

АНАЛИЗ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ В ПРОКСИМАЛЬНОМ ЭПИФИЗЕ БЕДРЕННОЙ КОСТИ ПРИ БОЛЕЗНИ ЛЕГГА-КАЛЬВЕ-ПЕРТЕСА

© 2002 г. Р. Беджинский*, М. Подрез-Радзишевска**, М. Тиндик*,
М. Кржеминский***

* Institute of Machines Design and Operation, Wroclaw University of Technology, ul. Tukasiewicza, 7/9, 50-371, Wroclaw, Poland, e-mail: bedzin@exbio.ikem.pwr.wroc.pl

** Institute of Materials Technology and Applied Mechanics, Wroclaw University of Technology, Poland

*** Public Department of the Health Care Koscierzyna, Poland

Аннотация. В данной работе при различных условиях нагружения анализируется напряженно-деформированное состояние в проксимальном эпифизе бедра, пораженного болезнью Легга-Кальве-Пертеса. Построены и использованы три численных конечно-элементных модели нормального, варусного и вальгусного проксимального эпифиза. В моделях учитываются гетерогенность ткани и различные углы между шейкой и диафизом бедра. В результате обнаружено, что положение головки бедра в вертлужной впадине тазобедренного сустава и условие нагружения оказывают влияние на распределения и значения напряжений и деформаций в бедре.

Ключевые слова: биомеханика бедренной кости, болезнь Легга-Кальве-Пертеса, порок тазобедренного сустава, метод конечных элементов.

1. Введение

Болезнь Легга-Кальве-Пертеса (Legg-Calve-Perthes) [1, 8] относится к наиболее распространенной и тяжелейшей форме асептического некроза головки бедра у детей. Ею страдают преимущественно мальчики в возрасте от 3 до 14 лет с наибольшим охватом в возрасте между 5 и 8 годами. Обычно болезнь поражает только один сустав. В результате заболевания нарушается развитие головки, шейки бедра и, в конечном счете, тазобедренного сустава в целом.

Поскольку до настоящего времени не изучены этиология и патогенез болезни Легга-Кальве-Пертеса, ортопеды не могут назначить казуальное лечение, а симптоматическое лечение, состоящее в основном в разгрузке патологически измененного тазобедренного сустава, является сложным, долговременным и не всегда эффективным. Многолетние попытки лечения как консервативным терапевтическим, так и хирургическим путем показали, что сложно найти подходящее лечение [1, 2, 6, 7, 12, 18].

Современное хирургическое лечение болезни Легга-Кальве-Пертеса заключается в таком расположении головки бедра в вертлужной впадине, что система сил, действующих на сустав, создает прочную и конформную несущую поверхность. Тем самым воссоздаются нормальные анатомия и функция бедра. Это достигается центрированием головки бедра на основании вертлужной впадины (принцип

герметизации). Такое положение активизирует естественный рост в тазобедренной области, предотвращает разрушение головки бедра и создает хорошие условия для ее перестройки. Конформность несущих поверхностей в указанном положении головки и вертлужной впадины обеспечивает оптимальное распределение давлений на суставные поверхности. Неудачное лечение болезни Легга-Кальве-Пертеса приводит к аномальной перестройке проксимального эпифиза детской бедренной кости, вызывая тем самым дегенеративные и деформационные изменения. Хотя и выполняются все требования современного лечения этой болезни, внутри головки бедра часто возникают нарастающие изменения, которые расстраивают усилия ортопедов и снижают вероятность благополучного результата [1, 6, 7, 8, 12, 13, 18, 19].

К настоящему времени мало исследованы процессы, которые происходят в проксимальном эпифизе бедренной кости в нормальном состоянии, на начальном этапе развития болезни Легга-Кальве-Пертеса и после межвертельной остеотомии (проблемы, относящиеся к анализу прочности). Мы предполагаем, что численные методы в сочетании с компьютерными технологиями сделали возможным достижение надежных результатов, хорошо отражающих структурную и функциональную сложность костной ткани.

В этой работе осуществлен анализ напряженно-деформированного состояния в проксимальном эпифизе, пораженном болезнью Легга-Кальве-Пертеса, в котором структура кости головки бедра подвержена асептическому некрозу. Порок костной ткани сопровождается перемещением головки бедра в вертлужной впадине. В результате изменяются биомеханические условия и ограничивается подвижность сустава. В долгосрочном плане это приводит к вторичным дегенеративным и деформационным изменениям, которые сопровождаются болью, контрактурой и тугоподвижностью в аномальном положении.

