

Хронобиологические характеристики колебаний ошибки воспроизводимости метода двухэнергетической абсорбциометрии при определении проекционной минеральной плотности в зонах Груена

Аврунин А.С.¹, Павлычев А.А.², Карагодина М.П.¹, Шубняков И.И.¹

¹ ФГБУ "Российский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена" Минздрава России, Санкт-Петербург, Россия

² ФГБОУ ВПО "Санкт-Петербургский государственный университет", Санкт-Петербург, Россия

Chronobiological Characteristics of the Projection-Mineral Density Repeatability Error Oscillations Determined by DEXA Method in Gruen Regions

Avrunin A.S.¹, Pavlychev A.A.², Karagodina M.P.¹, Shoubniakov I.I.¹

¹ Vreden Russian Research Institute of Traumatology and Orthopedics, St. Petersburg, Russia

² St-Petersburg State University, St. Petersburg, Russia

Цель исследования: на основе индивидуального хронобиологического исследования проекционной минеральной плотности костной ткани (ПМПКТ) методом двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии (ДЭРА) перипротезной зоны у пациентов с тотальной заменой тазобедренного сустава определить возможные причины высокой ошибкой воспроизводимости (ОВ).

Материалы и методы. Впервые проведена хронобиологическая оценка ОВ метода ДЭРА при измерении ПМПКТ в зонах Груена после тотальной замены тазобедренного сустава у 10 пациентов.

Результаты. Величина ОВ меняется в колебательном (циркасептанном) режиме. Проведен анализ возможных причин этого феномена. Высказана гипотеза, что одной из причин 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, а величина амплитуды тремора меняется с циркасептанной периодичностью, в результате чего аналогично меняется и величина ОВ. В модели учитывается тот факт, что костная архитектура характеризуется участками с высокой и низкой атомной плотностью (трабекулярные структуры, молодые и ста-

рые остеоны). Теоретическое моделирование позволило аргументировать физические основы влияния тремора на прохождение рентгеновского излучения через костные структуры и предсказать зависимость результатов исследования от пространственных колебаний костных структур, вызванных тремором.

Выводы. Рекомендовано учитывать влияние тремора при исследовании ПМПКТ в перипротезной зоне после эндопротезирования тазобедренного сустава.

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

Objective: to determine the main cause of the high repeatability error RE by realizing individual chronobiological investigations of the projection mineral density (PMD) in bone within the prosthesis zone by the dual energy X-ray absorptiometry (DEXA) method.

Materials and methods. For the first time the chronobiological evaluation is performed for the RE of the PMD measured in bone by DEXA method. The present results are obtained for Gruen regions of 10 patients after the total hip replacement.

Results. The RE demonstrates hebdomadal oscillations.



tions. Possible causes of this phenomenon are examined. It is suggested that the tremor is one of them. Physical model of the tremor effect on intensity of X-rays transmitted through bone tissue is proposed. According to the model the effective pathway of X-rays in bone varies due to the tremor and depends on the hebdomadal rhythms. This model takes into account the bone architecture characterized by the regions with high and low atomic density (trabecular structure, young and old osteons) and allows us to argue the physical basis of the tremor impact on the attenuation of X-ray radiation in bone structure. Dependence of the measurements on the spatial fluctuations of bone structures caused by the tremor is predicted.

Conclusion. It is recommended to consider the impact of tremor in the study of the PMD in the prosthesis area after hip replacement.

Key words: Total hip replacement, X-ray absorptiometry, regions Gruen, repeatability error.

Введение

В клинической практике одним из основополагающих принципов использования лабораторных и инструментальных данных для прогноза и оценки эффективности лечения является контроль величины показателя в динамике. При эндопротезировании тазобедренного сустава для подобного контроля используется, в том числе, технология двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии (ДЭРА), позволяющей дать объективную количественную оценку интеграции эндопротеза в костные структуры (рис. 1) [1, 2]. Однако многие авторы отмечают относительно высокую ошибку воспроизводимости (ОВ) метода, которая зависит от зоны интереса и достигает 5,0%, а в ряде случаев существенно превышает эту величину [1, 3–5]. В настоящее время доминируют представления, что ее основной причиной является нарушение укладки ротацией бедренной кости и поэтому важно правильное и тщательное позиционирование пациента на столе прибора перед исследованием. Оценивая эффект ротации на 10 и 30° *in vivo* и *in vitro*, F. Martini и соавт. [6] показали, что

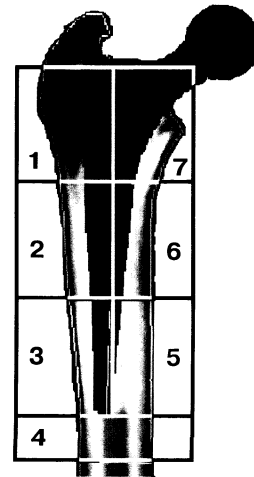


Рис. 1. Схематическое изображение зон Груена.

ОВ составила в среднем 3%, а в единичных случаях достигала 60%. Поэтому для оптимизации позиционирования пациента авторы предложили использовать специальное приспособление, фиксирующее ноги. При проведении двухкратных исследований с использованием этого приспособления коэффициент вариации составил только 0,6%.

