

ОРИГИНАЛЬНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ

Научная статья

УДК 611.718.4

doi:10.18499/2225-7357-2022-11-3-75-81

3.3.1 – анатомия человека



Двухмерная геометрическая модель шейки бедренной кости человека в прямой проекции

С. А. Теплов✉, А. В. Павлов, А. В. Ельцов, И. В. Бахарев, К. О. Слабачков

Рязанский государственный медицинский университет им. акад. И.П. Павлова, Рязань, Россия

Аннотация. В современном обществе неуклонно растет продолжительность жизни, вместе с тем, увеличивается количество медиальных переломов бедренной кости. Костно-балочная система проксимального эпифиза бедренной кости имеет участки различной плотности на всем протяжении, однако, наиболее четко данные различия наблюдаются в шейке.

Целью исследования было построить двухмерную параметрическую модель шейки бедренной кости человека для изучения ее костнобалочной структуры.

Материал и методы. Исследование проведено на 50 мацерированных бедренных костях и 10 рентгенограммах тазобедренных суставов человека из коллекции кафедры анатомии ФГБОУ ВО РязГМУ Минздрава России. Все кости были без признаков костной патологии и не имели зон роста. Разделение по возрастному и половому признакам не выполнялось. Материал фотографировали в прямой проекции, после чего, полученные фотографии, переносили на персональный компьютер, где проводили измерения в программе Autodesk AutoCAD LT 2012 Commercial New SLM MLo3. При помощи математической модели выполнено разделение шейки бедренной кости на три фигуры: «головка–шейка», «истинно шейка», «шейка–вертельная область». Также нами были измерены углы начала увеличения диаметра шейки бедренной кости: к головке (углы α_1 и α_2); и к вертельной области (углы β_1 и β_2), отдельно выделен угол γ , характеризующий направление ряда пучков арочной системы проксимального эпифиза бедренной кости.

Результаты. Площадь периметра «истинно шейка» составила 213,23 [194,31;250,51] мм², что занимает 20% в структуре целостной фигуры, а показатели периметров «шейка–головка» и «шейка–вертельная область» составили 355,47 [321,47;420,57] мм² – 33% и 511,65 [447,11;583,19] мм² – 47% соответственно. Медианные значения угла α_1 составили 34,24 [29,38; 40,45] °, угла α_2 – 27,27 [22,30; 31,48] °, угла γ – 51,32 [46,71; 55,39] °, а углов β_1 и β_2 39,95 [35,39;42,93] ° и 28,65 [25,70; 31,61] ° соответственно.

Заключение. Предложенная двухмерная параметрическая модель с разделением шейки на ряд фигур позволяет математически оценивать положение, направление и распределение костнобалочных структур в проксимальном эпифизе.

Ключевые слова: бедренная кость человека, проксимальный эпифиз, шейка, двухмерная параметризация, угловые параметры шейки, разделение шейки на фигуры

Конфликт интересов: авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Для цитирования: Теплов С.А., Павлов А.В., Ельцов А.В., Бахарев И.В., Слабачков К.О. Двухмерная геометрическая модель шейки бедренной кости человека в прямой проекции // Журнал анатомии и гистопатологии. 2022. Т. 11, №3. С. 75–81. <https://doi.org/10.18499/2225-7357-2022-11-3-75-81>

ORIGINAL ARTICLES

Original article

2D geometric model of the human femoral neck in frontal projection

S. A. Teplov✉, A. V. Pavlov, A. V. El'tsov, I. V. Bakharev, K. O. Slabachkov

I.P. Pavlov Ryazan State Medical University, Ryazan, Russia

Abstract. In modern society, life expectancy is steadily increasing, at the same time, the number of medial femoral fractures is increasing. The bone-beam system of the proximal epiphysis of the femur has areas of different density throughout, however, these differences are most clearly observed in the neck.

The aim of the study was to build a two-dimensional parametric model of the human femoral neck to study its bone and beam structure.

Material and methods. The study was carried out on 50 macerated femurs and 10 radiographs of human hip joints from the collection of the department of anatomy of I.P. Pavlov Ryazan State Medical University. All bones were without signs of bone pathology and had no growth zones. Age and gender determination was not performed. The material was photographed in frontal projection, then the photographs were transferred to a personal computer and measurements were taken in the Autodesk AutoCAD LT 2012 Commercial New SLM MLo3 program. Using a mathematical model, the femoral neck was divided into three figures: "head-neck", "true neck",

"neck–trochanteric region". We also measured the angles of the beginning of the increase in the diameter of the femoral neck: to the head (angles α_1 and α_2); and to the trochanteric region (angles β_1 and β_2), the angle γ , which characterizes the direction of a number of bundles of the arch system of the proximal epiphysis of the femur, was separately identified.

