

БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ЗНАЧЕНИЕ ПЕРЕМЕЩЕНИЯ БОЛЬШОГО ВЕРТЕЛА

Введение

Основной биомеханической предпосылкой для нормальной функции тазобедренного сустава (ТБС) является равновесие между его способностью выдерживать нагрузки (механической прочностью сустава) и фактической нагрузкой на сустав (вес тела, усилие мышц, сила реакции опоры – (рис. 1).

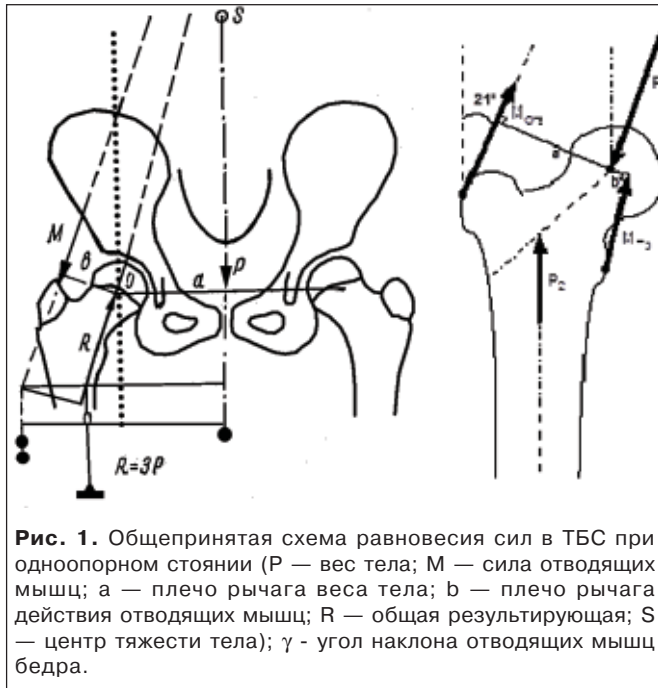


Рис. 1. Общепринятая схема равновесия сил в ТБС при одноопорном стоянии (P — вес тела; M — сила отводящих мышц; a — плечо рычага веса тела; b — плечо рычага действия отводящих мышц; R — общая результирующая; S — центр тяжести тела); γ - угол наклона отводящих мышц бедра.

Центр головки бедренной кости (ГБК) является центром опоры, на котором таз удерживается в равновесии в момент одноопорного стояния благодаря равенству моментов плеча рычага (a) веса тела и плеча рычага действия отводящих мышц (b). Плечо рычага нагрузки веса тела a примерно в 3 раза длиннее плеча противодействующих мышечных сил b. Поэтому для сохранения равновесия растягивающая нагрузка отводящих мышц должна равняться утроенному весу тела (вес тела считается без веса опорной ноги), вследствие этого давление на несущую поверхность ГБК равно учетверенному весу тела, так как при воздействии на ГБК суммируются силы моментов плеч рычага веса тела и тяги мышц. Направление их равнодействующей рассчитывается графически согласно законам механики [1-4].

Проведенными ранее работами было показано [9, 10, 22], что основными факторами, опре-

деляющими в норме нагрузку на ТБС в одноопорный период стояния, являются:

1. Статическая нагрузка, общая результирующая которой обусловлена весом тела и протivotягой отводящих мышц.
2. Мышечное давление, общая результирующая R которого, обусловлена силой напряжения мышц, окружающих сустав и прижимающие ГБК к вертлужной впадине (ВВп).
3. Величина суставных поверхностей компонентов ТБС, на которую действуют статические и мышечные силы.

Распределение нагрузки на каждый участок ГБК зависит от многих условий — соотношений в суставе во фронтальной и сагиттальной плоскостях, величины ШДУ и угла антеторсии, соответствия (или несоответствия) суставных поверхностей ГБК и ВВп, их величины и др [6-8].