Однако в условиях практической работы кабинета денситометрии при строгом выполнении правил укладки у ряда пациентов при повторных исследованиях без изменения положения тела на столе прибора наблюдаются существенные выбросы значений проекционной минеральной плотности костной ткани (ПМПКТ) выше допустимых границ. Эти выбросы нельзя объяснить нарушением укладки, так как положение тела во время всего цикла исследования не меняется. Настоящая работа представляет результаты впервые проведенного в РНИИТО им. Р.Р. Вредена исследования индивидуальной динамики ОВ с применением хронобиологической методологии.

Для корреспонденции: Аврунин Александр Самуэлевич – 195427, Санкт-Петербург, ул. Академика Байкова, д. 8. ФГБУ «Российский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена» МЗ РФ. E-mail: a_avrunin@mail.ru

Аврунин Александр Самуэлевич – доктор мед. наук, старший научный сотрудник научного отделения диагностики заболеваний и повреждений опорно-двигательного аппарата РНИИ травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена, Санкт-Петербург; **Павлычев Андрей Алексеевич** – доктор физ.-мат. наук, профессор кафедры электроники твердого тела физического факультета СПбГУ, Санкт-Петербург; **Карагодина Марина Петровна** – врач-рентгенолог рентгенологического отделения РНИИ травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена, Санкт-Петербург; **Шубняков Игорь Иванович** – канд. мед. наук, главный научный сотрудник РНИИ травматологии и ортопедии им. Р.Р. Вредена, Санкт-Петербург.

Contact: Avrunin Alexander Samuelevich – Akademika Baykova str., 8, St. Petersburg, 195427 Russia. Vreden Russian Research Institute of Traumatology and Orthopedics. E-mail: a_avrunin@mail.ru

Avrunin Alexander Samuelevich – doct. of med. sci.; senior researcher department of she diagnosis and treatment of musculoskeletal system diseases and injuries of “Vreden Russian Research Institute of Traumatology and Orthopedics”, St. Petersburg; **Pavlychev Andrew Alekseevich** – doct. of phys-math. sci, professor of Solid State Electronics Department of St-Petersburg State University, St. Petersburg; **Karagodina Marina Petrovna** – roentgenologist of roentgenologic department of “Vreden Russian Research Institute of Traumatology and Orthopedics”, St. Petersburg; **Shoubniakov Igor Ivanovich** – cand. of med sci., chief researcher of “Vreden Russian Research Institute of Traumatology and Orthopedics”, St. Petersburg.

Цель исследования

На основе индивидуального хронобиологического исследования ПМПКТ методом ДЭРА перипротезной зоны у пациентов с тотальной заменой тазобедренного сустава определить возможные причины высокой ОВ.

Материал и методы

В исследование вошло 10 пациентов: 8 мужчин в возрасте от 54 лет до 71 года (средний – 60 лет) и 2 женщины в возрасте от 40 и 48 лет. Тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава по поводу коксартроза тазобедренного сустава III стадии проведено 9 пациентам, ложного сустава шейки левого бедра – 1. Послеоперационное течение заболевания без особенностей.

Определение минеральной плотности в перипротезной зоне. Пациентов обследовали на цифровом денситометре PRODIGY (GE Medical Systems LUNAR) ежедневно в одно и то же время с 9 до 11 ч. У 8 пациентов исследование проводили в течение 10 дней и у 2 – в течение 8 дней. Ежедневное денситометрическое сканирование перипротезной зоны повторяли 5-кратно с интервалом 2–4 мин без изменения положения тела на столе прибора.

Добровольное информированное согласие пациентов. Предварительно проведенное нами исследование лучевой нагрузки [7] 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 [7, 8]. Эти данные были представлены на заседании Комитета по этической экспертизе клинических

и экспериментальных исследований (Протокол №9: заседание проведено 19 декабря 2008 г. в ФГБУ “РНИИТО им. Р.Р. Вредена”) на базе клиники ФГБУ “РНИИТО им. Р.Р. Вредена”, где было получено разрешение на проведение денситометрических исследований пациентов. После этого на основе полной информации было получено письменное согласие пациентов участвовать в исследовании.

Статистическая обработка данных. По результатам данных исследования для каждой зоны Груена у каждого пациента были вычислены средние значения минеральной плотности, а затем на этой основе результаты каждого исследования были пересчитаны как процент от этой величины. В каждом случае по результатам 5-кратного исследования рассчитывалось среднее квадратичное отклонение (σ) и затем доверительный интервал (4σ), который по сути представлял величину ОВ метода в конкретный момент времени у конкретного пациента.