В данной работе поднимается вопрос «каким образом болезнь Легга-Кальве-Пертеса влияет на распределение и характер деформаций в проксимальном эпифизе бедренной кости?». Ответ на этот вопрос очень важен для клинической практики, поскольку результаты, достигнутые с помощью численного исследования, могут помочь объяснить происхождение патологических изменений, происходящих в эпифизе, в хряще роста и метафизе, а также взаимосвязь между ними. Для достижения этой цели построены численные модели варусной и вальгусной костей и модель кости с нормальным значением угла между шейкой и диафизом. Анализ напряженно-деформированного состояния в варусном бедре может помочь понять биомеханические аспекты межвертельной остеотомии бедренной кости и оценить ее пригодность для лечения болезни Легга-Кальве-Пертеса, поскольку анатомическое состояние варусного тазобедренного сустава схоже с его состоянием после межвертельной остеотомии.

Исследования также могли бы помочь понять биомеханические аспекты корректирующей остеотомии бедра и таза, что поможет объяснить патогенез и выбрать оптимальное хирургическое вмешательство, обеспечивающее эффективное лечение с долговечным результатом. Ответ на выше поставленный вопрос также важен для развития численных моделей сложных биомеханических объектов.

2. Материалы и методы

2.1. Численная модель бедра

Для решения проблемы была построена дискретная модель бедра с помощью программного пакета ANSYS 5.4. Модель учитывает гетерогенность костной структуры и переменное положение бедра по отношению к вертлужной впадине.

Пространственная геометрия кости была построена с помощью ряда снимков, выполненных на компьютерном томографе (КТ снимки). Полученная модель точно воспроизводит реальные размеры искусственной бедренной кости, а ошибка при воспроизведении геометрии не превышает 0,1 мм.

Поскольку болезнь Легга-Кальве-Пертеса возникает в основном у детей в возрасте 5-8 лет, для полного соответствия существующим в тазобедренном суставе условиям хондроэпифизы ядро окостенения головки бедра и хрящ роста моделировались численно.

Конечно-элементное разбиение модели бедренной кости строилось с помощью трехмерного, тетраэдального *BRICK* элемента с 12 узлами и тремя степенями свободы в каждом узле (рис. 1). Модель была полностью зафиксирована на дистальных эпифизах бедренной кости.

В случае дискретной модели бедренной кости [4, 15, 20] принимались пониженные значения модуля Юнга для спонгиозной и компактной костной ткани. Модуль Юнга также занижался для ядра окостенения головки бедра на начальном этапе развития болезни Легга-Кальве-Пертеса, когда очертания трабекулярной кости становятся расплывчатыми. Значения материальных свойств, использованных при моделировании ткани бедренной кости, сведены в таблице 1.

Таблица 1. Предполагаемые материальные свойства ткани бедренной кости.

Компоненты модели	Модуль Юнга, МПа	Коэффициент Пуассона
Компактная кость	12000	0,3
Хондроэпифиз	50	0,3
Ядро окостенения	100	0,3
Ядро окостенения в кости, пораженной некрозом	50	0,3
Хрящ роста	50	0,3
Спонгиозная ткань	50	0,3

Чтобы определить характеристические геометрические параметры тазобедренного сустава, пораженного болезнью Легга-Кальве-Пертеса, были использованы клинические данные [15, 21], собранные на кафедре ортопедии и травматологии Медицинской академии г. Гданьска. На их основе были смоделированы варусное бедро и вальгусное бедро на базе модели нормальной кости с изменением значения угла между шейкой и диафизом (рис. 1).

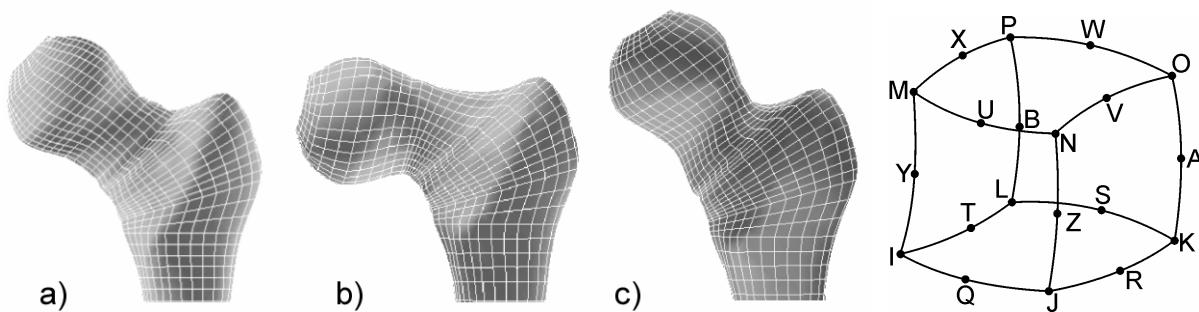


Рис. 1. Численные моделиproxимального эпифиза бедренной кости: а – нормальное состояние, б – варусное бедро, в – вальгусное бедро.