Results. The "true neck" perimeter area was 213.23 [194.31; 250.51] mm², which occupies 20% in the structure of the integral figure, and the parameters of the "neck–head" and "neck–trochanteric region" perimeters were 355.47 [321.47; 420.57] mm² – 33% and 511.65 [447.11; 583.19] mm² – 47%, respectively. The median values of the angle α_1 were 34.24 [29.38; 40.45]°, angle α_2 – 27.27 [22.30; 31.48]°, angle γ – 51.32 [46.71; 55.39]°, while the angles β_1 and β_2 are 39.95 [35.39; 42.93]° and 28.65 [25.70; 31.61]° respectively.

Conclusion. The proposed two-dimensional parametric model with the division of the neck into a number of figures makes it possible to mathematically evaluate the position, direction, and distribution of bone-beam structures in the proximal epiphysis.

Key words: human femur, proximal epiphysis, neck, two-dimensional parametrization, angular parameters of the neck, division of the neck into figures

Conflict of interests: the authors declare no conflict of interests.

For citation: Teplov S.A., Pavlov A.V., El'tsov A.V., Bakharev I.V., Slabachkov K.O. 2D geometric model of the human femoral neck in frontal projection. Journal of Anatomy and Histopathology. 2022. V. 11, №3. P. 75–81. <https://doi.org/10.18499/2225-7357-2022-11-3-75-81>

Введение

Шейка бедренной кости человека является своеобразной «ахиллесовой пятой» его нижней конечности. Статистические исследования показывают, что из-за увеличения продолжительности жизни населения экспоненциальными темпами возрастает и количество переломов шейки бедра [10]. Многие работы посвящены лечению, реабилитации пациентов, а также прогнозированию и уменьшению послеоперационных осложнений [7, 8]. При рассмотрении этиологических факторов, влияющих на формирование перелома в этой области, можно выделить один основополагающий: особенности конструкции кости проксимального эпифиза. Костная ткань представляет собой опорную ткань организма и характеризуется помимо прочего способностью к постоянному обновлению внеклеточного матрикса (ремоделированию). Это возможно за счет тесного взаимодействия остеобластов, остеоцитов и остеокластов, которые обеспечивают постоянное обновление костной ткани [1, 16, 20]. Данный процесс направлен на адаптивную перестройку структуры костей в условиях изменения физической нагрузки, определяя реакцию скелета на деформации. При этом известно, что величина адаптивной реакции кости на нагрузку должна быть пропорциональна интенсивности деформации [11]. На этой концепции основаны многочисленные комплексы упражнений для поддержания опорно-двигательного аппарата. Вместе с тем, наблюдения указывают на возрастное снижение интенсивности процессов ремоделирования костной ткани, не зависящее от уровня физической нагрузки, что проявляется в виде переломов костей, возникающих под действием сил меньшей интенсивности [18]. При этом в физиологических условиях скелет молодых и пожилых людей одинаково эффективно справляется с деформирующим воздействием, так как обладает так называемым «силовым рисунком» – ком-

плексом структур в виде арок, балок, контрфорсов, противодействующих силам напряжения и сжатия в процессе жизни [17].

Шейка бедренной кости является связующим звеном между головкой и диафизом, при этом имеет цилиндрическую форму, несколько сдавлена во фронтальной плоскости и состоит в основном из губчатой кости, покрытой компактным костным веществом. В дистальном направлении шейка бедра расширяется и у основания переходит в вертельный массив, на котором расположены большой и малый вертелы [3]. Данная форма обусловлена особенностями оксификации проксимального эпифиза бедренной кости: ядро эпифиза головки появляется в период от 2-го до 8-го месяцев жизни, ядро большого вертела – между 2-м и 7-м годами жизни. Окостенение головки бедренной кости осуществляется из двух источников: за счет ядра окостенения проксимального эпифиза бедра, а также за счет распространения процесса энхондрального костеобразования со стороны зоны оксификации шейки бедра в проксимальном направлении [9]. Таким образом шейка бедренной кости имеет центральную, самую узкую часть, и две расширяющиеся части к головке и вертельному массиву соответственно.

Костные балки шейки бедра имеют вид свода. Губчатое вещество шейки и головки бедра состоит из системы тонких перекладин, расположенных в виде арок, что позволяет силу тяжести тела перераспределять на стенки костной трубки, исключая локальное приложение силы. Перекладины губчатого вещества расположены соответственно линиям траекторий сжатия и растяжения. Они направляются дугообразно к середине кости и перекрещиваются с ее осью под углом 45°, а между собой – под углом 90°. Подобное строение губчатой костной ткани проксимального отдела бедренной кости позволяет равномерно распределять нагрузку с головки бедра на бедренную кость, что придает ей особую прочность [3]. Кроме того, имеются

участки как наивысшей (шпора Меркеля, дуга Адамса), так и наименьшей (треугольник Варда) плотности.