Результаты и их обсуждение

Как видно из графиков (рис. 2), ОВ у всех пациентов во всех зонах интереса меняется в колебательном режиме. Максимумы и минимумы этих колебаний в большинстве случаев не совпадают, т.е. колебания носят преимущественно индивидуальный характер. При этом в зонах Груена 1 и 2 у 8 пациентов ОВ в основном не превышает 4% и только у 2 достигает 22 и 30% (таблица). В зоне Груена 3 значения исследуемого показателя также не превышают 4%, включая и этих 2 пациентов. В зоне Груена 4 значения не превышают 2%. Затем они снова увеличиваются и в зоне Груена 5, в большинстве случаев не превышая 3%, достигают у некоторых пациентов 8%. В зоне Груена 6–4 и 16%

Частота выявления различных величин ОВ по зонам Груена (в %)

Величина ОВ	Зона Груена						
	1	2	3	4	5	6	7
До 1,0	3,1	8,3	11,0	31,3	10,4	2,1	3,1
1,1–2,0	20,8	34,4	44,0	60,4	37,5	25,0	20,8
2,1–3,0	28,1	24,0	28,6	8,3	29,2	18,7	28,1
3,1–4,0	18,8	10,4	11,0	–	7,3	29,2	18,8
4,1–5,0	9,4	8,3	3,3	–	3,1	7,3	9,4
5,1–6,0	5,2	3,1	2,1	–	8,3	7,3	5,2
6,1–7,0	5,2	5,2	–	–	2,1	2,1	5,2
7,1–8,0	2,1	–	–	–	2,1	3,1	2,1
8,1–9,0	3,1	–	–	–	–	1,0	3,1
>9,1	4,2	6,3	–	–	–	4,2	4,2

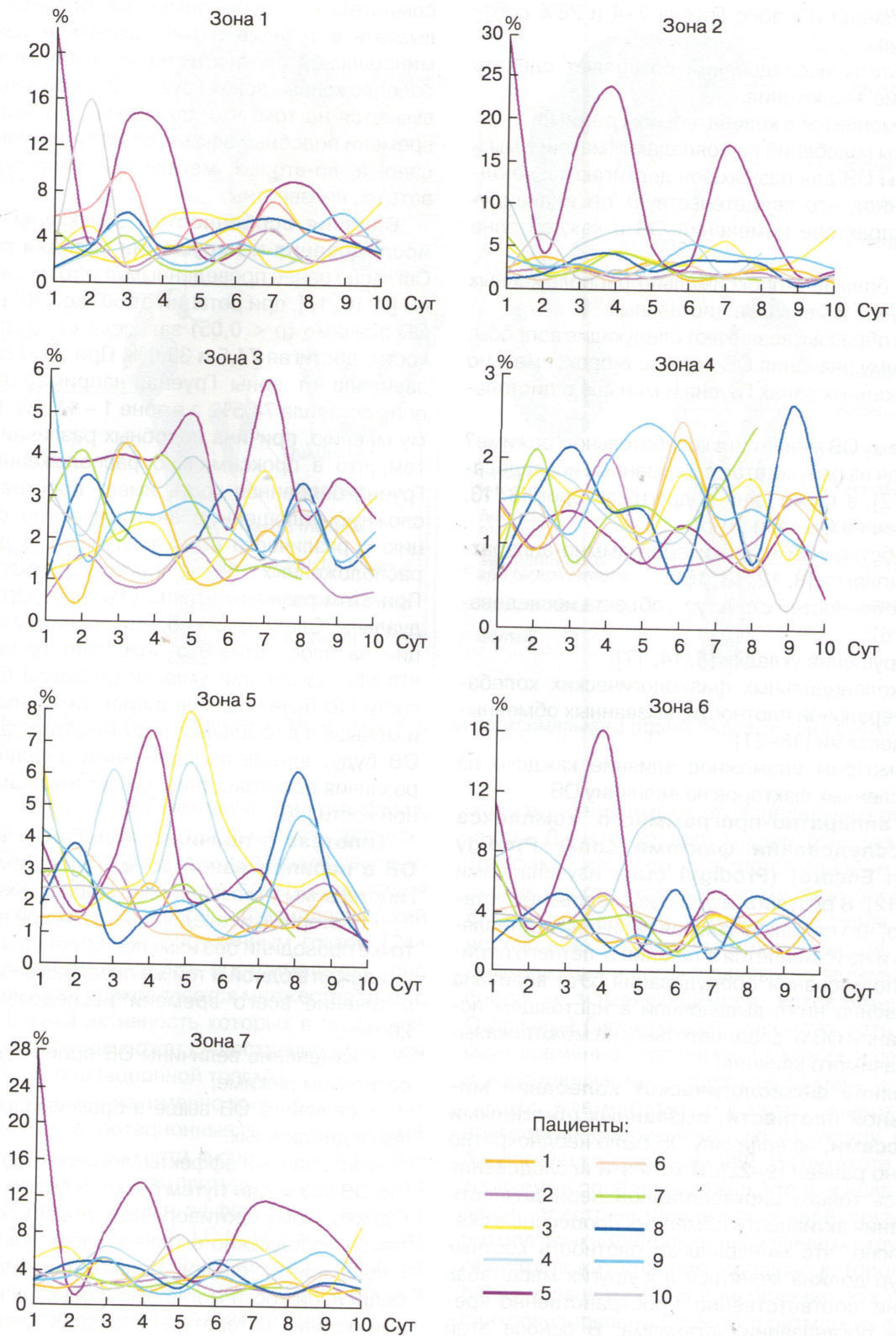


Рис. 2. Динамика ОБ у 10 пациентов по зонам Груена



соответственно и в зоне Груена 7–4 и 28% соответственно.

Результаты исследований позволяют сделать следующие заключения:

1) ОВ меняется в колебательном режиме;
2) фазы колебаний не совпадают (максимумы и минимумы ОВ для разных зон достигаются не одновременно), что свидетельствует об индивидуальном характере изменений ОВ в каждой зоне Груена;

3) ОВ больше в проксимально расположенных зонах Груена и меньше в дистальных.