Для определения результирующей сил, действующих на ТБС, используют методы теоретической механики. Однако применение основ теоретической механики в ортопедии по-прежнему сопряжено с большими трудностями, особенно в вопросе о величине и характере воздействия мышечных усилий. Классические исследования F.Pauwels и R.Bombelli [9, 10] заложили основы для расчета направления и величины результирующих сил в ТБС. Данные о нагрузке в области ТБС с учетом мышечных моментов и, в частности, результирующей силы абдукторов бедра представлены в ряде работ [6-8, 15]. В настоящее время реальные значения действующих сил в ТБС нуждаются в уточнении. Известно, что нагрузка на ТБС зависит в том числе и от места прикрепления и угла наклона отводящих мышц бедра γ , т.е. от особенностей пространственного расположения большого вертела (БВ), которое, в свою очередь, может варьировать в достаточно широких пределах при различной патологии ТБС (соха вага, асептический некроз головки бедренной кости (АН ГБК), патологический вывих бедра (ПВБ), врожденный вывих и подвывих бедра (ВВиПВБ), посттравматическая деформация бедренной кости, юношеский эпифизеолиз (ЮЭ ГБК). Попытки хирургически оптимизировать пространственное расположение БВ были предприняты неоднократно [Veau-Lamy, X.A.

Янсон, Соколовский О.А., 2011; и др.]. Однако окончательно характер взаимосвязи всех вышеперечисленных параметров, влияющих на состояние ТБС, до настоящего времени полностью не выяснен.

Цель работы: изучить влияние пространственного перемещения большого вертела бедренной кости на динамику напряжений в головке бедренной кости.

Материал и методы исследования: рентгенометрический (данные обзорной рентгенографии, компьютерной томографии и ядерно-магнитно-резонансной томографии ТБС), аналитический (анализ данных литературы) и математический (расчеты выполнены с помощью программы BioCad и Looker, которые хорошо себя зарекомендовали в предыдущих исследованиях для определения величины результирующей силы и напряженно-деформированного состояния (НДС) в ТБС по рентгенологическим параметрам, которую мы использовали в предыдущих исследованиях [5, 17-19]).

В работе мы исходили из данных о том, что в норме верхушка БВ располагается на одном уровне или ниже центра ГБК во фронтальной плоскости [5]. У взрослых в норме в горизонтальной плоскости БВ отклоняется примерно на 15° кзади по отношению к центру ГБК, угол антеторсии бедренной кости варьирует от 5° до 12° , а угол γ наклона пельвио-трохантерных мышц в вертикальной плоскости в норме варьирует от 60° до 75° [11-14].

Нами проведено изучение НДС в ГБК для таких анатомических вариантов, которые характерны как для нормального так и для диспластического ТБС у детей и подростков: угол антеторсии - 40° , 35° , 30° , 25° , 20° , 15° , 12° , 0° ; при нормальном расположении БВ, а также при его латеральном и медиальном смещении во фронтальной плоскости на 1,5 см и 2 см, и смещении его кверху и книзу на ту же величину (рассматривался вариант одновременного смещения БВ латерально и кверху, а также вариант смещения БВ книзу и медиально).

Результаты и их обсуждение

Изменение результирующей силы и НДС в ГБК в зависимости от угла γ наклона пельвио-трохантерных мышц (при рассмотрении действия сил во фронтальной плоскости) было достаточно подробно исследовано в работе [7]. Нами проведены аналогичные исследования, как во фронтальной, так и в сагиттальной плоскости, которые в достаточной степени совпадают с результатами Tönnis [14]. Ниже на диаграммах (рис.2,

