

**Индивидуальный хронобиологический контроль ошибки воспроизводимости метода двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии при оценке минеральной плотности в перипротезной зоне у пациентов с тотальной заменой тазобедренного сустава**

**А.С. Аврунин<sup>1</sup>, А.А. Павлычев<sup>2</sup>, М.П. Карагодина<sup>1</sup>**

<sup>1</sup>Федеральное государственное бюджетное учреждение «Российский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена» Министерства здравоохранения Российской Федерации, г. Санкт-Петербург

<sup>2</sup>Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Санкт-Петербургский государственный университет», г. Санкт-Петербург

**Individual chronobiological control of the reproducibility error by using the DEXA method for evaluation of mineral density in the periprosthetic zone of patients after total hip arthroplasty**

**A.S. Avrunin<sup>1</sup>, A.A. Pavlychev<sup>2</sup>, M.P. Karagodina<sup>1</sup>**

IFSBI Russian Vreden Scientific Research Institute of Traumatology and Orthopaedics of the RF Ministry of Health, St. Petersburg  
2 FSBEI St. Petersburg State University, St. Petersburg

**Цель.** Используя хронобиологическую методологию определить на основе индивидуального анализа характер изменения ошибки воспроизводимости (ОВ) метода двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии (ДЭРА) при определении проекционной минеральной плотности костной ткани в зонах Груена в раннем послеоперационном периоде у пациентов с тотальной заменой тазобедренного сустава.

**Материалы и методы.** Обследовано 8 мужчин и 2 женщины. **Результаты.** Установлено, что величина ОВ меняется в колебательном режиме. Высказана гипотеза, что причиной является тремор, и на этой основе предложена теоретическая физическая модель, которая рассматривает механизмы ослабления рентгеновского излучения при прохождении через костную ткань. Согласно модели, тремор изменяет длину пути рентгеновского луча в костной ткани. В модели учитывается тот факт, что костная архитектура характеризуется участками с высокой и низкой атомной плотностью. Это особенно резко проявляется в участках трабекулярной кости. Теоретическое моделирование позволило предложить физические механизмы влияния тремора на прохождение рентгеновского излучения через костные структуры и показать зависимость результатов исследования от пространственных колебаний костных структур, вызванных тремором. **Заключение.** Эти данные необходимо учитывать при исследовании проекционной минеральной плотности костной ткани в перипротезной зоне после эндопротезирования тазобедренного сустава.

**Ключевые слова:** тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава, двухэнергетическая рентгеновская абсорбциометрия, зоны Груена, ошибка воспроизводимости

**Purpose** Using chronobiological methodology and on the basis of individual analysis, to determine the character of changes in the reproducibility error (RE) of double-energy X-ray absorptiometry (DEXA) by assessment of the projection bone mineral density in the Gruen zones in patients after total hip arthroplasty in the early postoperative period. **Materials and methods** Eight men and two women were examined. **Results** RE value was changed in oscillation manner. It was hypothesized that it is caused by tremor. On this basis, a theoretical physical model was proposed which considers the mechanisms of X-ray radiation attenuation by passing through bone tissue. According to the model, the tremor changes the length of X-ray path in the bone tissue. The fact that bone structure is characterized by parts with high and low atom density was taken into account in the model. It is especially strongly manifested in the areas of the trabecular bone. Theoretical modeling allowed us to suggest the physical mechanisms of tremor effect on X-ray radiation passing through bone structures as well as to demonstrate the dependence of the study results on tremor-related spatial vibrations of bone structures. **Conclusions** These findings should be taken into account when investigating the projection mineral density of bone tissue in the periprosthetic zone after hip arthroplasty.

**Keywords:** total hip arthroplasty, double-energy X-ray absorptiometry, Gruen zones, reproducibility error

В клинической ортопедии рентгеновские технологии представляют собой основополагающие методы диагностики и контроля эффективности лечения. Одной из них является двухэнергетическая рентгеновская абсорбциометрия (ДЭРА), позволяющая осуществлять объективный количественный контроль проекционной минеральной плотности костной ткани (ПМПКТ) в зоне интереса, в частности, в перипротезной зоне бедренной кости у пациентов, перенесших тотальную замену тазобедренного сустава [1, 2]. В каждом конкретном случае репрезентативность результатов исследования зависит от ошибки воспроизводимости (ОВ) метода, и поэтому знание причин ее возникновения позволит не только

адекватно оценивать полученные результаты, но и снизить риск необоснованного назначения тех или иных лечебных мероприятий. Согласно ранее проведенным исследованиям, причинами ОВ являются [3, 4, 5, 6, 7, 8]:

- собственная ошибка программно-аппаратного комплекса [3, 5, 8, 9];
- особенности структуры объекта исследования [5, 10];
- нарушения укладки [4, 5, 11];
- околонедельные физиологические колебания минеральной плотности, вызванные обменными процессами [12, 13, 14, 15].

Однако до настоящего времени не была определена роль индивидуального влияния пациента на вели-

■ Аврунин А.С., Павлычев А.А., Карагодина М.П. Индивидуальный хронобиологический контроль ошибки воспроизводимости метода двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии при оценке минеральной плотности в перипротезной зоне у пациентов с тотальной заменой тазобедренного сустава // Гений ортопедии. 2017. Т. 23. № 1. С. 52-58. DOI 10.18019/1028-4427-2017-23-1-52-58.