Состояние нагрузки костной системы тазобедренного сустава представляет собой результат взаимодействия между головкой бедра, вертлужной впадиной и околосуставными мышцами. Распределение деформаций в проксимальной части головки неоднородно и в значительной степени зависит от направления равнодействующего вектора сил, действующих на тазобедренный сустав [2].

Изучению элементов проксимального эпифиза бедренной кости посвящено немало исследований, но часто внимание авторов сконцентрировано исключительно на самом силовом рисунке без привязки его к анатомическим структурам. С этих позиций изучение анатомических особенностей проксимального эпифиза бедренной кости человека представляется актуальным.

Цель – построить двухмерную геометрическую модель шейки бедренной кости человека в прямой проекции для изучения ее костнобалочной структуры.

Материал и методы исследования

Исследование проведено на 50 мацерированных бедренных костях и 10 рентгенограмм тазобедренных суставов человека из коллекции кафедры анатомии ФГБОУ ВО РязГМУ Минздрава России. Все кости были без признаков костной патологии и не имели зон роста. Разделения по возрастному и половому признакам не выполнялось. Материал фотографировали в стандартной укладке, в прямой проекции с масштабной линейкой, после чего, полученные фотографии, перенесли на персональный компьютер и проводили измерения в программе Autodesk AutoCAD LT 2012 Commercial New SLM MLoz, статистическую обработку данных проводили с использованием программы Microsoft Excel 2019.

На первом этапе были обозначены следующие ориентиры на бедренной кости: центр головки, вершина большого вертела, центр шейки, грушевидная ямка.

По данным литературы, у взрослого человека вследствие округлой формы головки бедра ее центр легко определить геометрически с помощью ишиометра путем подбора соответствующего круга. Центр круга ишиометра будет считаться центром головки. Для определения середины шейки бедра на рентгенограмме проводят дугу вокруг центра головки бедра радиусом, равным расстоянию от самой дистальной части шейки до центра головки бедра. Дугу продолжают до пересечения с верхним и нижним контурами шейки. Середина шейки находится на линии, соединяющей данные точки и равноудалена от контуров шейки [5]. Данная методика описана

для анализа рентгенограмм тазобедренного сустава во фронтальной плоскости, однако, мы считаем правомерным применить ее для анализа фотографий мацерированных костей, а построение окружностей выполнять в компьютерной программе AutoCAD 2019. Таким образом была установлена точка середины шейки бедренной кости (3) (рис. 1, а).

Вторым этапом выявляли ось шейки бедренной кости (5), которая была получена проведением прямой линии между центром головки и серединой шейки (рис. 1, б).

По данному отрезку оценивали длину проксимального эпифиза (6), его начальной точкой считали самую медиальную часть головки бедренной кости, конечной – латеральный край проксимального эпифиза (рис. 1, в).

Латеральная граница головки бедренной кости (место перехода в шейку бедренной кости) определялась путем достраивания усеченной окружности головки до полной, и соединения точек, находящихся на границе выхода круга за пределы головки (7, 8). Для определения диаметра головки проводили линию между наиболее удаленными точками в верхне-нижнем размере. Высоту головки определяли по оси шейки, начиная с внутренней поверхности головки, до пересечения с линией 7–8 (рис. 1, г).

Для определения дистальной границы шейки бедренной кости (11) проводили линию от грушевидной ямки (4) до медиальной точки начала малого вертела (9), а отрезок между полученной линией и латеральной границей головки принимали за длину шейки бедренной кости во фронтальной плоскости (12). Также была проведена линия между вершинами вертелов (13), которую принимали за межвертельный размер (рис. 1, д).

На середине линии длины шейки была выставлена точка, являющаяся ее серединой (14), через которую был проведен перпендикуляр (15) к оси и получен диаметр шейки в ее центре (рис. 1, е).

Шейка бедренной кости имеет неправильную форму и расширяется как при переходе в головку, так и в вертельную область. Для характеристики геометрии шейки с проксимальной и с дистальной сторон выполняли построение двух линий, параллельных ее оси (16, 17), каждая из которых накладывалась на верхнюю и нижнюю поверхности в наиболее узком месте (рис. 1, ж). На основании этого определяли четыре точки, соответствующие местам начала увеличения ее диаметра как к головке (18, 19), так и к вертельной области (20, 21) (рис. 1, з). К выделенным точкам выполняли построение отрезков от крайних точек дистальной границы шейки (4, 9) и латеральной границы головки (7, 8). Таким образом были построены три фигуры (рис. 1, и): 1) периметр «истинно шейка», который соответствовал центральной фигуре; 2) периметр «шейка–головка», который соответствовал