3) представлена динамика величины результирующей силы в ГБК в зависимости от изменения угла наклона пельвио-трохантерных мышц γ . Кривые построены с помощью программы, которая использует для определения величин результирующей силы и максимальных напряжений как экспериментальные, так и расчетные данные. Например, угол γ нельзя достоверно измерить с помощью рентгеновских снимков, поэтому его определяют либо косвенно, сопоставляя другие данные, либо используя, как в нашем случае, данные компьютерной и ЯМР томографии. Используя данные, представленные на рис. 2, 3 особое внимание обращали на значения, находящиеся в определенном диапазоне (обозначен на диаграммах прямоугольником), т.к. именно в этих пределах как правило находятся угол γ . Величины результирующей силы приведены пропорционально массе тела. Для получения действительных значений эти величины умножали на массу тела (без массы опорной конечности). Как видно из рисунков, смещение БВ латерально приближает к горизонтали линию действия пельвио-трохантерных мышц (уменьшение угла γ), и значительно увеличивает результирующую силу на ГБК.

Tönnis D. [14] исследовал изменения результирующей силы при различных вариантах расположения БВ (рис. 3). Кривая 1 показывает изменение результирующей силы для ТБС с нормальным расположением БВ. Кривая 2 соответствует нагрузке на ТБС при высоком расположении БВ. Кривая 3 соответствует латеральному перемещению БВ. В последнем случае может наблюдаться увеличение мышечных усилий до 30%.

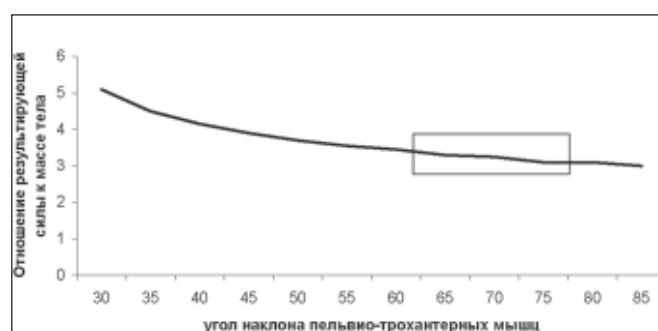


Рис. 2. Изменение результирующей силы в головке бедренной кости в зависимости от угла наклона пельвио-трохантерных мышц [7].

Анализ полученных данных показывает, что: — латеральное перемещение БВ может привести к повышению максимальных напряжений в ТБС, если вследствие такого перемещения значительно увеличатся мышечные усилия. Следовательно — снижение нагрузки на ГБК будет происходить

при условии, если латеральное перемещение БВ проводить дозированно, что не будет приводить к значительному увеличению мышечных усилий; – различные варианты перемещения БВ не приведут к снижению напряжений в ТБС, если точка прикрепления мышц будет перемещаться вдоль линии действия мышечных усилий (неизменность силы M_H и плеча a согласно рис. 1).

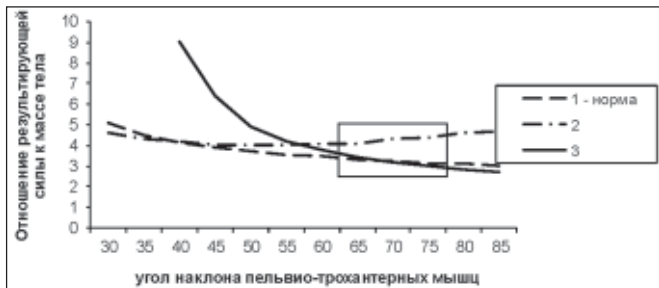


Рис. 3. Изменение величины результирующей силы при нормальном -1, высоком -2 и латеральном -3 расположении БВ.

В норме имеется полное равновесие мышц, функционирующих в области ТБС, направление равнодействующей силы натяжения большой и средней ягодичной, и подвздошно-поясничной мышц примерно совпадает с направлением результирующей сил, действующих на ТБС.