Характеристики разработанной модели бедренной кости были следующими:

1. бедро с нормальным значением угла шейка-диафиз

 - а) общее число элементов – 15424,
 - б) число узлов – 68174;

2. варусное бедро
 - а) общее число элементов – 15680,
 - б) число узлов – 69248;
3. вальгусное бедро
 - а) общее число элементов – 15424,
 - б) число узлов – 68174.

2.2. Моделирование нагрузки бедренной кости

Состояние нагрузки костной системы тазобедренного сустава [3, 4, 14, 22] представляет собой результат взаимодействия между головкой бедра, вертлужной впадиной и околосуставными мышцами. Вдобавок, нормальная структура вертлужной впадины обеспечивает нормальную форму головки бедра и наоборот. Из-за сложности системы передачи нагрузок практически невозможно полностью воспроизвести картину сил и моментов их взаимодействия. Поэтому для анализа биомеханических условий комплекса тазобедренного сустава используются упрощенные модели, которые более или менее точно соответствуют реальному состоянию. Численная модель бедра анализировалась при различных условиях нагружения. При этом исследовались свойства нагружения и распределение создаваемых деформаций в эпифизе, ядре окостенения, хряще роста бедра. Компьютерные вычисления проводились как для нормального состояния, так и для начального этапа развития болезни Легга-Кальве-Пертеса, на котором суставная трещина расширяется и головка бедра выпадает из вертлужной впадины. Рассчитывались три различных случая: нормальное бедро, варусное бедро и вальгусное бедро. Во всех случаях бедро фиксировалось в области проксимального эпифиза удалением трех степеней свободы у некоторых узлов.

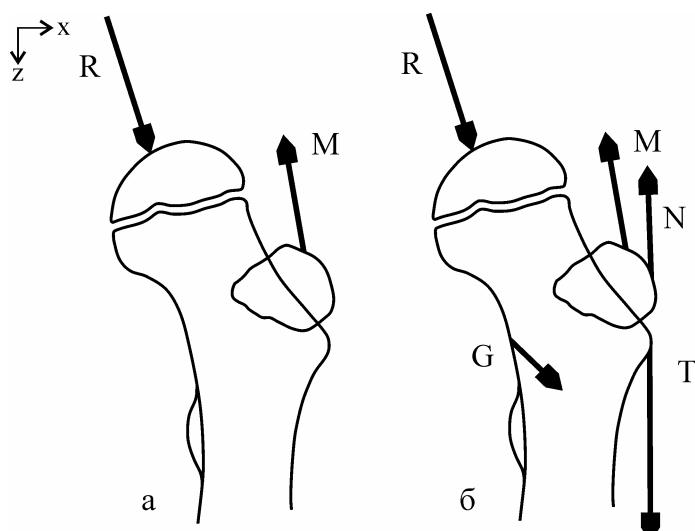


Рис. 2. Диаграммы принятых моделей нагрузки: а – модель Пауэльса, б – наша модель.

Для того чтобы смоделировать нагрузки на бедро при различных значениях угла шейка-диафиз, были приняты упрощенная модель Пауэльса (Pauwels) и наша модель, соответствующая комплексной системе сил в тазобедренном суставе при стоянии на одной ноге. Обе модели были адаптированы. Вес тела в рассматриваемой модели был равен 264 Н. Диаграммы моделей изображены на рис. 2.

Нормальное взаимодействие между костными компонентами тазобедренного сустава моделировалось с помощью однородного распределения равнодействующей силы **R** (рис. 2), приложенной под углом 16° в выбранных узлах на суставной поверхности головки бедра.

Взаимодействие между бедром и вертлужной впадиной в варусном состоянии моделировалось с помощью занизженной равнодействующей силы **R** по отношению к нормальному положению бедра (рис. 2). Сила распределялась по расширенной и смещенной поверхности бедра и впадины. Угол приложения силы **R** составил 22°.

Взаимодействие между костными компонентами в вальгусном бедре моделировалось с помощью распределения завышенной силы **R** (рис. 2) по отношению к нормальному положению бедра. Сила распределялась по суженной и смещенной поверхности бедра и впадины. Угол приложения силы **R** составил 13°.

Значения мускульных сил **M** (*gluteus medius*), **N** (*gluteus minimus*), **G** (*iliopsoas*) и **T** (*tractus iliotibialis*), действующих на тазобедренный сустав (рис. 2) в рассматриваемых случаях, подбирались на основе литературных данных [3, 4, 9, 10, 14, 22].

Таблица 2. Значения сил R, M+N и их компоненты для модели Пауэльса.