чину ОВ. Необходимость ее определения назрела в связи с тем, что в условиях практической работы кабинета денситометрии при строгом выполнении правил укладки у ряда пациентов при повторных исследованиях без изменения положения тела на столе прибора периодически наблюдаются существенные выбросы значений ПМПКТ выше допустимых границ. Эти выбросы нельзя объяснить нарушением укладки, так как положение тела во время всего цикла исследования не меняется. Настоящая работа представляет собой часть

результатов впервые проведенного с применением хронобиологической методологии исследования индивидуальной динамики ПМПКТ в перипротезной зоне (рис. 1) в раннем послеоперационном периоде у пациентов с тотальной заменой тазобедренного сустава.

**Цель.** Используя хронобиологическую методологию определить на основе индивидуального анализа характер изменения ОВ метода ДЭРА при определении ПМПКТ в зонах Груена в раннем послеоперационном периоде у пациентов с тотальной заменой тазобедренного сустава.

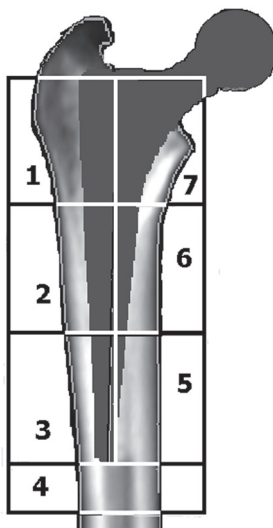


Рис. 1. Схематическое изображение зон Груена

#### МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

**Группа пациентов** состояла из 8 мужчин в возрасте от 54 лет до 71 года (средний — 60 лет) и 2 женщин в возрасте 40 и 48 лет. Девяти пациентам проведено тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава по поводу коксартроза тазобедренного сустава и одному пациенту — по поводу ложного сустава шейки левого бедра. Послеоперационное течение — без особенностей.

**Определение минеральной плотности в перипротезной зоне.** Пациентов обследовали на цифровом денситометре PRODIGY (GE Medical Systems LUNAR) ежедневно в одно и тоже время с 9 до 10 часов. У восьми пациентов исследование проводили в течение 10 дней и у двух — в течение 8 дней. Ежедневное денситометрическое сканирование перипротезной зоны повторяли пятикратно с интервалом 2-4 мин., без изменения положения тела на столе прибора.

**Добровольное информированное согласие пациентов.** Предварительно проведенное исследование лучевой нагрузки [16] показало, что эффективная доза внешнего облучения человека при проведении денситометрии на цифровом денситометре PRODIGY (GE Medical Systems LUNAR) относительно мала и соответствует среднему уровню естественного облучения населения от природного фона в течение одного дня [5, 16]. Эти данные были представлены на заседании Комитета по этической экспертизе клинических и экспериментальных исследований на базе клиники ФГБУ

«РосНИИТО им Р.Р. Вредена», где было получено разрешение на проведение денситометрических исследований пациентов. После этого, на основе полной информации, было получено письменное согласие 10 пациентов для участия в настоящем исследовании.

**Статистическая обработка данных.** По результатам исследования каждого пациента вычислены значения средней минеральной плотности в каждой зоне Груена, а затем на этой основе данные каждого исследования были пересчитаны в процентах от этой величины. Затем по результатам каждого 5-кратного повторного исследования рассчитано среднее квадратичное отклонение ( $\sigma$ ) и определена ширина доверительного интервала  $4\sigma$  в каждой зоне Груена на каждый день исследования у конкретного пациента. Фактически, этот показатель является ОВ метода на каждый день исследования пациента. При статистической проверке гипотезы об однородности двух выборок использовали U-критерий Вилкоксона-Манна-Уитни (различия в средних тенденциях для независимых выборок).

**Статистическое математическое моделирование.** На основании результатов, полученных при обследовании каждой зоны Груена, формировали динамические ряды, которые аппроксимировали полиномиальным сплайном четвертого порядка и строили статистические математические модели (уровень значимости  $P < 0,05$ ) колебательной кривой с параметрами аппроксимации  $p = 0,95$ . Оценивали средний период колебаний ОВ.

#### РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

В результате проведенного исследования ПМПКТ в перипротезной зоне пациентов с тотальной заменой

тазобедренного сустава установлено, что ОВ метода ДЭРА (рис. 2) характеризуется следующим:

- ее величина меняется в колебательном режиме;
- колебания ОВ носят индивидуальный характер, и в большинстве случаев их размах не превышает 10 %;
- при сравнении зон Груена между собой у 9 пациентов выявлено, что колебания ОВ происходят со сдвигом по фазе, а у одного (пациент 5) – с макси-

мальным размахом ОВ, достигающим 30 %, колебания синхронизированы по фазе.

Анализ значений ОВ (таблица) показал, что в основном их величина укладывается в пределы 5 % и только у четырех обследованных она превышает 10 %.