При увеличении антеторсии ГБК зачастую БВ отклоняется кзади более чем на 15° , при этом происходит укорочение всех коротких пельвио-трохантерных мышц – наружных ротаторов бедра и сморщивание задней стенки капсулы сустава, что препятствует деторсии (это наблюдается после лечения детей по поводу врожденного вывиха бедра в гипсовой повязке по методике Лоренца) [11, 14]. После устранения патологической антеторсии может сохраняться нарушение соотношения моментов сил между большой и средней ягодичными мышцами в сторону перевеса наружных ротаторов и, таким образом, длительно сохраняется положение наружной ротации бедра [15].

В нашей работе мы расширили широту и диапазон изучаемых вариантов. Изучение влияния антеторсии на напряженно-деформированное состояние (НДС) головки бедра проведены для следующих углов: 40° , 35° , 30° , 25° , 20° , 15° , 12° , 0° (для пациентов возрастом 9-12 лет), при нормальном расположении БВ (рис.4).

Нами установлено, что значения угла антеторсии, превышающие норму (более 20° для возраста 9-12 лет) соответствуют значительно большим максимальным напряжениям в ГБК и в ВВп, по сравнению с нормой (рис.4).

Проведенный анализ литературных данных и данные, полученные в результате собственных исследований, подтверждают мнение о том, что про-

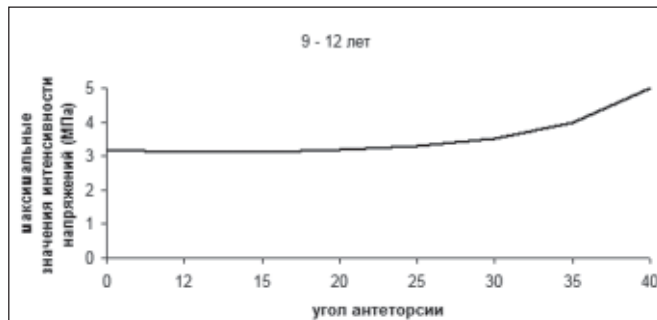


Рис. 4. Изменение максимальных напряжений в ГБК в зависимости от угла антеторсии.

странственное положение БВ по отношению к центру ГБК оказывает большое влияние на усилия, действующие на ТБС и, соответственно, на напряжения, возникающие в нём. Нагрузка на ТБС определяется наряду с другими параметрами и расстоянием между центром ГБК и центром тяжести (массы) тела, т.е. плечом нагрузки. При стоянии на одной ноге таз может удерживаться в равновесии при соответствующей длине шейки бедра, что позволяет пельвио-трохантерным мышцам развивать необходимое мышечное напряжение.

На рис. 5. показана диаграмма возрастания усилий (нормированных по весу тела) при высоком расположении большого вертела (1) и при его латеральном смещении (2). Из рисунка видно, что при небольших отклонениях угла наклона пельвио-трохантерных мышц (до 15° и меньше) большой эффект для уменьшения результирующей силы – понижение большого вертела. При понижении угла наклона большее влияние оказывает латеральное смещение большого вертела. Например, для массы тела в 35 кг при отклонении угла пельвио-трохантерных мышц на 10° за счет понижения большого вертела можно добиться уменьшения величины результирующей силы на 350 Н, а за счет латерального перемещения на 105 Н. При уменьшении угла пельвио-трохантерных мышц на 5° (с 30° до 25°) за счет понижения большого вертела можно добиться уменьшения величины результирующей силы на 52,5 Н, а за счет латерального перемещения на 525 Н.

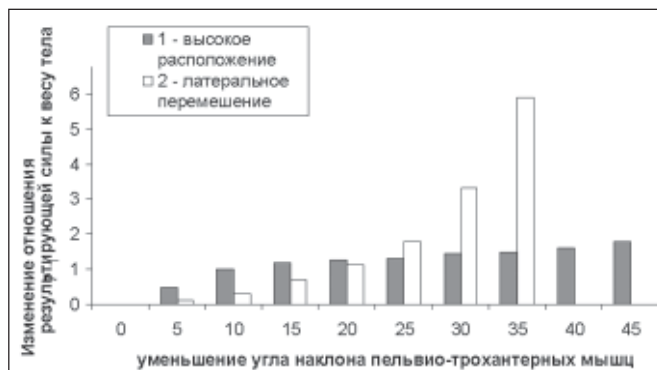


Рис. 5. Изменение величины результирующей силы при высоком расположении большого вертела и его латеральном перемещении.