Значение силы	R , Н	$M+N$, Н	R_x , Н	R_y , Н	$(M+N)_x$, Н	$(M+N)_y$, Н
Нормальное бедро	660	458	182	634	182	420
Варусное бедро	530	341	198	491	198	277
Вальгусное бедро	770	564	173	750	173	536

Таблица 3. Значения сил R, M, N, G, T и их компоненты для нашей модели.

Сила	F_x , Н	F_y , Н	F_z , Н
R	185,38	-26,6	491,19
M	-94,83	-25,43	-101,99
N	-41,32	-11,13	-31,26
G	-22,91	-166,89	-154,17
T	-21,192	-7,42	0

Графически изображаются наиболее показательные результаты, полученные на трехмерных моделях бедра при различных условиях нагружения (рис. 3-10). В добавок был проведен сравнительный анализ значений напряжений и деформаций, полученных при различных условиях нагружения нормального бедренного эпифиза и бедра, пораженного болезнью. Результаты представлены в форме графиков (графики 1-4).

3. Результаты

Предварительный анализ напряженно-деформированного состояния проксимального эпифиза бедра показал различие между нормальным и патологическим условиями. В нормальной бедренной кости распределение деформаций в ее хрящевой головке неоднородно (с деформациями, сконцентрированными в области вершины головки) и в сильной степени зависит от направления равнодействующего вектора сил, действующих на тазобедренный сустав. Наиболее высокие значения деформаций на начальных этапах развития болезни Легга-Кальве-Пертеса были обнаружены в области верхнего свода шейки бедра. Из-за относительно малого расстояния между поверхностью хряща и ядром окостенения в этой области в головке и шейке бедра рост костной ткани может нарушиться и стать асимметричным. Перегрузки в этой области также могут привести к перегрузке ткани в самом ядре окостенения. Нарушенный рост костной ткани в проксимальном эпифизе впоследствии может создать варусную деформацию и утолщение шейки бедра.

Сравнение трех положений бедра в вертлужной впадине показало, что наибольшие напряжения и деформации в области хряща роста возникают в варусном бедре вероятнее всего из-за почти вертикального положения хряща роста в этой анатомической системе. Наиболее однородное распределение напряжений и деформаций в тазобедренном суставе, пораженном болезнью Легга-Кальве-Пертеса, возникали опять же при варусном дефекте, потому что в такой конфигурации головка бедра хорошо обволакивается вертлужной впадиной, и поэтому сила **R** распределяется по большей поверхности головки. Тот факт, что вертлужная впадина полностью обхватывает головку, оказывает положительное влияние на их моделирование, поскольку не происходит никакого деформирования несмотря на большие напряжения и деформации. Это, похоже, поддерживает тот способ лечения, при котором искусственно создается варусное положение бедра с помощью межвертельной остеотомии. Более того, однородное распределение деформаций в варусном бедре может способствовать улучшению кровоснабжения проксимального эпифиза при болезни Легга-Кальве-Пертеса. Это очень важно с точки зрения клинической практики, поскольку поток крови очень важен для формирования новой костной ткани, а значит и для быстрого восстановления нормального состояния. Этим подтверждается наблюданное улучшение кровоснабжения проксимального эпифиза бедра после межвертельной остеотомии.

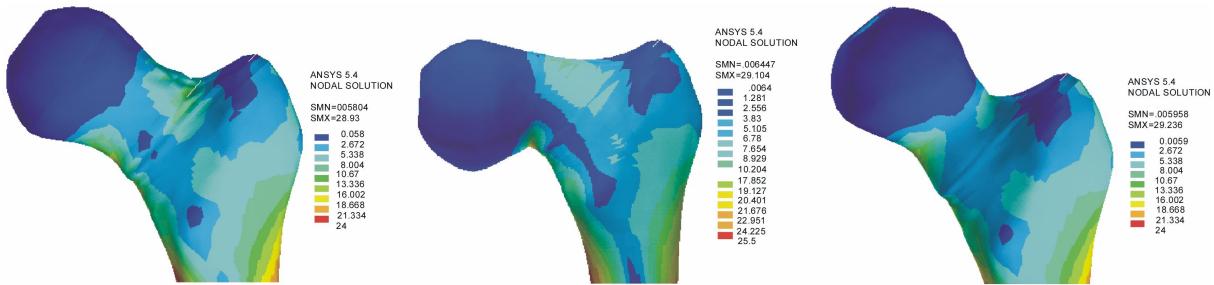


Рис. 3. Приведенные напряжения в соответствии с гипотезой Губера-Мизеса в нормальном, варусном и вальгусном проксимальном эпифизе бедренной кости, не пораженной болезнью Легга-Кальве-Пертеса.