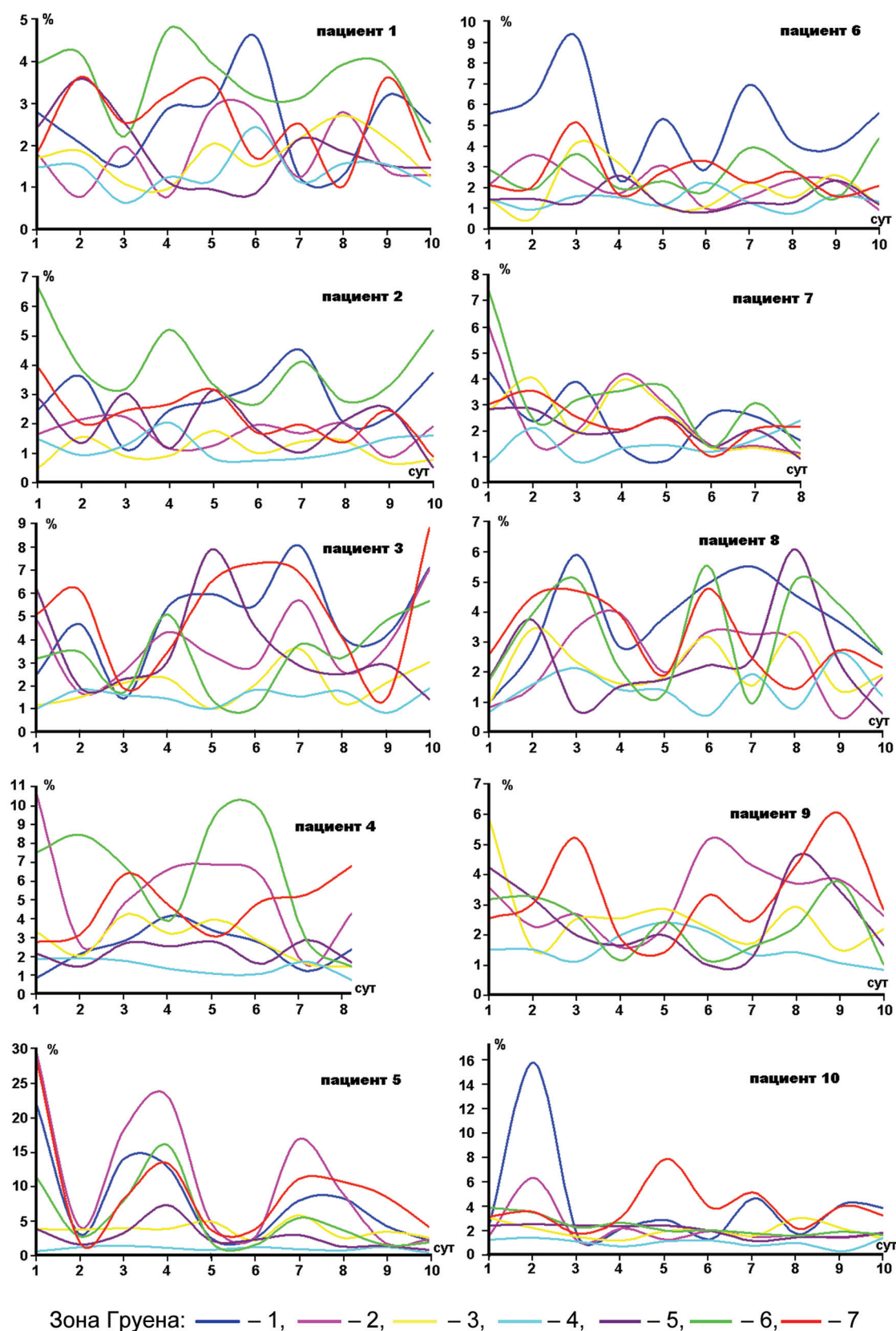


Рис. 2. Индивидуальные характеристики колебаний ОВ метода ДЭРА при определении ПМПКТ в зонах Груена у пациентов с тотальной заменой тазобедренного сустава в раннем послеоперационном периоде

Таблица

Частота выявления различных величин ОВ при индивидуальном анализе (%)

Величина ОВ	Пациент									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
до 1,0	11,4	21,4	5,7	3,6	8,6	8,6	8,9	14,3	4,3	10,0
1,1–2,0	41,4	35,7	28,6	28,6	18,6	40,0	39,3	28,6	32,9	47,1
2,1–3,0	25,7	21,4	18,6	25,0	18,6	28,6	30,4	22,9	32,9	24,3
3,1–4,0	17,1	14,3	11,4	10,7	15,7	8,6	14,3	17,1	14,3	10,0
4,1–5,0	4,3	2,9	11,4	10,7	7,1	4,3	3,6	10,0	7,1	4,3
5,1–6,0	–	2,9	10,0	1,8	2,9	5,7	1,8	5,7	8,6	–
6,1–7,0	–	1,4	7,1	10,7	–	2,9	–	1,4	–	1,4
7,1–8,0	–	–	4,3	1,8	4,3	–	1,8	–	–	1,4
8,1–9,0	–	–	2,9	1,8	4,3	–	–	–	–	–
9,1–10,0	–	–	–	3,6	1,4	1,4	–	–	–	–
10,1–11,0	–	–	–	1,8	2,9	–	–	–	–	–
11,1–30,0	–	–	–	–	15,7	–	–	–	–	1,4

При объяснении причин возникновения вышеописанных феноменов необходимо было ответить на следующие вопросы:

- какой механизм инициирует изменение ОВ колебательном режиме?
- почему у большинства пациентов колебания значений ОВ сдвинуты по фазе при сравнении результатов исследования в зонах Груена, а у одного пациента с максимальным размахом колебаний ОВ волны этого показателя по зонам Груена синхронизированы по фазе?
- почему у одних пациентов значения колебаний ОВ не превышают 5 %, в то время как у других они многократно выше?