Из рассмотренных диаграмм можно сделать выводы:

1. При небольшом отклонении пельвио-трохантерных мышц от углов наклона в норме больший эффект в уменьшении НДС в головке бедра даст понижение большого вертела.

2. При увеличении отклонения угла пельвио-трохантерных мышц от углов наклона в норме уменьшение НДС в головке бедра более эффективно можно достичь при латеральном перемещении большого вертела или комбинации понижения вертела и его латерального перемещения. Однако следует учитывать, что смещение большого вертела не приведет к понижению напряженного состояния в тазобедренном суставе, если точка прикрепления мышц будет перемещаться вдоль линии действия мышечных усилий.

Укорочение шейки бедренной кости приводит к уменьшению плеча рычага пельвио-трохантерных мышц, которые должны развивать большое мышечное напряжение для удержания таза в равновесии. Увеличивающееся мышечное напряжение приводит к возрастанию нагрузки на сустав. Таким образом, уменьшение длины шейки бедренной кости ведет к увеличению давления на суставные поверхности. Наблюдаемое при укорочении шейки бедренной кости высокое расположение БВ, не только снижает мышечное напряжение (развивается insufficiency мышц), но и, как показывают биомеханические расчеты, уменьшает стабильность функционирования ТБС (появляется составляющая, которая действует на смещение ГБК кнаружи).

Кроме того, при укорочении шейки бедренной кости уменьшается угол равнодействующей отводящих мышц за счет перемещения БВ медиально. При этом результирующая сила, действующая на сустав, располагается более вертикально, перемещая давление в ТБС к задне-верхнему краю вертлужной впадины (ВВп), что создаёт концентрацию напряжений в данной зоне [19].

Следует отметить, что при латеральном перемещении БВ до 1,5-2 см также улучшается мышечная функция и уменьшается давление на сустав. Иными словами, перенос БВ латеральнее приближает к горизонтали линию действия пельвио-трохантерных мышц, что смещает результирующую силу медиально. Это оказывает следующий эффект:

- направление результирующей силы, действующей на поверхность ВВп, приближается к центру сустава;
- нагрузка на ВВп распределяется более равномерно и уменьшается величина напряжения в области задне-верхнего края;

- равномерное распределение нагрузки способствует улучшению структуры костной ткани, согласно закону закона J.Wolf [20].

С другой стороны чрезмерное латеральное перемещение БВ приводит к дополнительному натяжению пельвио-трохантерных мышц.

Становится очевидным, что приобретает большое значение хирургическое перемещение БВ с целью восстановления нормального напряжения пельвио-трохантерных мышц и, тем самым, нормализации биомеханических усилий в ТБС. Полученные данные об изменении НДС в ТБС и соотношении сил в данной области в зависимости от перемещения БВ позволили нам предложить метод хирургической коррекции его положения при некоторых патологических состояниях проксимального отдела бедренной кости (пат. Украины 7977) [21]. Предложенная операция позволяет осуществить перемещение БВ в различных плоскостях. Схема операции представлена на рис. 6.