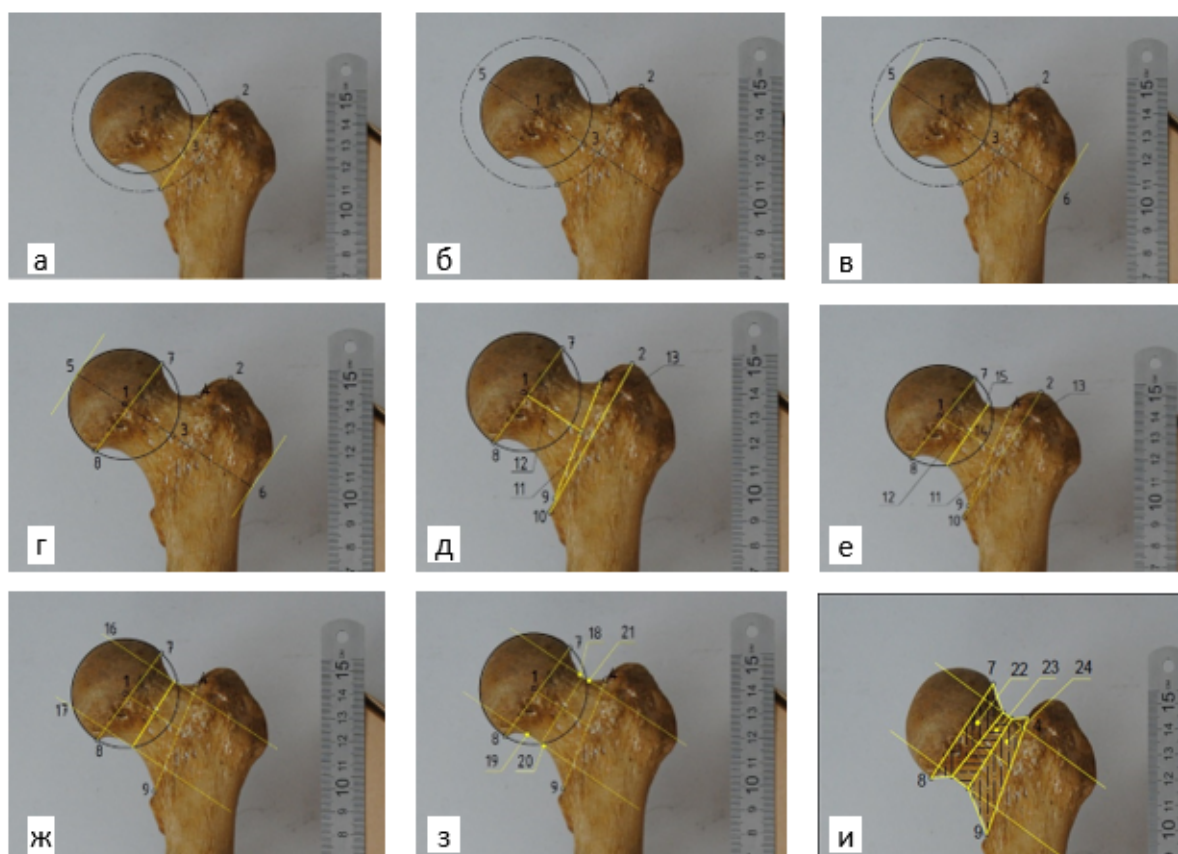


Рис. 1. Этапы фотометрического исследования (а–и) мацерированной бедренной кости человека.

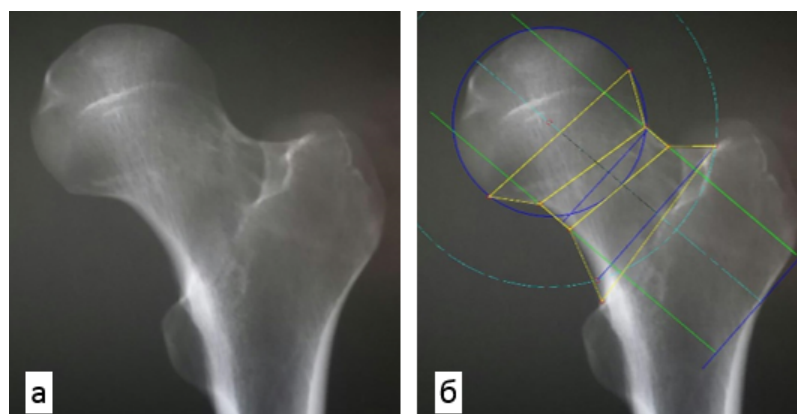


Рис. 2. Рентгенограмма проксимальной части бедренной кости человека до нанесения линий и окружностей (а) и с нанесенными фигурами (б).

медиальной фигуре; 3) периметр «шейка–вертельная область», который соответствовал латеральной фигуре.