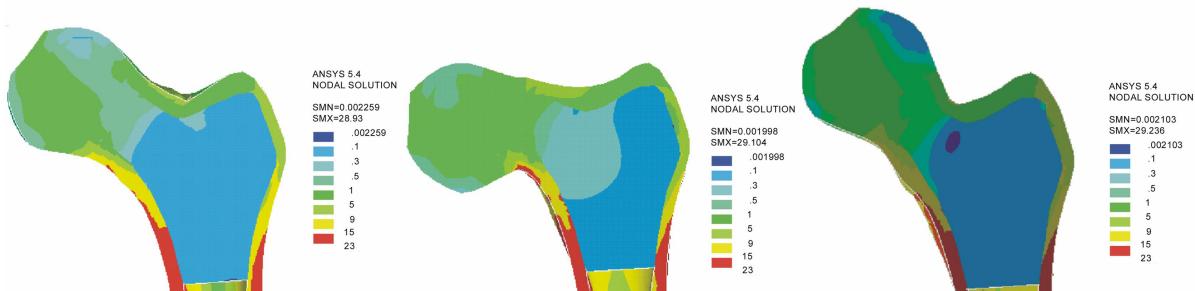


Рис. 4. Приведенные напряжения в соответствии с гипотезой Губера-Мизеса в анализируемом поперечном сечении нормального, варусного и вальгусного эпифиза бедренной кости, не пораженной болезнью Легга-Кальве-Пертеса.

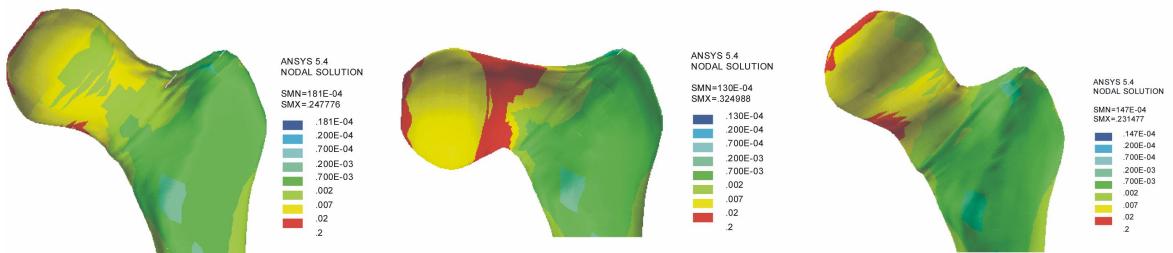


Рис. 5. Приведенные напряжения в соответствии с гипотезой Губера-Мизеса для проксимального эпифиза нормальной, варусной и вальгусной бедренной кости, не пораженной болезнью Легга-Кальве-Пертеса.

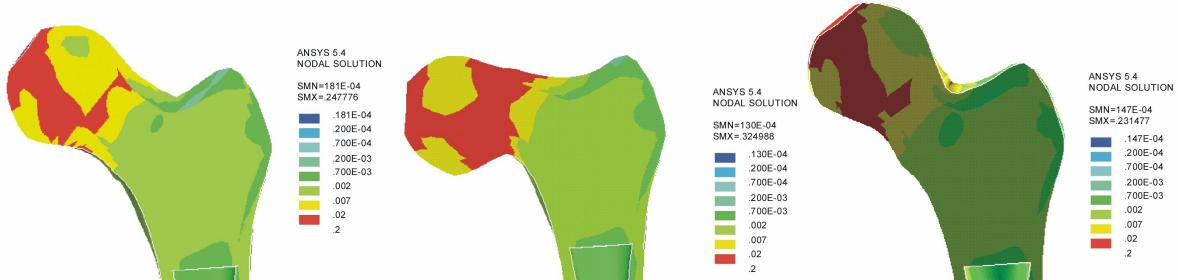


Рис. 6. Приведенные деформации в соответствии с гипотезой Губера-Мизеса для поперечного сечения проксимального эпифиза нормальной, варусной и вальгусной бедренной кости, не пораженной болезнью Легга-Кальве-Пертеса.

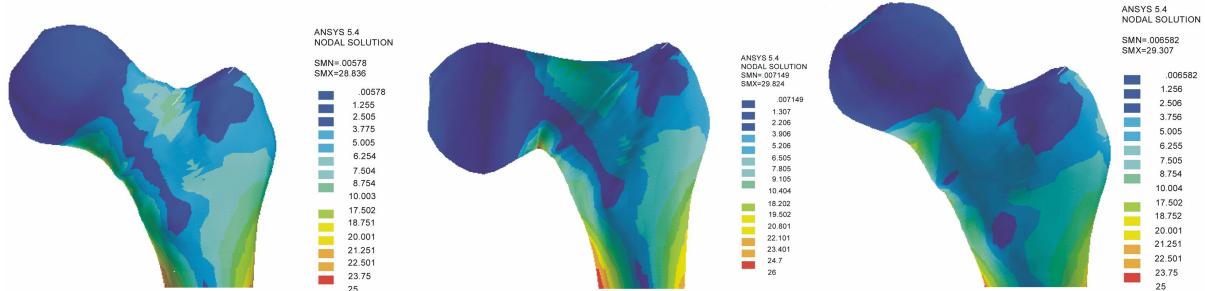


Рис. 7. Приведенные напряжения в соответствии с гипотезой Губера-Мизеса в нормальном, варусном и вальгусном проксимальном эпифизе бедренной кости, пораженной болезнью Легга-Кальве-Пертеса.