Для ответа на эти вопросы первоначально рассмотрим возможное влияние каждой из перечисленных выше причин возникновения ОВ.

**Ошибка воспроизводимости аппаратно-программного комплекса при исследовании фантома Lunar Prodigy (version Encore) (Prodigy)** оценена на основании многолетних исследований фантома, прилагаемого к прибору. Установлено, что ее максимальная величина составляет 0,4 % и не изменяется в течение всего срока наблюдения [8].

**Влияние физиологических колебаний минеральной плотности, вызванных обменными процессами**, на величину ОВ была неоднократно показана ранее [13, 14, 15, 17]. И, хотя эти исследования касались только циркасаптанной периодичности изменения активности обменных процессов в скелете, ясно, что минеральная плотность костных структур должна меняться и в других масштабах времени соответственно пространственно-временной организации организма. Однако сомнительно, чтобы обменные процессы могли вызвать в течение 5 минут локальное изменение минеральной плотности на 5 % и более в рядом расположенных зонах Груена. Это сомнение основывается на том, что, во-первых, до настоящего времени подобных эффектов в литературе не описано, а, во-вторых, механизмы, способные вызвать их, неизвестны.

**Влияние особенностей структуры объекта исследования и нарушения укладки.** В проксимально расположенных зонах Груена бедренная кость имеет более сложную уплотненную организацию с различного рода выступами, а дистально – более простую – цилиндрическую. При этом у каждого пациента пространственные размеры этих выступов строго индивидуальны. Следовательно, они различны и в проекции на плоскости. В результате, при изменении укладки с ротацией бедренной кости ОВ выше в проксимальных отделах и меньше в дистальных [6, 7, 11] и может достигать 74,5 % [6].

**Гипотеза о причинах колебаний величины ОВ в перипротезной зоне.** При формировании гипотезы мы учитывали следующие факты:

- повторные исследования в каждой временной точке проводили без изменения укладки, т.е. пациент лежал в одной и той же позе в течение всего времени исследования (около 20 мин);
- изменение величины ОВ происходит в колебательном режиме;
- величины ОВ выше в проксимальных зонах, чем в дистальных;
- колебания ОВ при исследовании разных зон Груена у 9 пациентов носят асинхронный характер, а у одного, с максимальной величиной ОВ, эти колебания синхронизированы по фазе.

Учитывая изложенное, было логично предположить, что для возникновения колебательных изменений величины ОВ величина пространственных смещений костных структур в зонах интереса должна меняться аналогичным образом. Для выявления механизмов, вызывающих эти пространственные смещения, был проведен анализ литературы и на его основе предположено, что они возникают под влиянием тремора мышц.

**Теоретическое обоснование возможного влияния физиологического тремора мышц на величину ОВ**

Тремор представляет собой непроизвольные осцилляции конечностей с синусоидальными свойствами [18]. Он едва видим невооруженным глазом и состоит из двух различных осцилляций от 8 до 12 Гц, которые добавлены на фоне нерегулярных колебательных сокращений мышц и смещения конечностей [19]. У молодых здоровых индивидуумов физиологический тремор едва заметен, и его средняя амплитуда составляет 1-3 мм [20]. При старении организма, а также под влиянием операционной травмы амплитуда может существенно увеличиться [19, 20]. Как видно из рисунка 3, множество мышц, обеспечивающих функцию тазобедренного сустава, и сложный характер их прикрепления предполагает, что их сокращение должно вызвать различного рода деформации в различных участках бедренной кости. То, что тремор вызывает деформации костных структур, подтверждают данные W.C. de Jong и соавторами [21], которые на основании суточного мониторинга частоты деформаций костных структур выявили выраженные пики в зонах  $\approx 5$  Гц,  $\approx 9$  Гц и  $\approx 13,0$  Гц. Авторы отметили, что деформации кости с частотой  $\approx 9$  Гц носят циклический характер и, по мнению авторов, вызваны физиологическим тремором мышц, который характерен для всех вышних позвоночных.