Таким образом, возникают следующие вопросы:

– почему значения ОВ больше в проксимально расположенных зонах Груена и меньше в дистальных?

– почему ОВ меняется в колебательном режиме?

Исходя из результатов собственных исследований [9–12], а также данных других авторов [8, 13, 14], величина ОВ зависит от:

1) собственной ошибки программно-аппаратного комплекса [8, 12, 13, 15];

2) особенностей структуры объекта исследования [8, 16];

3) нарушения укладки [8, 14, 17];

4) околонеделных физиологических колебаний минеральной плотности, вызванных обменными процессами [18–21].

Рассмотрим возможное влияние каждого из перечисленных факторов на величину ОВ.

ОВ аппаратно-программного комплекса при исследовании фантома Lunar Prodigy (version Encore) (Prodigy) была изучена нами ранее [12]. В результате этого исследования установлено, что ее максимальная величина составляет 0,4% и не изменяется в течение 5-летнего периода использования оборудования. Эта величина существенно ниже выявленной в настоящем исследовании ОВ и, следовательно, не может оказывать значимого влияния.

Влияние физиологических колебаний минеральной плотности, вызванных обменными процессами, на величину ОВ было неоднократно показано ранее [19–22]. 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. В основе этой организации функционирования различных структур организма лежит принцип, согласно которому колебания уровня их функционирования, как правило, синхронизированы по фазе с ритмом их функциональных возможностей [23]. Однако

сомнительно, чтобы обменные процессы могли вызвать в течение 5 мин локальное изменение минеральной плотности на 4% 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.

Влияния особенностей структуры объекта исследования и нарушения укладки ротации.

Согласно ранее проведенным *in vitro* исследованиям [9, 10, 17], при ротации от 50° до –30° величина ОВ значимо ($p < 0,05$) зависела от исследуемой кости, достигая 74,5 и 33,0%. При этом она также зависела от зоны Груена, например в зоне 7 она составила 74,5%, а в зоне 1 – 11,4%. По нашему мнению, причина подобных различий вызвана тем, что в проксимально расположенных зонах Груена бедренная кость имеет пространственно сложную уплощенную анатомическую организацию с различного рода выступами, а дистально расположенных – более простую цилиндрическую. При этом размеры этих выступов строго индивидуальны. Следовательно, они различны и в проекции на плоскости. Это позволяет предполагать, что при изменении укладки ротацией бедренной кости ОВ будет больше в проксимальных отделах и меньше в дистальных, а кроме этого на величину ОВ будут влиять определенные индивидуальные различия пространственной организации бедренной кости [10].

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, без ее изменения в течение всего времени исследования около 20 мин;

• изменение величины ОВ происходит в колебательном режиме;

• величины ОВ выше в проксимальных зонах, чем в дистальных.

Учитывая эти эффекты, логично предположить, что ОВ возникает путем ротации бедренной кости. Однако этому противоречит тот факт, что пациент лежал неподвижно в течение всех повторных исследований и, следовательно, подобная ротация бедренной кости могла быть только произвольной. Анализ литературы позволил предположить, что подобную ротацию может оказать тремор мышц. Физиологический тремор характеризуется осцилляциями с частотой от 8 до 12 Гц, которые происходят на фоне нерегулярных функциональных мышечных колебаний. Кроме того, существу-

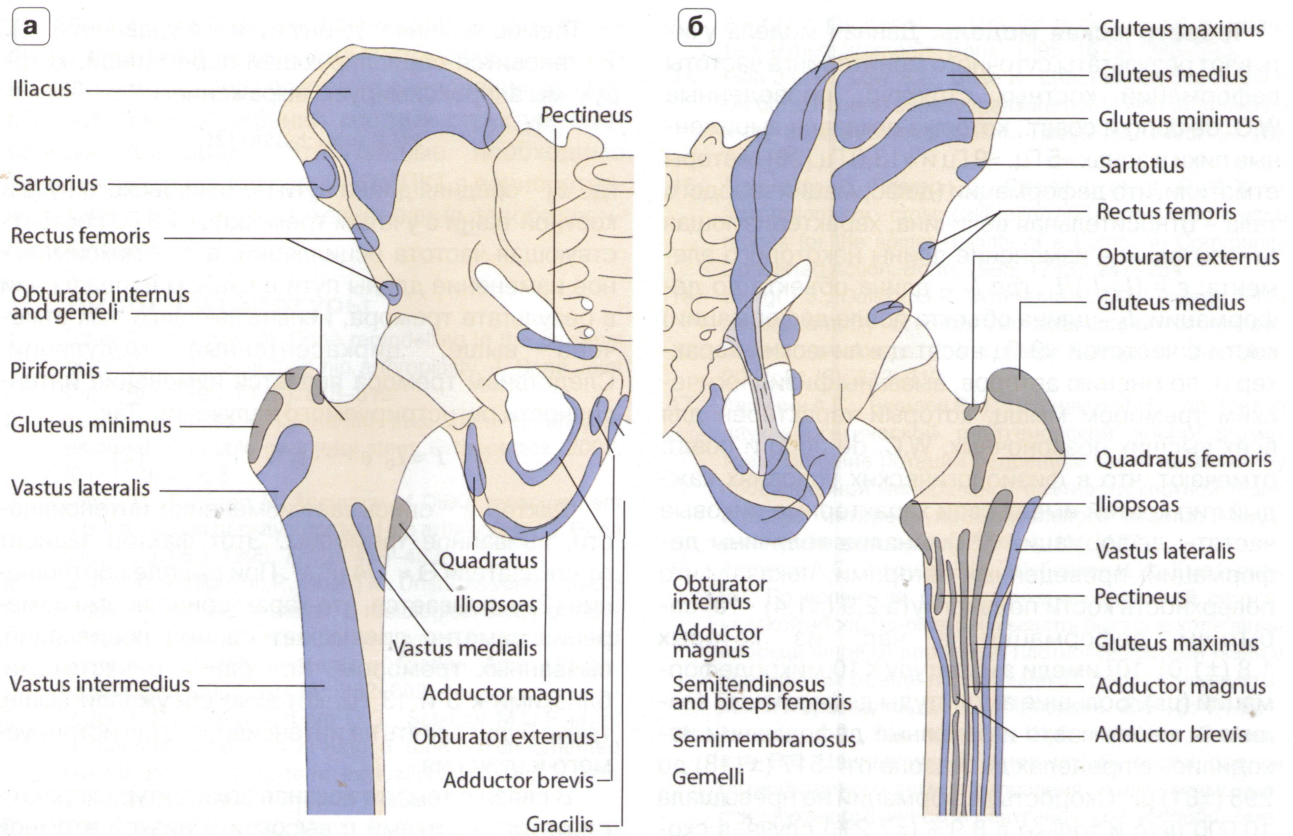
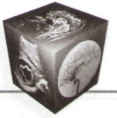