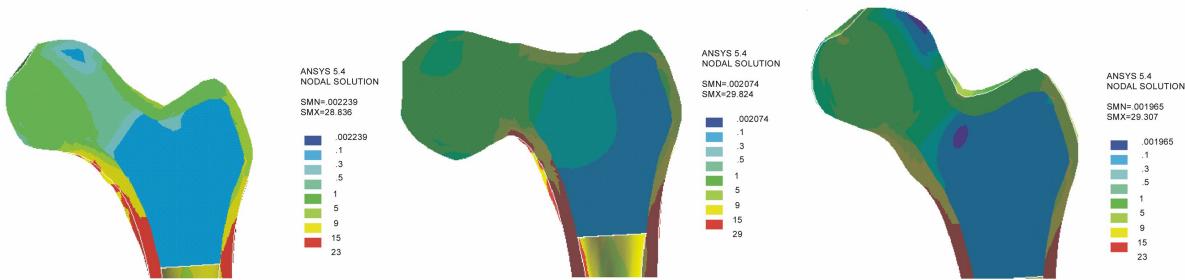


Рис. 8. Приведенные напряжения в соответствии с гипотезой Губера-Мизеса в поперечном сечении нормального, варусного и вальгусного эпифиза бедренной кости, пораженной болезнью Легга-Кальве-Пертеса.

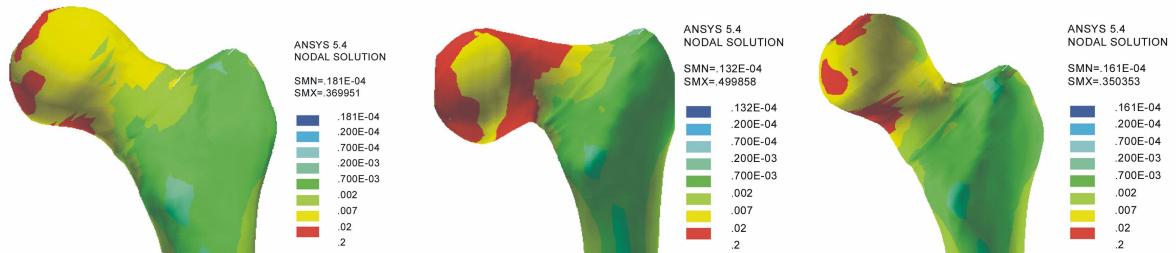


Рис. 9. Приведенные деформации в соответствии с гипотезой Губера-Мизеса для проксимального эпифиза нормальной, варусной и вальгусной бедренной кости, пораженной болезнью Легга-Кальве-Пертеса.

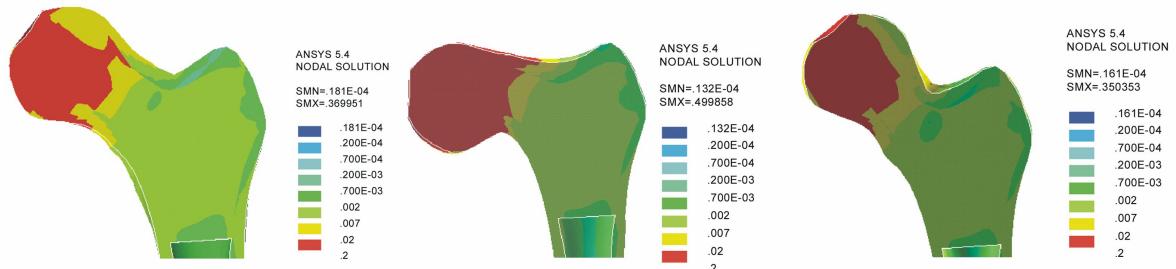


Рис. 10. Приведенные деформации в соответствии с гипотезой Губера-Мизеса в поперечном сечении проксимального эпифиза нормальной, варусной и вальгусной бедренной кости, пораженной болезнью Легга-Кальве-Пертеса.