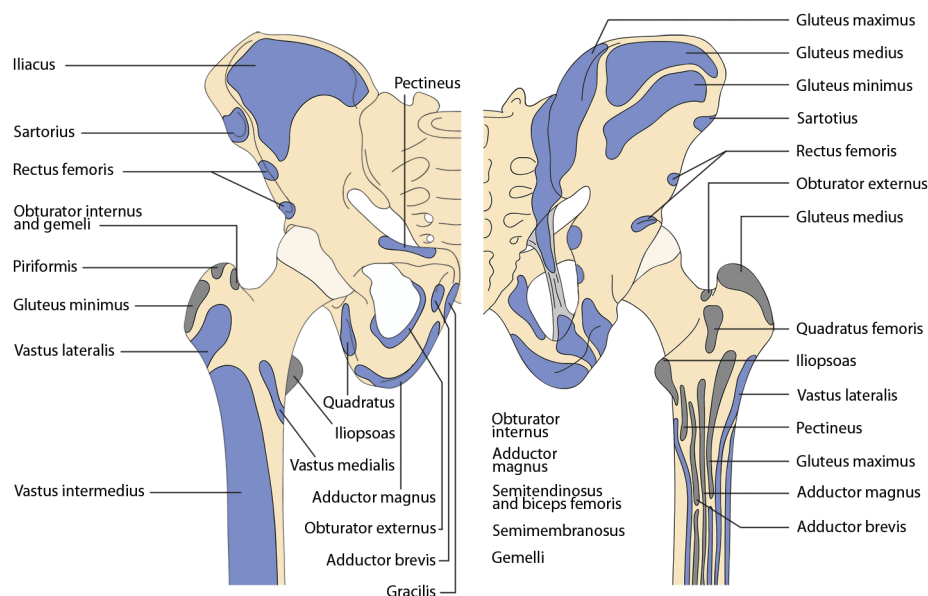


Рис. 3. Места прикрепления мышц в области тазовой кости и проксимального отдела бедра: а – вид спереди; б – вид сзади [22]

По данным авторов, поверхность кости подвергнута  $2,9 \pm 1,4 \times 10^3$  событиям деформаций в час. Учитывая эти данные, нами разработана теоретическая физически обоснованная модель, описывающая влияние тремора на ОВ метода ДЭРА.

**Теоретическая модель** рассматривает вопросы ослабления рентгеновского излучения при прохождении через костную ткань. В общем случае это ослабление обеспечивается тремя механизмами: отражением от ее поверхности, рассеянием и поглощением. При использовании рентгеновской абсорбционной спектроскопии для изучения пространственного распределения атомной плотности в костной ткани обычно пренебрегают отражением от поверхности кости. В этом случае отношение интенсивности падающего ( $I_0$ ) и прошедшего (регистрируемого) ( $I$ ) излучения определяется его поглощением (ослаблением) в костной ткани и зависит от ее количества:  $I = I_0 e^{-\mu x}$ . Здесь  $\mu$  – линейный коэффициент поглощения, который определяется плотностью атомов костной ткани, а  $x$  – длина пути рентгеновского луча в выбранном направлении ее исследования. Если величина  $x$  постоянна, то измерения коэффициента поглощения излучения позволяют однозначно определить атомную плотность вдоль выбранного направления.

Тремор изменяет длину пути  $x$  регистрируемого излучения. В рамках *in-vivo* модели величина  $x$  становится осциллирующей переменной, которую можно описать выражением:  $x(\Omega) \approx x_0 + \Delta \sin \Omega t$ , где  $x_0$  – средняя длина пути рентгеновского луча в костной ткани в выбранном направлении с учетом тремора,  $\Omega \approx 9$  Гц – соответствующая частота осцилляций, а  $\Delta$  – амплитуда изменений длины пути в результате тремора. Как было отмечено выше, величина  $\Delta$  зависит от состояния пациента и испытывает около-недельные колебания с частотами  $\omega_j$ . Принимая во внимание тремор и низкочастотные изменения его амплитуды, интенсивность регистрируемого излучения можно представить в виде

$$I = I_0 e^{-\mu x_0} e^{-\Theta(\omega)}. \quad (1)$$

Фактор тремора  $e^{-\Theta(\omega)}$  появляется только в *in-vivo* модели и описывает уменьшение интенсивности излучения, вызванное тремором. Этот фактор зависит от показателя

$$\Theta(\omega) \approx 1/4 \mu^2 \sum_j \Delta_j(\omega)^2. \quad (2)$$

При выводе соотношений (1) и (2) учтены около-недельные колебания амплитуды треморных колебаний. Согласно высказанным в данной работе представлениям, именно фактор  $e^{-\Theta(\omega)}$  отвечает за наблюдаемые на рисунке 2 осцилляции ОВ. Анализ влияния фактора тремора требует дополнительных исследований, прежде всего, проведения Фурье-анализа измеренных ПМПКТ.

В связи с тем, что костная архитектура характеризуется участками с высокой и низкой атомной плотностью, а также, принимая во внимание пропорциональность величины  $\mu$  атомной плотности, видим, что тремор может вызвать существенные отклонения определяемой плотности костной ткани. При этом величина  $\Delta$ , а, следовательно, и фактор  $e^{-\Theta(\omega)}$  зависят от направления рентгеновского луча относительно изучаемого объекта, зоны Груена и состояния пациента.

**Краткое обсуждение полученных данных с учетом представленной модели.** Как видно из графиков, в большинстве случаев у 9 пациентов из 10 колебания ОВ в зонах Груена протекали со смещением по фазе (асинхронно), у одного пациента синхронно. Причем у этого пациента размах колебаний ОВ максимальный и достигает 30 %. Можно предположить, что смещение по фазе вызвано асинхронным проявлением тремора в разных группах мышц, прикрепляющихся к проксимальному концу бедренной кости (рис. 3). И, напротив, эффект колебаний ОВ под влиянием тремора связан, по-видимому, с особенностями операционной травмы у пациента, которая, возможно, обеспечила синхронизацию тремора групп мышц, вызывающих ротацию бедренной кости. Подобный феномен необходимо исследовать в дальнейшем, так как он может явиться диагностически и прогностически значимым событием.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

При исследовании проекционной минеральной (ДЭРА) необходимо учитывать возможность влияния тремора на величину ошибки воспроизводимости (ОВ).