Также нами были измерены углы начала увеличения диаметра шейки бедренной кости: к головке, при этом вершины соответствовали точкам 18 и 19, а углы – α_1 и α_2 ; и к вертельной области, вершины которых соответствовали точкам 21 и 20, а углы – β_1 и β_2 соответственно. Отдельно выделен угол γ , вершиной которого является точка 9.

Данные построения также были выполнены на рентгенограммах бедренных костей человека с целью проверки возможности построения двумерной параметрической модели по данной методике (рис. 2, а, б).

Данные представлены в виде Ме [Q1;Q3].

Результаты и их обсуждение

На основании данной методики были выделены 3 периметра (фигуры), соответствующие различным участкам шейки бедренной кости. Площадь периметра «истинно шейка» составила 213,23 [194,31; 250,51] мм², а площади периметров «шейка–головка» и «шейка–вертельная область» составили 355,47 [321,47; 420,57] мм² и 511,65 [447,11; 583,19] мм² соответственно. Общая площадь всех фигур составила 1124,37 [1020,26; 1197,63] мм². При рассмотрении взаимоотношений между частями шейки было получено, что периметр «истинно шейка» относился к периметрам «шейка–головка» и «шейка–вертельная область» как 1:1,7 и 1:2,4

соответственно, а между собой данные периметры соотносились как 1:1,4. При анализе распределения площадей отдельных элементов шейки в структуре целостной фигуры получено: периметр «головка–шейка» – 33%, «истинно шейка» – 20%, «шейка–вертельная область» – 47%.

Медианные значения угла α_1 составили 34,24 [29,38; 40,45] °, угла α_2 27,27 [22,30; 31,48] °, угла γ 51,32 [46,71; 55,39] °, а углов β_1 и β_2 39,95 [35,39; 42,93] ° и 28,65 [25,70; 31,61] ° соответственно.

Наши данные свидетельствуют, что шейка бедренной кости человека представляет собой своеобразный сборный элемент проксимального эпифиза, представленный тремя геометрическими фигурами. Из данных по классической возрастной анатомии известно, что процесс формирования костной структуры шейки напрямую связан с окостенением головки и вертельной области [6], причем начинается он непосредственно с латеральной области, чем обусловлен наибольший вклад периметра «вертельная область – шейка», а именно 47% по нашим данным. Из литературных источников известно, у детей первого года жизни на рентгенограмме четко определяется зона просветления, представленная хрящом [6], в проекции фигуры «истинно шейка» нашего исследования. На основании этого, важным является изучение угловых параметров шейки бедренной кости, особенно в самой узкой части, при этом углы β характеризуют темп уменьшения ее диаметра при энхондральной оссификации с вертельной области, а углы α – темп увеличения диаметра шейки до необходимых значений ядра окостенения головки.

Апофизы, расположенные в проксимальном эпифизе бедренной кости, являются основными местами крепления мышечных массивов тазобедренного сустава. Хрящевой компонент проксимального эпифиза, представленный шейкой, претерпевает изменения в процессе роста и развития человека, причем основная масса данных преобразований приходится на раннее детство, когда ребенок вертикализуется, при этом изменяется его центр массы тела. Разработано множество моделей силовой структуры тазобедренного сустава, так в 1935 году Pauwels разработал «классическую» модель в которой он выдвинул гипотезу о том, что проксимальный отдел бедренной кости «напрягается» результирующей силой, создаваемой частичным весом тела и антагонистическим действием отводящих мышц, прикрепленных к большому вертелу. Эта результирующая сила действует непосредственно через центр вращения тазобедренного сустава, что приводит к формированию растягивающих сил в области большого вертела. В свою очередь

However, Heimkes и др. (1993) создали другую модель биомеханики тазобедренного сустава, изменив «классическую» модель Pauwels путем постулирования второй результирующей силы, которая направлена перпендикулярно к апофизарной пластине большого вертела. В соответствии с данной концепцией, можно предположить локальное напряжение сжатия в области трабекул большого вертела. Которые традиционно интерпретируются как трабекулы растяжения [14]. Tobias P. Skuban с соавторами (2009) определили, что существование вертельной системы просто отображает нагрузку на большой вертел в медиокаудальном направлении либо в форме сжатия, либо – растяжения [19].

В задачи нашего исследования не входило рассмотрение большого вертела, однако можно предположить, что, нагрузка, которую он испытывает, опосредованно влияет на шейку бедренной кости, а именно на периметр «истинно шейка».