Рис. 3. Места прикрепления мышц в области тазовой кости проксимального отдела бедра. а – вид спереди; б – вид сзади [27].

ют также и пассивные механические колебания, продуцируемые сердечно-сосудистой деятельностью. Физиологический тремор может увеличиваться в результате усталости, тревоги, действия лекарств и других факторов. Физиологический тремор едва видим невооруженным глазом [24–26]. Как видно на рис. 3, в проксимальной зоне бедренной кости прикрепляется множество мышц, функциональная активность которых в послеоперационном периоде может существенно меняться под влиянием операционной травмы.

По нашему мнению, именно тремор может вызвать постоянные ротационные и вибрационные смещения бедренной кости, а операционная травма может увеличить их амплитуду. На основе этой гипотезы можно объяснить эффект существенного снижения ОВ, достигнутый J.C.H. Goh и соавт. [14] и F. Martini и соавт. [6] фиксацией конечности в специальном устройстве. Ясно, что подобная фиксация подавляет эффект тремора мышц.

В связи с этим возникает вопрос, как может влиять тремор на волнообразные колебания ОВ, имеющие околонедельную (циркасептанную) длину периода. По нашему мнению, это может быть вызвано изменением амплитуды тремора, если

эти изменения имеют околонедельную периодичность. Данное предположение основывается на том факте, что тремор является одной из характеристик пространственно-временной организации функций организма, которая образуется совокупностью всех ее ритмических процессов, взаимодействующих и согласованных во времени между собой и изменяющимися условиями среды. Отдельный биоритм надо рассматривать как элемент временной организации, который совместно и в определенных взаимоотношениях с другими такими элементами образует иерархическую временную биоритмическую структуру функций биологической системы [28]. В контексте рассматриваемой проблемы важно, что в основе координации пространственно-временной организации ритмов функционирования различных структур организма лежит принцип, согласно которому колебания уровня их функционирования, как правило, синхронизированы по фазе с ритмом их функциональных возможностей [23].

Однако данная гипотеза требует проведения дальнейших исследований и поэтому в настоящей работе мы представляем теоретическое обоснование влияния тремора на величину ОВ.



Теоретическая модель. Данная модель учитывает результаты суточного мониторинга частоты деформаций костных структур, проведенные W.C. de Jong и соавт., которые показали выраженные пики в зонах ≈ 5 Гц, ≈ 9 Гц и $\approx 13,0$ Гц [29]. Авторы отметили, что деформации (деформация твердого тела – относительная величина, характеризующая относительное изменение длины некоторого элемента: $\varepsilon = (l_2 - l_1)/l_1$, где l_1 – длина объекта до деформации, l_2 – длина объекта после деформации) кости с частотой ≈ 9 Гц носят циклический характер и, по мнению авторов, вызваны физиологическим тремором мышц, который характерен для всех высших позвоночных. W.C. de Jong и соавт. отмечают, что в физиологических условиях каждый тип костей имеет свои характерные пиковые частоты деформаций [29]. Анализ величины деформаций, проведенных авторами, показал, что поверхность кости подвергнута $2,9 (\pm 1,4) \cdot 10^3$ событиям деформаций в час, из которых $1,8 (\pm 1,0) \cdot 10^3$ имели амплитуду < 10 микродеформаций ($\mu\epsilon$). Большие амплитуды деформаций возникали менее часто и основные деформации находились в пределах диапазона от $-517 (\pm 118)$ до $298 (\pm 81)$ $\mu\epsilon$. Скорость деформаций не превышала $10\,000 \mu\epsilon/\text{с}$ и только в $8,9\% (\pm 7,2\%)$ случаев скорость обычных деформаций была выше $1000 \mu\epsilon/\text{с}$.