## ЛИТЕРАТУРА

1. Cohen B., Rushton N. Bone remodelling in the proximal femur after Charnley total hip arthroplasty // *J. Bone Joint Surg. Br.* 1995. Vol. 77, no. 5, pp. 815-819.
2. Eight- to ten-year results of a variable geometry stem / P. Gallinaro, A. Massè, F. Leonardi, C.A. Buratti, F. Boggio, R. Piana // *Orthopedics*. 2007. Vol. 30, no. 11, pp. 954-958.
3. Cross calibration of QDR-2000 and QDR-1000 dual-energy X-ray densitometers for bone mineral and soft-tissue measurements / B. Abrahamsen, J. Gram, T.B. Hansen, H. Beck-Nielsen // *Bone*. 1995. Vol. 16, no. 3, pp. 385-390.
4. Goh J.C., 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, no. 5, pp. 340-343.
5. Bonnick S.L., Lewis L.A. Bone densitometry for technologists. 2nd Ed. New Jersey, Totowa, Humana Press Inc., 2006, 416 p.
6. 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, Д.Г. Плиев, В.В. Попов, М.П. Ганева, И.Д. Товпич // *Травматология и ортопедия России*. 2009. № 2. С. 89-95.
7. Об определении минеральной плотности костной ткани в перипротезной зоне / А.С. Аврунин, Р.М. Тихилов, И.И. Шубняков, М.П. Ганева, Д.Г. Плиев, В.В. Попов, И.Д. Товпич // *Ортопедия, травматология и протезирование*. 2009. № 3. С. 121-126.
8. Ошибка воспроизводимости ДЭРА при оценке ПМПКТ в перипротезной зоне полированного клиновидного бедренного компонента цементной фиксации / А.С. Аврунин, Р.М. Тихилов, И.И. Шубняков, Д.Г. Плиев, В.В. Попов, М.П. Ганева, И.Д. Товпич // *Гений ортопедии*. 2010. № 1. С. 96-102.
9. Dual X-ray absorptiometry—cross-calibration and normative reference ranges for the spine: results of a European Community Concerted Action / J. Dequeker, J. Pearson, J. Reeve, M. Henley, J. Bright, D. Felsenberg, W. Kalender, A.M. Laval-Jeantet, P. Rueggsegger, J. Adams et al. // *Bone*. 1995. Vol. 17, no. 3, pp. 247-254.
10. Dirrigl F.J., Dalsky G.P., Warner S.E. Dual-energy X-ray absorptiometry of birds: an examination of excised skeletal specimens // *J. Vet. Med. A. Physiol. Pathol. Clin. Med.* 2004. Vol. 51, no. 6, pp. 313-319.
11. 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 // *Мед. визуализация*. 2009. № 4. С. 120-127.
12. 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 // *Вестн. травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова*. 2008. № 3. С. 47-52.
13. Неинвазивный клинический метод оценки остеопороза ремоделирования. Новые возможности двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии / А.С. Аврунин, Р.М. Тихилов, И.И. Шубняков, В.Г. Емельянов // *Ортопедия, травматология и протезирование*. 2008. № 2. С. 67-74.
14. 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.
15. Аврунин А.С., Тихилов Р.М., Шубняков И.И. Динамическая оценка остеопороза ремоделирования костной ткани при использовании неинвазивного метода // *Морфология*. 2009. Т. 135, № 2. С. 66-73.
16. Дозы облучения пациента при использовании рентгеновского денситометра PRODIGY для индивидуального мониторинга плотности костной ткани / А.С. Аврунин, В.Ю. Голиков, С.С. Сарычева, Р.М. Тихилов, И.И. Шубняков, М.П. Ганева, И.Д. Товпич, Д.Г. Плиев // *Мед. радиология и радиационная безопасность*. 2009. Т. 54, № 4. С. 32-37.
17. 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, Д.Г. Плиев В.В. Попов, В.Г. Емельянов // *Ортопедия, травматология и протезирование*. 2009. № 1. С. 49-56.
18. Daneault J.F., Carignan B., Duval C. Bilateral effect of a unilateral voluntary modulation of physiological tremor // *Clin. Neurophysiol.* 2010. Vol. 121, no. 5, pp. 734-743. doi: 10.1016/j.clinph.2009.11.083.
19. Elble R.J. Tremor: clinical features, pathophysiology, and treatment // *Neurol. Clin.* 2009. Vol. 27, no. 3, pp. 679-695. doi: 10.1016/j.ncl.2009.04.003.
20. Aging, hypertension and physiological tremor: the contribution of the cardiobalistic impulse to tremorgenesis in older adults / S. Morrison, J.J. Sosnoff, K.S. Heffernan, S.Y. Jae, B. Fernhall // *J. Neurol. Sci.* 2013. Vol. 326, no. 1-2, pp. 68-74. doi: 10.1016/j.jns.2013.01.016.
21. The daily habitual in vivo strain history of a non-weight-bearing bone / W.C. de Jong, J.H. Koolstra, J.A. Korfage, L.J. van Ruitjven, G.E. Langenbach // *Bone*. 2010. Vol. 46, no. 1, pp. 196-202. doi: 10.1016/j.bone.2009.10.026.
22. Руководство по хирургии тазобедренного сустава : в 2 т. / под ред. Р.М. Тихилова, И.И. Шубнякова. СПб. : РНИИТО им. Р.Р. Вредена, 2014. Т. 1. 368 с.