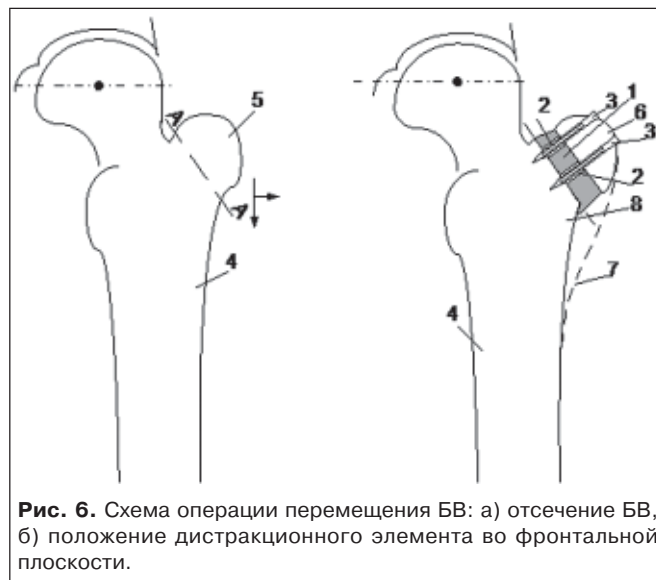


Рис. 6. Схема операции перемещения БВ: а) отсечение БВ, б) положение distraction-элемента во фронтальной плоскости.

Distraction-элемент выполнен в виде блока 1 с одним или несколькими цилиндрическими отверстиями для фиксирующих винтов 3. Пластина выполнена из искусственного пористого материала, например, корундовой керамики, прочностью не менее 250 МПа. На поперечном срезе имплантат выполнен с различной пористостью, увеличивающейся от периферии к центру. При наличии деформации БВ производят его остеотомию 5 вдоль линии А-А, смещают латерально вместе с прикрепляющимися к нему ягодичными мышцами 7, устанавливают между бедренной костью 8 и остеотомированным фрагментом БВ distraction-элемент соответствующей величины и формы. При этом увеличивается силовое плечо ягодичных мышц, усили-

вается мышечная функция ТБС и нормализуется их направленность. Меняя форму дистракционного элемента можно придавать большому вертелу любое требуемое положение в сагиттальной плоскости, а за счет изменения его размера – во фронтальной. Фиксация фрагмента б к бедренной кости осуществляется с помощью фиксирующих винтов 3.

Заключение

Нарушение пространственного положения большого вертела обуславливает нарушение стабильности ТБС и увеличение давления на суставные поверхности головки бедренной кости и вертлужной впадины. Существует несколько вариантов решения данной проблемы, каждый из которых направлен на оптимизацию соотношения между углом наклона пельвио-трохантерных мышц γ и степенью их натяжения. При перемещении большого вертела кверху происходит как уменьшение угла γ , так и снижение мышечного натяжения, однако при этом уменьшается стабильность функционирования тазобедренного сустава за счет переориентации равновесия сил в ТБС при одноопорном стоянии (появляется составляющая, смещающая ГБК в верхне-латеральном направлении, т.е. на подвывих). Латерализация большого вертела также приводит к уменьшению угла γ , но степень натяжения пельвио-трохантерных мышц при этом возрастает, что может вызвать повышение максимальных напряжений в ТБС. При избыточной антеторсии для обеспечения правильного расположения большого вертела в сагиттальной плоскости необходимо уменьшать угол антеторсии, чтобы снизить максимальные напряжения в головке бедренной кости и вертлужной впадине.

В разработанной нами операции учитываются большинство вышеперечисленных факторов, определяющие состояние ТБС. Несмотря на то, что на данный момент проблема оптимизации расположения большого вертела требует дальнейшего исследования, предложенный нами вариант её решения является приемлемым и биомеханически обоснованным.