Экспериментальные исследования костей *in vitro* показали неоднородное распределение деформации в бедренной кости в условиях статической нагрузки, но не учитывали деформации в шейке бедренной кости [12]. В свою очередь Kersh с соавт. (2018), используя данные биомеханики походки *in vivo*, количественно определили деформации в проксимальном отделе бедренной кости во время локомоции, особенно в шейке бедра. Авторы оценивали микронапряжение, предварительно разделив каждую модель на основании анатомических ориентиров на 5 областей, а именно: проксимальная шейка, средняя шейка, дистальная шейка, пертрохантер и субтрохантер. Обнаружили, что мышечная нагрузка вызывала наибольшее напряжение в субтрохантериальной области, однако при сравнении пиковой деформации в каждой области проксимального эпифиза бедренной кости при различных видах деятельности были обнаружены различия в деформации по всему проксимальному отделу бедра, обусловленные разными задачами. Отличительный механический эффект от различных видов деятельности был наиболее четко выражен в шейке бедра, а не в области мышечной инсерции [15]. Данное исследование соответствует выделенным нами участкам шейки бедренной кости, а именно периметрам «истинно шейка», «шейка–головка» и «шейка–вертельная область». Нами предложена методика для стандартизации подходов разделения «связующего звена» головки и диафиза бедра на отдельные периметры с целью их дальнейшего детального изучения.

Каждая из отдельных зон шейки имеет свои особенности распределения нагрузки в различных видах деятельности. Учитывая концептуальную модель преобразования кости под действием механической нагрузки, предложенную Вольфом, можно предположить, что величина нагрузки будет оказывать влияние на архитектуру трабекулярной системы проксимального эпифиза.

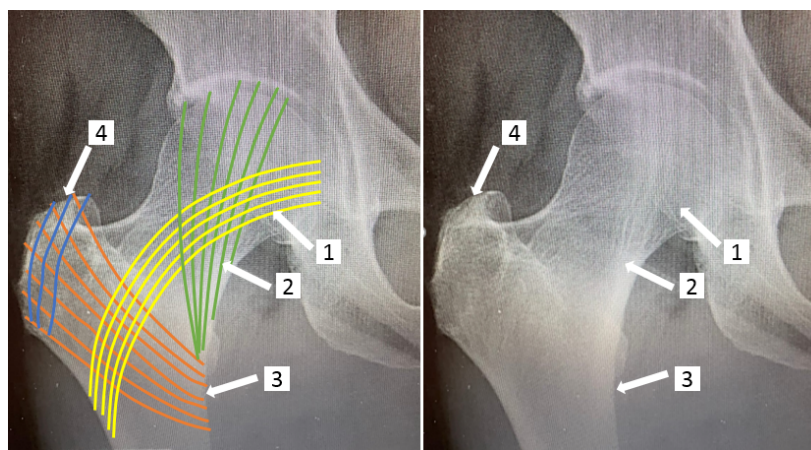


Рис. 3. Схема прохождения систем трабекул проксимального эпифиза бедренной кости человека. 1 – дугообразный пучок Галуа и Боскета; 2 – головной (поддерживающий) пучок; 3 – вертельный пучок; 4 – подкортикальный пучок.

На основании данных литературы [3, 4] пластинки губчатой кости располагаются двумя системами трабекул, соответствующим силовым линиям. Основная система состоит из дугообразного пучка Галуа и Боскета (Gallois, Bosquette) и головного пучка (так называемого, поддерживающего веера) (рис. 3). Дополнительная система состоит из вертельного пучка и подкортикального пучка (рис. 3).

Кроме того, пересечение данных систем трабекул образуют два участка уплотнения костной ткани, получивших название готических арок (рис. 3). Первый расположен в вертельной области – место пересечения дугообразного (1) и вертельного (3) пучков с формированием своеобразного «замкового камня» из пересекающихся трабекул и двух колонн: внутренней и наружной. Внутренняя колонна менее мощная и ослабевает с возрастом в результате остеопороза [4].

Второй участок уплотнения костной ткани представляет собой место пересечения системы трабекул шейки и головки бедренной кости, с образованием второй готической арки, за счет пересечения дугообразного (1) и поддерживающего (2) пучков (рис. 3). В точке пересечения пучки плотнее и составляют «ядро головки» [4].

Дуга Адамса препятствует весу тела, воздействующему на диафиз бедренной кости через плечо рычага – ее шейку. При этом изучение угла γ , характеризующего направление вертельного и поддерживающего пучков, интересно не только с позиций анатомии, но и клиники: изменения его значений, вероятно, повлекут трансформацию архитектоники трабекулярной системы проксимального эпифиза в целом, что в свою очередь окажет влияние на устойчивость данной области к деформационным нагрузкам.

Кроме участков уплотнения костной ткани имеется и зона наименьшего сопротивления, находящаяся между готической аркой вертела и поддерживающей шейчно-головчатой системой. Данная область проецируется на фигуру «шейка–вертельная область», являющуюся наибольшей по площади из периметров шейки. Именно в этом месте

регистрируют базальные переломы шейки бедренной кости. Таким образом, на основании анатомических и биомеханических особенностей проксимального эпифиза бедренной кости человека, деление ее шейки на три участка представляется правильным.