## REFERENCES

1. Cohen B., Rushton N. Bone remodelling in the proximal femur after Charnley total hip arthroplasty. *J. Bone Joint Surg. Br.*, 1995, vol. 77, no. 5, pp. 815-819.
2. Gallinaro P., Massè A., Leonardi F., Buratti C.A., Boggio F., Piana R. Eight- to ten-year results of a variable geometry stem. *Orthopedics*, 2007, vol. 30, no. 11, pp. 954-958.
3. Abrahamsen B., Gram J., Hansen T.B., Beck-Nielsen H. Cross calibration of QDR-2000 and QDR-1000 dual-energy X-ray densitometers for bone mineral and soft-tissue measurements. *Bone*, 1995, vol. 16, no. 3, pp. 385-390.
4. Goh J.C., 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, no. 5, pp. 340-343.
5. Bonnick S.L., Lewis L.A. Bone densitometry for technologists. 2nd Ed. New Jersey, Totowa: Humana Press Inc., 2006, 416 p.
6. Avrunin A.S., Tikhilov R.M., Shubniakov I.I., Pliev D.G., Popov V.V., Ganeva M.P., Tovpich I.D. Oshibka vosproizvodimosti metoda dvukhenergeticheskoi rentgenovskoi absorbtciometrii pri issledovanii periproteznoi zony vokrug bedrennogo komponenta klinovidnoi formy tipa SPOTORNO (eksperimental'noe issledovanie) [Reproducibility error of the method of double-energy X-ray absorptiometry when studying the periprosthetic zone round SPOTORNO type wedge-shape femoral component (An experimental study)]. *Travmatologiya i Ortopediya Rossii*, 2009, no. 2, pp. 89-95. (In Russ.)
7. Avrunin A.S., Tikhilov R.M., Shubniakov I.I., Ganeva M.P., Pliev D.G., Popov V.V., Tovpich I.D. Ob opredelenii mineral'noi plotnosti kostnoi tkani v periproteznoi zone [On the determination of bone tissue mineral density in the periprosthetic zone]. *Ortop. Travmatol. Protez.*, 2009, no. 3, pp. 121-126. (In Russ.)