Учитывая эти данные, была предложена физическая модель, которая рассматривает механизмы ослабления рентгеновского излучения при прохождении через костную ткань. В общем случае это ослабление обеспечивается тремя механизмами: отражением от ее поверхности, рассеянием и поглощением, т.е. возбуждением и ионизацией атомов костной ткани. При использовании рентгеновской абсорбционной спектроскопии для изучения пространственного распределения атомной плотности в костной ткани обычно пренебрегают отражением от поверхности кости, поскольку угол отражения достаточно велик. В этом случае отношение интенсивностей падающего (I_0) и прошедшего (регистрируемого) (I) излучения определяется его поглощением (ослаблением) в костной ткани и зависит от ее количества:

$$\frac{I}{I_0} = e^{-\mu x}. \quad (1)$$

Здесь μ – линейный коэффициент поглощения, который определяется плотностью атомов костной ткани, 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 в уравнении (1). x становится осциллирующей переменной, которую мы аппроксимируем выражением

$$x(\Omega) \approx x_0 + \Delta \sin \Omega t,$$

где x_0 – средняя длина пути рентгеновского луча в костной ткани с учетом тремора, $\Omega \approx 9$ Гц соответствующая частота осцилляций, а Δ – максимальное изменение длины пути в данном направлении в результате тремора, испытывающего, как отмечено выше, циркасептантные модуляции. Следствием тремора является изменение интенсивности регистрируемого излучения. Так,

$$I \approx I_0 e^{-\mu x_0} \cdot e^{-\Theta}. \quad (2)$$

Фактор $e^{-\Theta}$ описывает изменение интенсивности, вызванное тремором. Этот фактор зависит от показателя $\Theta \approx 1/4 \mu^2 \Delta^2$. При выводе соотношения (2) учитывается, что характерное время измерения заметно превышает период осцилляций, вызванных тремором. Колебания с частотами, близкими к 5 и 13 Гц, которые обсуждали выше, также будут влиять на интенсивность регистрируемого излучения.

В связи с тем что костная архитектура характеризуется участками с высокой и низкой атомной плотностью (это особенно резко проявляется в участках трабекулярной кости. Кроме того, существенно различается минеральная плотность недавно образованных (низкая плотность) и старых остеонов (максимально высокая плотность)), а также принимая во внимание пропорциональность величины μ атомной плотности, видим, что тремор может вызвать существенные отклонения определяемой плотности костной ткани. При этом величина Δ , следовательно, и фактор $e^{-\Theta}$ зависят от направления рентгеновского луча относительно изучаемого объекта и зоны Груена и испытывают влияние циркасептантных ритмов.

Заключение

В настоящее время установлено, что величина ОВ при оценке ПМПКТ методом ДЭРА суммарно зависит от собственной ошибки аппаратно-программного комплекса, особенностей структуры объекта исследования, нарушения укладки, околонедельных физиологических колебаний минеральной плотности, вызванных обменными процессами костной ткани. В данном исследовании выдвинута гипотеза, что величина ОВ зависит также от тремора, физиологического процесса, характерного для высших млекопитающих. Этот феномен может усиливаться в зоне операционной травмы, т.е. в зоне исследования ПМПКТ. В работе теоретически аргументированы физические осно-



вы влияния тремора на прохождение рентгеновского излучения через костные структуры и показана зависимость результатов исследования от пространственных колебаний костных структур, вызванных тремором. Эти данные необходимо учитывать при исследовании ПМПКТ в перипротезной зоне после эндопротезирования тазобедренного сустава.