Литература

1. Amtman E., Kummer B. Die Beanspruchung des menschlichen Hüftgelenks. II. Größe und Richtung der Hüftgelenksresultierenden in der Frontalebene, // Z. Anat. Entwicklungsgch – 1968. Vol.127 – P.286-314.
2. Brinckmann P., Frobin W., Hierholzer E. Stress on the articular surface of the hip joint in healthy adults and persons with idiopathic osteoarthritis of the hip joint. // J. Biomech. – 1981. Vol.143 – P.149-156.
3. Goel V.K., Valliappan S., Svensson N.L. Stresses in the pelvis // J. Comput. Biol. Med.- 1978. – Vol.8. – P.91-104.
4. Mc Carthy J.J., Weiner D.S. Greater trochanteric epiphyseodesis // Int Orthop. 2008 August; 32(4): 531–534.
5. Hamacher P., Roesler H. Ergebnisse der Berechnung von Größe und Richtung der Hüftgelenksresultierenden in Einzelfall. // Arch. Orthop. Trauma Surg. – 1972. Vol.72 – P. 94-106.
6. Indong O.H., William H. Harris. Proximal Strain Distribution in the Loaded Femur. // Journal of Bone and Joint Surgery. 1978. – Vol. 60-A., No. 1. P. 75-84.
7. Inman V.T. Functional aspects of the abductor muscles of the hip. // J. Bone Joint [Am].– 1947. Vol. 29 – P.607-619.
8. Merchant A.C. Hip abductor muscle force. // J. Bone Joint Surg [Am]. – 1965. Vol.47 – P.462-476.
9. Pauwels F. Biomechanics of the normal and diseased hip. Theoretical foundation, thechnique and results of treatment // Berlin.– Springer, 1976
10. Bombelli R. Gelenknahe Osteotonien bei der Displasiehuft der Adoleszenten und jungen Erwachsenen // Simposium Nurzburg, 1982.-Georg Thieme Verlag, Stuttgart-New York, 1983.-S. 177-214.
11. Pediatric Orthopedics, Tachdjian's third edition, 2002, Volume 1, W.R. Saunders Company, John Anthony Herring, P.610-611.
12. R. Huiskes, E.Y.S. Chao. A survey of finite element analysis in orthopedic biomechanics: the first decade. // J. Biomechanics. - 1983. Vol. 16. No. 6. P. 385-409.
13. Richard C. Jonston, Richard A. Brand, Roy D. Crowninshield. Reconstruction of the Hip // J. Bone and Joint Surgery.-1979.-Vol. 61-A, No.5. P. 639-652.
14. Tönnis D. Die angeborene Hüftdysplasie und Hüftluxation im Kindes- und Erwachsenenalter. // Berlin, Heidelberg, New York, Tokio, – Springer-Verlag. 1984.
15. Беленький В.Е. Влияние напряжения мышц на характер распределения нагрузки в области шейно-диафизарного угла бедренной кости // Ортопедия, травматология и протезирование. -1960.- №2. - С.21-26.
16. Истомин А.Г. Адаптируемая математическая модель таза. // Проблемы медицины. – 1999. - №9(13). - С.15-19.
17. Мителева З.М., Петренко Д.Е., Конарева Н.Н., Жигун А.И. Упрощенная конечно-элементная модель проксимальной части бедренной кости // Ортопедия, травматология и протезирование.- 2003.-№ 2.-С.56-60.
18. Корольков А.И., Мителева З.М., Лапонин И.В. Значение децентрации в биомеханике тазобедренного сустава (математическое моделирование) // Ортопедия, травматология и протезирование. - 2006. – №2. - С.49-54.
19. Корольков О.І., Громов А.Б., Карпінський М.Ю. Роль великого вертела у розвитку патології кульшового суглоба (математичне моделювання) // Літопис травматології та ортопедії. - № 1-2 / 2013 (25-26).- С. 21-29.
20. Wolff J. The low bone remodeling / J. Wolff. – [S.l.]: Springer Verlag, 1986. – 124 p.
21. Корольков О.І., Мителева З.М., Шевченко С.Д., Карпінський М.Ю., Суббота І.А. Дистракційний елемент великого вертлюга стегнової кістки // Деклараційний патент України на корисну модель UA №7977, від 15.07.2005, Бюл.№7, 2005р.
22. Х.А. Янсон. Биомеханика нижней конечности человека. Рига: Зинатне, 1975.–324 с.