8. Avrunin A.S., Tikhilov R.M., Shubniakov I.I., Pliyev D.G., Popov V.V., Ganeva M.P., Tovpich I.D. Oshibka vosproizvodimosti DERA pri otsenke PMPKT v periproteznoi zone polirovannogo klinovidnogo bedrennogo komponenta tsementnoi fiksatsii [The error of DEXA reproducibility for the assessment of projection BMD in the periprosthetic zone of a polished wedge-shaped femoral stem component for cemented fixation]. *Genij Ortop.*, 2010, no. 1, pp. 96-102. (In Russ.)
9. Dequeker J., Pearson J., Reeve J., Henley M., Bright J., Felsenberg D., Kalender W., Laval-Jeantet A.M., Rueggsegger P., Adams J. et al. Dual X-ray absorptiometry—cross-calibration and normative reference ranges for the spine: results of a European Community Concerted Action. *Bone*, 1995, vol. 17, no. 3, pp. 247-254.
10. Dirrigl F.J., Dalsky G.P., Warner S.E. Dual-energy X-ray absorptiometry of birds: an examination of excised skeletal specimens. *J. Vet. Med. A. Physiol. Pathol. Clin. Med.*, 2004, vol. 51, no. 6, pp. 313-319.
11. Avrunin A.S., Tikhilov R.M., Shubniakov I.I., Pliyev D.G., Popov V.V., Ganeva M.P., Tovpich I.D. Metod dvukhenergeticheskoi rentgenovskoi absorbttsiometrii. Vliianie rotatsii bedrennoi kosti na velichinu proektsionnoi mineral'noi plotnosti kostnoi tkani v zonakh interesa proksimal'nogo otdela [Double-energy X-ray absorptiometry method. Effect of femoral rotation on the value of projection mineral density of bone tissue in the proximal interested zones]. *Med. Vizualizatsiia*, 2009, no. 4, pp. 120-127. (In Russ.)
12. Avrunin A.S., Tikhilov R.M., Shubniakov I.I., Emel'ianov V.G. Pozvoliaet li metod dvukhenergeticheskoi rentgenovskoi absorbttsiometrii vyiavit' bystrye kolebaniia proektsionnoi mineral'noi plotnosti kostnoi tkani v poiasnichnom otdel pozvonochnika? [Does the method of double-energy X-ray absorptiometry allow to reveal rapid vibrations of bone tissue projection mineral density in the lumbar spine?]. *Vestn. Travmatologii i Ortopedii im. N.N. Priorova*, 2008, no. 3, pp. 47-52. (In Russ.)
13. Avrunin A.S., Tikhilov R.M., Shubniakov I.I., Emel'ianov V.G. Neinvazivnyi klinicheskii metod otsenki osteotsitarnogo remodelirovaniia. Novye vozmozhnosti dvukhenergeticheskoi rentgenovskoi absorbttsiometrii [Non-invasive clinical method of osteocytic remodeling. New potentials of double-energy X-ray absorptiometry]. *Ortop. Travmatol. Protez.*, 2008, no. 2, pp. 67-74. (In Russ.)
14. Avrunin A.S., Tikhilov R.M., Shubniakov I.I., Yemeliyanov V.G. Otsenivaet li dvukhenergeticheskaiia rentgenovskaia absorbttsiometriia parametry fiziologicheskogo obmena mineral'nogo matriksa? [Does double-energy roentgen absorptiometry allow estimation of mineral matrix physiological metabolism?]. *Genij Ortop.*, 2008, no. 1, pp. 41-49. (In Russ.)
15. Avrunin A.S., Tikhilov R.M., Shubniakov I.I. Dinamicheskaiia otsenka osteotsitarnogo remodelirovaniia kostnoi tkani pri ispol'zovanii neinvazivnogo metoda [Dynamic evaluation of bone tissue osteocytic remodeling using when non-invasive technique]. *Morfologiya*, 2009. T. 135, N 2. pp. 66-73. (In Russ.)
16. Avrunin A.S., Golikov V.Iu., Sarycheva S.S., Tikhilov R.M., Shubniakov I.I., Ganeva M.P., Tovpich I.D., Pliyev D.G. Dozy oblucheniia patsienta pri ispol'zovanii rentgenovskogo densitometra PRODIGY dlia individual'nogo monitoringa plotnosti kostnoi tkani [Radiation doses for a patient using PRODIGY X-ray densitometer for individual monitoring of bone tissue density]. *Med. Radiologiya i Radiatsionnaia Bezopasnost'*, 2009, vol. 54, no. 4, pp. 32-37. (In Russ.)
17. Avrunin A.S., Tikhilov R.M., Shubniakov I.I., Pliyev D.G., Popov V.V., Emel'ianov V.G. Minimal'no neobkhodimoe kolichestvo issledovaniia PMPKT metodom DERA pri individual'noi diagnostike osteoporoza i monitoringe sostoiianiia skeleta po distal'nomu otdelu predplech'ia (predvaritel'nye rekomendatsii) [Minimally required number of studies of PBMD by DEXA method for individual diagnosing osteoporosis and skeletal condition monitoring in distal forearm (preliminary recommendations)]. *Ortop. Travmatol. Protez.*, 2009, no. 1, pp. 49-56. (In Russ.)
18. Daneault J.F., Carignan B., Duval C. Bilateral effect of a unilateral voluntary modulation of physiological tremor. *Clin. Neurophysiol.*, 2010, vol. 121, no. 5, pp. 734-743. doi: 10.1016/j.clinph.2009.11.083.
19. Elble R.J. Tremor: clinical features, pathophysiology, and treatment. *Neurol. Clin.*, 2009, vol. 27, no. 3, pp. 679-695. doi: 10.1016/j.ncl.2009.04.003.
20. Morrison S., Sosnoff J.J., Heffernan K.S., Jae S.Y., Fernhall B. Aging, hypertension and physiological tremor: the contribution of the cardioballistic impulse to tremorgenesis in older adults. *J. Neurol. Sci.*, 2013, vol. 326, no. 1-2, pp. 68-74. doi: 10.1016/j.jns.2013.01.016.
21. De Jong W.C., Koolstra J.H., Korfage J.A., Van Ruijven L.J., Langenbach G.E. The daily habitual in vivo strain history of a non-weight-bearing bone. *Bone*, 2010, vol. 46, no. 1, pp. 196-202. doi: 10.1016/j.bone.2009.10.026.
22. *Rukovodstvo po khirurgii tazobedrennogo sustava: v 2 t. Pod red. R.M. Tikhilova, I.I. Shubniakova* [Guidelines for the hip surgery: in 2 Vol. Eds. R.M. Tikhilov, I.I. Shubniakov]. SPb.: RNIITO im. R.R. Vredena, 2014. T. 1. 368 p. (In Russ.)

Рукопись поступила 07.11.2016

#### Сведения об авторах:

1. Аврунин Александр Самуэлевич – ФГБУ «РосНИИТО им. Р.Р. Вредена» Минздрава России, старший научный сотрудник научного отделения диагностики заболеваний и повреждений опорно-двигательного аппарата, д. м. н.
2. Павлычев Андрей Алексеевич – ФГБОУ ВПО «Санкт-Петербургский государственный университет», профессор кафедры электроники твердого тела физического факультета, д. ф-м. н.
3. Карагодина Марина Петровна – ФГБУ «РосНИИТО им. Р.Р. Вредена» Минздрава России, рентгенологическое отделение, врач-рентгенолог

#### Information about the authors:

1. Aleksandr S. Avrunin, M.D., Ph.D., FSBI Russian Vreden Scientific Research Institute of Traumatology and Orthopaedics of the RF Ministry of Health, St. Petersburg, Scientific Department of Diagnosis and Treatment of Locomotor Diseases and Injuries
2. Andrei A. Pavlychev, Ph.D., FSBEI HPE St. Petersburg State University, St. Petersburg, Physical Faculty, Department of Solid-state Electronics
3. Marina P. Karagodina, M.D., FSBI Russian Vreden Scientific Research Institute of Traumatology and Orthopaedics of the RF Ministry of Health, St. Petersburg, Department of Radiology