / G.M. Blake, I. Fogelman // Current Pharmaceutical Design. — 2002. — Vol. 8. — P. 1885–1905.
8. Chan, K.M. Exercise interventions: Defusing the world's osteoporosis time bomb / K.M. Chan, M. Anderson, M.C. Edith Lau // Bulletin WHO. — 2003. — Vol. 81, N 11. — P. 827–830.
9. Cohen, B. Accuracy of DEXA measurement of bone mineral density after total hip arthroplasty / B. Cohen, N. Rushton // J. Bone Joint Surg. — 1995. — Vol. 77-B. — P. 479–483.
10. Gallinaro, P. Eight- to ten-year results of a variable geometry stem / P. Gallinaro, P.A. Gallinaro, F. Leonardi // Orthopedics. — 2007. — Vol. 30. — P. 954–958.
11. Goh, J.C.H. Effect of femoral rotation on bone mineral density measurements with dual energy X-ray absorptiometry / J.C.H. Goh, S.L. Low, K. Bose // Calcif. Tissue. Int. — 1995. — Vol. 57. — P. 340–343.
12. Johnston, C.C. Костная денситометрия / С.С. Johnston, L.J. Melton III // Остеопороз. Этиология, диагностика, лечение. — СПб., 2000. — С. 297–320.

Контактная информация: Аврунин Александр Самуэлевич — д.м.н. ст. науч. сотр. отделения диагностики заболеваний и повреждений опорно-двигательной системы
e-mail: info@miito.org

REPRODUCIBILITY ERROR OF DERA METHOD IN PBMD MEASUREMENTS AROUND A NON-CEMENTED «SPOTORNO» STEM (EXPERIMENTAL RESEARCH)

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