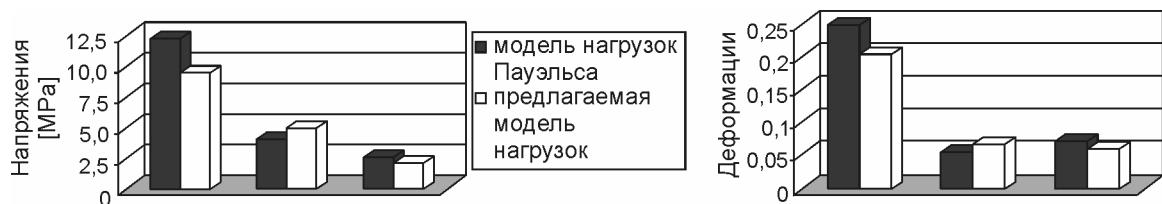


График 1. Максимальные значения напряжений и деформаций для нормальной формы бедренной кости, не пораженной болезнью Легга-Кальве-Пертеса, в двух моделях нагрузки:
1 – хондроэпифиз, 2 – ядро окостенения, 3 – хрящ роста.



График 2. Максимальные значения напряжений и деформаций для нормальной формы бедренной кости, пораженной болезнью Легга-Кальве-Пертеса, в двух моделях нагрузки: 1 – хондроэпифиз, 2 – ядро окостенения, 3 – хрящ роста.

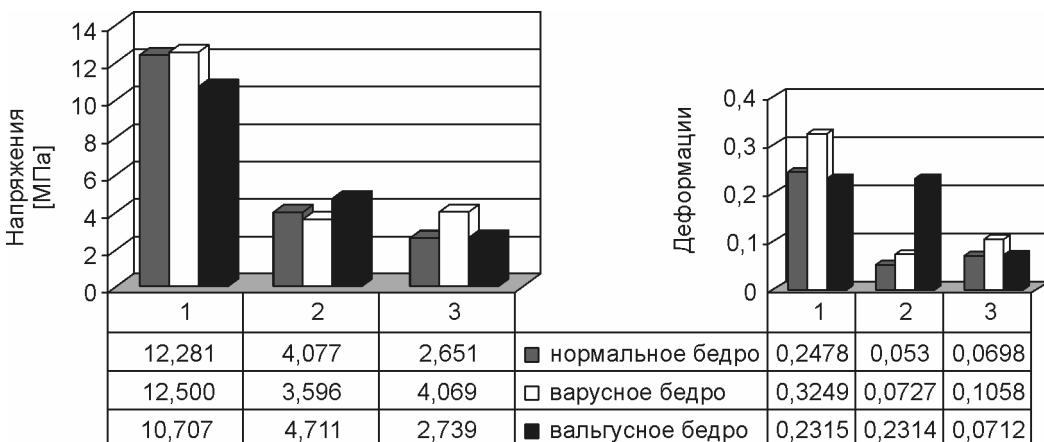


График 3. Бедренная кость, не пораженная болезнью Легга-Кальве-Пертеса. Максимальные значения напряжений и деформаций в хондроэпифизе в зависимости от угла шейка-диафиз в модели нагрузки Пауэльса: 1 – хондроэпифиз, 2 – ядро окостенения, 3 – хрящ роста.

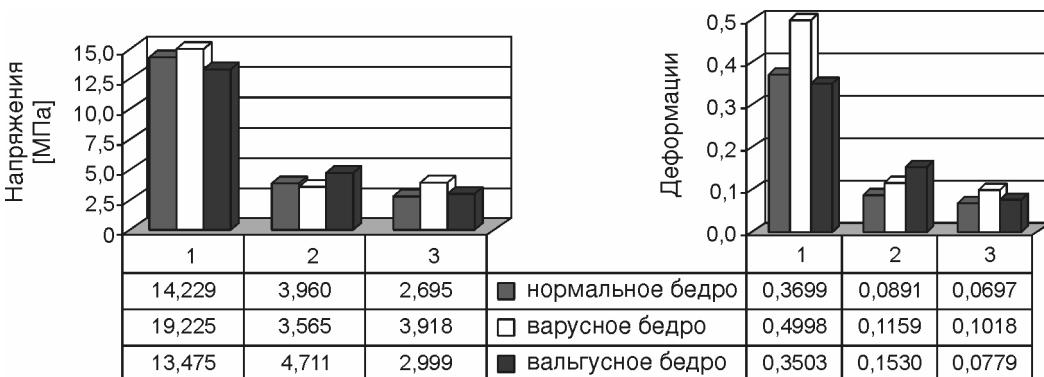


График 4. Бедренная кость, пораженная болезнью Легга-Кальве-Пертеса. Максимальные значения напряжений и деформаций в хондроэпифизе в зависимости от угла шейка-диафиз в модели нагрузки Пауэльса: 1 – хондроэпифиз, 2 – ядро окостенения, 3 – хрящ роста.