Заключение

Построена двухмерная геометрическая модель проксимального эпифиза бедренной кости в прямой проекции, позволяющая разделить шейку на различные фигуры. Архитектоника костно-балочной системы и плотность костной ткани различаются на всем протяжении проксимального эпифиза, но наиболее четко прослеживаются данные изменения в шейке. Исследование угловых параметров фигур «истинно шейка» и «шейка–вертельная область» является актуальным с позиции изучения особенностей ориентации и выраженности таких важных внутрикостных конструкций как дуга Адамса и шпора Меркеля. С позиций распределения нагрузки на бедренную кость ее шейку целесообразно рассматривать в качестве «сборного» элемента проксимального эпифиза, каждая часть которого обладает своими особенностями в процессе перераспределения деформационных сил.

Список источников / References

1. Аврунин А.С., Тихилов Р.М. Остеоцитарное ремоделирование костной ткани: история вопроса, морфологические маркеры. *Морфология*. 2011;139(1):86–94 [Avtunin AS, Tykhilov RM. Osteocytic bone remodeling: history of the problem, morphological markers. *Morphology*. 2011;1:86–94] (in Russian). EDN: NCPAEZ
2. Беджинский Р., Подрез-Радзишевска М., Тиндик М., Кржеминский М. Анализ напряженно-деформированного состояния в проксимальном эпифизе бедренной кости при болезни Легга-Кальве-Пертеса. *Российский журнал биомеханики*. 2002;6(3):66–76 [Bedzinski R., Podrez-Radziszewska M., Tyndyk M., Krzeminski M. Analysis of stress and strain state in proximal epiphysis of femoral bone in legg-calve-perthes disease. *Russian Journal of Biomechanics*. 2002;6(3):66–76] (in Russian). EDN: JWSGLN