Список литературы

1. Cohen B., Rushton N. Bone remodelling in the proximal femur after charnley total hip arthroplasty. *J. Bone Joint Surg. (Br.)*. 1995; 77 (5): 815–819.
2. Gallinaro P., Mass A., Leonardi F. et al. Eight- to ten-year results of a variable geometry stem. *Orthopedics*. 2007; 30 (11): 954–958.
3. Cohen B., Rushton N. Accuracy of DEXA measurement of bone mineral density after total hip arthroplasty. *J. Bone Joint Surg. (Br.)*. 1995; 77 (3): 479–483.
4. Boden H., Adolphson P., Oberg M. Unstable versus stable uncemented femoral stems: a radiological study of periprosthetic bone changes in two types of uncemented stems with different concepts of fixation. *Arch. Orthop. Trauma Surg.* 2004; 124 (6): 382–392.
5. Boden H.S.G., Skoldenberg O.G., Salemyr M.O.F. et al. Continuous bone loss around a tapered uncemented femoral stem. A long-term evaluation with DEXA. *Acta Orthopaedica*. 2006; 77 (6): 877–885.
6. Martini F., Leberherz C., Mayer F. et al. Precision of the measurements of periprosthetic bone mineral density in hips with a custom-made femoral stem. *J. Bone Joint Surg. (Br.)*. 2000; 82 (7): 1065–1071.
7. Аврунин А.С., Голиков В.Ю., Сарычева С.С. и др. Дозы облучения пациентов при использовании рентгеновского денситометра PRODIGY для индивидуального мониторинга плотности костной ткани. *Медицинская радиология и радиационная безопасность*. 2009; 54 (4): 32–37.
8. Bonnick S.L., Lewis L.A. *Bone densitometry for technologists*. Humana Press Inc. Totowa, New Jersey, 2006. 416 p.
9. Аврунин А.С., Тихилов Р.М., Шубняков И.И. и др. Об определении минеральной плотности костной ткани в перипротезной зоне. *Ортопедия, травматология и протезирование*. 2009; 3: 121–126.
10. Аврунин А.С., Тихилов Р.М., Шубняков И.И. и др. Ошибка воспроизводимости метода двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии при исследовании перипротезной зоны вокруг бедренного компонента клиновидной формы типа SPOTORNO (экспериментальное исследование). *Травматология и ортопедия России*. 2009; 2: 89–95.
11. Аврунин А.С., Тихилов Р.М., Шубняков И.И. и др. Ошибка воспроизводимости ДЭРА при оценке ПМПКТ в перипротезной зоне полированного клиновидного бедренного компонента цементной фиксации. *Гений ортопедии*. 2010; 1: 96–102.
12. Аврунин А.С., Тихилов Р.М., Шубняков И.И. и др. Ошибка воспроизводимости аппаратно-программного комплекса Lunar Prodigy (version Encore) (Prodigy) при исследовании фантомов и костных структур. *Гений ортопедии*. 2010; 4: 104–110.
13. 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; 16 (3): 385–390.
14. 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 (5): 340–343.
15. Dequeker J., Pearson J., Reeve 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; 17 (3): 247–254.
16. 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. Clin. Med.* 2004; 51 (6): 313–319.
17. Аврунин А.С., Тихилов Р.М., Шубняков И.И. и др. Метод двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии. Влияние ротации бедренной кости на величину проекционной минеральной плотности костной ткани в зонах интереса проксимального отдела. *Медицинская визуализация*. 2009; 4: 120–127.
18. Аврунин А.С., Тихилов Р.М., Шубняков И.И., Емельянов В.Г. Позволяет ли метод двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии выявить быстрые колебания проекционной минеральной плотности костной ткани в поясничном отделе позвоночника? *Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова*. 2008; 3: 47–52.
19. Аврунин А.С., Тихилов Р.М., Шубняков И.И., Емельянов В.Г. Неинвазивный клинический метод оценки остеопороза. *Ортопедия, травматология и протезирование*. 2008; 2: 67–74.
20. Аврунин А.С., Тихилов Р.М., Шубняков И.И., Емельянов В.Г. Оценивает ли двухэнергетическая рентгеновская абсорбциометрия параметры физиологического обмена минерального матрикса? *Гений ортопедии*. 2008; 1: 41–49.
21. Аврунин А.С., Тихилов Р.М., Шубняков И.И. Динамическая оценка остеопороза. *Ортопедия, травматология и протезирование*. 2009; 2: 66–73.
22. Аврунин А.С., Тихилов Р.М., Шубняков И.И. и др. Минимально необходимое количество исследований ПМПКТ методом ДЭРА при индивидуальной диагностике остеопороза и мониторинге состояния скелета по дистальному отделу предплечья (предварительные рекомендации). *Ортопедия, травматология и протезирование*. 2009; 1: 9–56.
23. Деряпа Н.Р., Мошкин М.П., Постный В.С. *Проблемы медицинской биоритмологии*. М.: Медицина, 1985. 206 с.
24. Elble R.J. Tremor: clinical features, pathophysiology, and treatment. *Neurol. Clin.* 2009; 27 (3): 679–695.
25. Ayachea S.S., Al-ani T., Lefaucheur J.-P. Distinction between essential and physiological tremor using Hilbert-Huang transform. *Neurophysiol. Clin.* 2014; 44 (2): 203–212.
26. Basden C. Medication- and toxin-induced neurologic syndromes. *Prim. Care*. 2015; 42 (2): 259–265.
27. Руководство по хирургии тазобедренного сустава: в 2-х томах; Под ред. Р.М. Тихилова, И.И. Шубнякова. СПб.: РНИИТО им. Р.Р. Вредена, 2014. Т.1. 368 с.
28. Хронобиология и хрономедицина: Руководство; Под ред. Ф.И. Комарова. М.: Медицина, 1989. 400 с.



29. de Jong W.C., Koolstra J.H., Korfage J.A.M. et al. The daily habitual in vivo strain history of a non-weight-bearing bone. *Bone*. 2010; 46 (1): 196–202.