3. Загородний Н.В., Белинов Н. В. Переломы проксимального отдела бедренной кости. М.: ГЭОТАР-Медиа; 2020 [Zagorodnii NV, Belinov NV. Perelomy proksimal'nogo otдела bedrennoi kosti. Moscow: GEOTAR-Media; 2020] (in Russian).
4. Капанджи А.И. Нижняя конечность: Функциональная анатомия. Москва: Эксмо; 2010 [Kapandzhi AI. Nizhnyaya konechnost': Funktsional'naya anatomiya. Moscow: Eksmo; 2010] (in Russian).
5. Маркс В.О. Ортопедическая диагностика: Руководство-справочник. Минск: Наука и техника; 1978 [Marks VO. Ortopedicheskaya diagnostika: Rukovodstvo-spravochnik. Minsk: Nauka i tekhnika; 1978] (in Russian).
6. Садофьева В.И. Нормальная рентгенанатомия костно-суставной системы детей. Л.: Медицина; 1990 [Sadof'eva VI. Normal'naya rentgenanatomya kostno-sustavnoi sistemy detei. Leningrad: Meditsina; 1990] (in Russian).
7. Федосеев А.В., Литвинов А.А., Чекушин А.А., Филоненко П.С., Аль Мансур А.Ю., Юрчикова Е.Е.. Проблемы цементной фиксации компонентов при первичном эндопротезировании тазобедренного сустава у больных с переломом шейки бедренной кости (обзор литературы). Российский медико-биологический вестник им. академика И.П. Павлова. 2015;23(1):168–74 [Fedoseyev AV, Litvinov AA, Chekushin AA, Filonenko PS, Mansoor AA, Yurchikova EE. The problems of cement fixation of hip prosthesis components in patients with hip fracture (review). IP Pavlov Russian Medical Biological Herald. 2015 Dec 15;23(1):168–74] (in Russian). doi: 10.17816/PAVLOVJ20151168-174
8. Федосеев А.В., Аль Мансур А.Ю., Литвинов А.А., Чекушин А.А., Филоненко П.С., Бондарева Ю.А., и др. Соматические осложнения при эндопротезировании тазобедренного сустава у пациентов пожилого возраста. Российский медико-биологический вестник им. академика И.П. Павлова. 2014;22(1):121–5 [Fedoseyev AV, Al Mansour AY, Litvinov AA, Chekushin AA, Filonenko PS, Bondareva JA, et al. Medical complications in hip joint arthroplasty in elderly patients. IP Pavlov Russian Medical Biological Herald. 2014 Dec 15;22(1):121–] (in Russian). EDN: SIVTSD. doi: 10.17816/PAVLOVJ20141121-125
9. Хисаметдинова Г.Р. Современные данные об анатомии и кровоснабжении тазобедренного сустава, клинике и диагностике его воспалительно-некротического поражения. Вестник РНЦПР. 2008;(8):18 [Khisametdinova GR. The modern knowledge about anatomy and blood supply of hip joint in clinics and diagnostics of its inflammatory-necrotic lesions. Vestnik of the Russian Scientific Center of Roentgenoradiology. 2008;(8):18] (in Russian). EDN: NBRUDF
10. Briot K, Maravic M, Roux C. Changes in number and incidence of hip fractures over 12 years in France. Bone. 2015 Dec;81:131–7. doi: 10.1016/j.bone.2015.07.009
11. Burr DB, Robling AG, Turner CH. Effects of biomechanical stress on bones in animals. Bone. 2002 May;30(5):781–6. doi: 10.1016/s8756-3282(02)00707-x
12. Cristofolini L, Juszczak M, Martelli S, Taddei F, Viceconti M. In vitro replication of spontaneous fractures of the proximal human femur. Journal of Biomechanics. 2007 Jan;40(13):2837–45. doi: 10.1016/j.jbiomech.2007.03.015
13. Deng C, Gillette JC, Derrick TR. Femoral Neck Stress in Older Adults During Stair Ascent and Descent. Journal of Applied Biomechanics. 2018 Jun 1;34(3):191–8. doi: 10.1123/jab.2017-0122
14. Heimkes B, Posel P, Plitz W, Jansson V. Forces Acting on the Juvenile Hip Joint in the One-Legged Stance. Journal of Pediatric Orthopaedics. 1993 Jul;13(4):431–6. doi: 10.1097/01241398-199307000-00003
15. Kersh ME, Martelli S, Zebaze R, Seeman E, Pandey MG. Mechanical Loading of the Femoral Neck in Human Locomotion. Journal of Bone and Mineral Research. 2018 Jul 18;33(11):1999–2006. doi: 10.1002/jbmr.3529
16. Kim YK, Kameo Y, Tanaka S, Adachi T. Capturing microscopic features of bone remodeling into a macroscopic model based on biological rationales of bone adaptation. Biomechanics and Modeling in Mechanobiology. 2017 May 18;16(5):1697–708. doi: 10.1007/s10237-017-0914-6
17. Kinney JH, Stölken JS, Smith TS, Ryaby JT, Lane NE. An orientation distribution function for trabecular bone. Bone. 2005 Feb;36(2):193–201. doi: 10.1016/j.bone.2004.09.023
18. Meakin LB, Udeh C, Galea GL, Lanyon LE, Price JS. Exercise does not enhance aged bone's impaired response to artificial loading in C57Bl/6 mice. Bone. 2015 Dec;81:47–52. doi: 10.1016/j.bone.2015.06.026
19. Skuban TP, Vogel T, Baur-Melnyk A, Jansson V, Heimkes B. Function-Oriented Structural Analysis of the Proximal Human Femur. Cells Tissues Organs. 2009;190(5):247–55. doi: 10.1159/000210065
20. Turner CH. Three rules for bone adaptation to mechanical stimuli. Bone. 1998 Nov;23(5):399–407. doi: 10.1016/s8756-3282(98)00118-5

Информация об авторах

Теплов Семен Александрович – ассистент кафедры анатомии Рязанского государственного медицинского университета им. акад. И.П. Павлова. Ул. Высоковольтная, 9, Рязань, 390026; semsymkino5@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-3442-9222>
 Павлов Артем Владимирович – д-р мед. наук, профессор; vitrea@yandex.ru; <https://orcid.org/0000-0002-8224-824X>
 Ельцов Анатолий Викторович – д-р. пед. наук, профессор; eltssov17@rambler.ru; <https://orcid.org/0000-0001-9092-3818>
 Бахареv Илья Вячеславович – канд. мед. наук, доцент; ibakharev@yandex.ru <https://orcid.org/0000-0001-8670-9181>
 Слабачков Кирилл Олегович – студент; rooney121997@mail.com <https://orcid.org/0000-0003-4638-9560>

Information about the authors

Semen A. Teplov – teaching assistant of human anatomy department of I.P. Pavlov Ryazan State Medical University. Ul. Vysokovol'tnaya, 9, Ryazan, 390026; semsymkino5@gmail.com; <https://orcid.org/0000-0002-3442-9222>
 Artem V. Pavlov – Doct. Med. Sci., Professor; vitrea@yandex.ru; <https://orcid.org/0000-0002-8224-824X>
 Anatolii V. El'tsov – Doct. Ped. Sci., Professor; eltssov17@rambler.ru; <https://orcid.org/0000-0001-9092-3818>
 Il'ya V. Bakharev – Cand. Med. Sci., Assoc. Prof.; ibakharev@yandex.ru <https://orcid.org/0000-0001-8670-9181>
 Kirill O. Slabachkov – student; rooney121997@mail.com <https://orcid.org/0000-0003-4638-9560>