References

1. Cohen B., Rushton N. Bone remodelling in the proximal femur after charnley total hip arthroplasty. *J. Bone Joint Surg. (Br.)*. 1995; 77 (5): 815–819.
2. Gallinaro P., Mass A., Leonardi F. et al. Eight- to ten-year results of a variable geometry stem. *Orthopedics*. 2007; 30 (11): 954–958.
3. Cohen B., Rushton N. Accuracy of DEXA measurement of bone mineral density after total hip arthroplasty. *J. Bone Joint Surg. (Br.)*. 1995; 77 (3): 479–483.
4. Boden H., Adolphson P., Oberg M. Unstable versus stable uncemented femoral stems: a radiological study of periprosthetic bone changes in two types of uncemented stems with different concepts of fixation. *Arch. Orthop. Trauma Surg.* 2004; 124 (6): 382–392.
5. Boden H.S.G., Skoldenberg O.G., Salemyr M.O.F. et al. Continuous bone loss around a tapered uncemented femoral stem. A long-term evaluation with DEXA. *Acta Orthopaedica*. 2006; 77 (6): 877–885.
6. Martini F., Leberher C., Mayer F. et al. Precision of the measurements of periprosthetic bone mineral density in hips with a custom-made femoral stem. *J. Bone Joint Surg. (Br.)*. 2000; 82 (7): 1065–1071.
7. Avrunin A.S., Golikov V.Yu., Sarycheva S.S. et al. Radiation doses of patients at using of x-ray densitometr prodigy for individual monitoring of bone tissue density. *Meditinskaya radiologiya i radiatsionnaya bezopasnost'*. 2009; 54 (4): 32–37. (In Russian)
8. Bonnick S.L., Lewis L.A. *Bone densitometry for technologists*. Humana Press Inc. Totowa, New Jersey, 2006. 416 p.
9. Avrunin A.S., Tikhilov R.M., Shubnyakov I.I. et al. Determination of bone mineral density in the periprosthetic area. *Ortopediya, travmatologiya i protezirovaniye*. 2009; 3: 121–126. (In Russian)
10. Avrunin A.S., Tikhilov R.M., Shubnyakov I.I. et al. Reproducibility error of DEXA method in PBMD measurements around a non-cemented SPOTORNO stem (experimental research). *Travmatologiya i ortopediya Rossii*. 2009; 2: 89–95. (In Russian)
11. Avrunin A.S., Tikhilov R.M., Shubnyakov I.I. et al. Reproducibility error of DEXA method in BMD measurements around a cemented wedge-shaped femoral stem. *Geniy ortopedii*. 2010; 1: 96–102. (In Russian)
12. Avrunin A.S., Tikhilov R.M., Shubnyakov I.I. et al. Reproducibility error of the apparatus-programming unit Lunar Prodigy (version Encore) (Prodigy) in evaluating a phantom and osseous structures. *Geniy ortopedii*. 2010; 4: 104–110. (In Russian)
13. 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; 16 (3): 385–390.
14. 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 (5): 340–343.
15. Dequeker J., Pearson J., Reeve 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; 17 (3): 247–254.
16. 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 Clin Med* 2004; 51 (6): 313–319.
17. Avrunin A.S., Tikhilov R.M., Shubnyakov I.I. et al. DEXA method. The influence of femoral bone rotation on bmd indices in the areas of interest in its proximal part. *Meditinskaya Vizualizatsiya*. 2009; 4: 120–127. (In Russian)
18. Avrunin A.S., Tikhilov R.M., Shoubniakov I.I., Emelianov V.G. Does the method of dual-energy roentgen absorption allow estimating osteocyte functional state in the area of interest? *Vestnik travmatologii i ortopedii im. N.N. Priorova*. 2008; 3: 47–52. (In Russian)
19. Avrunin A.S., Tikhilov R.M., Shoubniakov I.I., Emelianov V.G. Non-invasive clinical method of osteocyte remodeling evaluation. New perspectives of dual-energy roentgen absorptiometry. *Ortopediya, travmatologiya i protezirovaniye*. 2008; 2: 67–74. (In Russian)
20. Avrunin A.S., Tikhilov R.M., Shoubniakov I.I., Emelianov V.G. Does double-energy roentgen absorbtometry allow estimation of mineral matrix physiological metabolism? *Geniy ortopedii*. 2008; 1: 41–49. (In Russian)
21. Avrunin A.S., Tikhilov R.M., Shubnyakov I.I. Dynamic assessment of bone tissue osteocytic remodeling using a non-invasive method. *Morfologiya*. 2009; 2: 66–73. (In Russian)
22. Avrunin A.S., Tikhilov R.M., Shubnyakov I.I. et al. Distal area of forearm bones. Minimally necessary number of pmbd measurements with DERA in individual diagnosis of osteoporosis and skeletal state monitoring (preliminary recommendations). *Ortopediya, travmatologiya i protezirovaniye*. 2009; 1: 9–56. (In Russian)
23. Deryapa N.R., Moshkin M.P., Postnyy V.S. *Problems of medical bioritmologii*. M.: Medicine, 1985. 206 p. (In Russian)
24. Elble R.J. Tremor: clinical features, pathophysiology, and treatment. *Neurol. Clin.* 2009; 27 (3): 679–695.
25. Ayachea S.S., Al-ani T., Lefauchera J.-P. Distinction between essential and physiological tremor using Hilbert-Huang transform. *Neurophysiol. Clin.* 2014; 44 (2): 203–212.
26. Basden C. Medication- and toxin-induced neurologic syndromes. *Prim Care*. 2015; 42 (2): 259–265.
27. *Guidelines for hip surgery: in 2 volumes*. Ed. R.M. Tihilova, I.I. Shubnyakova. SPb.: RNIITO them. R.R. Vreden, 2014. V. 1. 368 p. (In Russian)
28. *Chronobiology and Chronomedicine. Guidelines*. Ed. Komarov F.I. M.: Medicine, 1989. 400 p. (In Russian)
29. de Jong W.C., Koolstra J.H., Korfage J.A.M. et al. The daily habitual in vivo strain history of a non-weight-bearing bone. *Bone*. 2010; 46 (1): 196–202.