Результаты численного анализа показали, что на характер и значения деформаций в проксимальном эпифизе бедра влияют не только патологические изменения, но также и действие внешних нагрузок, включая силы от мышц и сухожилий. Анализ напряженно-деформированного состояния двух типов нагрузок выявил существенную зависимость окончательного результата от принятой модели нагрузок. Максимальные напряжения в области проксимального эпифиза кости схожи в обеих моделях нагрузок и достигают 13 МПа в здоровом бедре и 19 МПа в бедре, пораженном некрозом. В области диафиза как нормального, так и патологического бедра возникает отмеченная разница в значениях напряжений между двумя моделями

нагрузок. В случае модели Пауэльса максимальные напряжения равны приблизительно 29 МПа. В случае нашей модели нагрузок максимальные напряжения равны примерно 43 МПа, и, более того, в кости наблюдаются изгиб и закручивание (из-за присутствия подвздошно-поясничной мышцы).

4. Обсуждение

Разработаны три численные модели: модель бедра с нормальным углом шейка-диафиз, модель варусной бедренной кости и модель вальгусной бедренной кости. Модели использовались для анализа напряженно-деформированного состояния в проксимальном эпифизе бедра в различных биомеханических условиях. Модели учитывали гетерогенность ткани и различные значения угла шейка-диафиз – тем самым обеспечивалась правдоподобность результатов. На основании достигнутых результатов выяснилось, что взаимодействие между костными составляющими тазобедренного сустава и мускульной системой оказывают влияние на напряженно-деформированное состояние в бедре, в частности, в его проксимальном эпифизе. Анализ распределений напряжений и деформаций в проксимальном эпифизе бедра на начальном этапе развития болезни Легга-Кальве-Пертеса выявил изменения нагрузки бедренной кости и хрящевых тканей, приводящие как к перегрузкам, так и к снижению деформаций. В результате этого возникают нарушение роста кости и нарастающие патологические изменения. Последние оценивались с помощью численного анализа. Построенные численные модели проксимального эпифиза бедра, учитывающие гетерогенность ткани и геометрические параметры, могут использоваться при дальнейшем численном анализе, нацеленном на объяснение патогенеза болезни Легга-Кальве-Пертеса и других детских заболеваний, происходящих от дегенеративных изменений. Такие исследования пополнят клинические наблюдения, улучшат диагностику и помогут в выборе оптимального способа хирургического вмешательства, обеспечивая эффективность и долговечность результата.

Данная работа выполнена при поддержке гранта Государственного комитета научных исследований (№ 8 Т11F 026 18 и 7Т07 001 16).

Литература

1. Abrams J.S., Bowern J.R. Legg-Calve-Perthes Disease // Contemporary Orthopaedics. 1985. V. 10. P. 27-39.
2. Axer A., Gershuni D.H., Hendel D., Mirowsky Y. Indications of Femoral Osteotomy in Legg-Calve-Perthes Disease // Clinical Orthopaedics and Related Research. 1980. V. 150. P. 78-86.
3. Bernakiewicz M. Development of Stress-Strain Criteria for Selection of Hip-Joint Implants. PhD Thesis. Wroclaw University of Technology. 1998.
4. Bedzinski R. Engineering Biomechanics. Selected Problems. Wroclaw: Wroclaw University of Technology Publishers. 1997.
5. Bedzinski R., Bernakiewicz M., Scigala K. Biomechanical Aspects of Artificial Joint Implantation in a Lower Limb // Journal of Theoretical and Applied Mechanics. 1999. V. 37. № 3. P. 456-478.
6. Cotler J.M., Donahue J. Innominate Osteotomy in Treatment of Legg-Calve-Perthes Disease // Clinical Orthopaedics and Related Research. 1980. V. 150. P. 95-102.
7. Cordeiro E.N. Femoral Osteotomy Legg-Calve-Perthes Disease // Clinical Orthopaedics and Related Research. 1980. V. 150. P. 69-72.
8. Dega W. Orhopaedics and Rehabilitation. Warsaw: PZWL. 1996.
9. Duda G.N., Heller M., Albiner J., Schulo O., Schneider E., Claes L. Influence of Muscle Forces on Femoral Strain Distribution // Journal of Biomechanics. 1998. V. 31. P. 841-846.
10. Himmelfarb A.L. Biomechanics Conditions in the Hip After Some Kind of Femoral Bone Osteotomy // Chirurgia Narzadu Ruchu I Ortopedia Polska. 1975. V. 1. P. 55-59.

11. *Huiskes R.* Effect of Material Properties of Femoral Hip Components on Bone Remodelling // Journal of Orthopaedic Research. 1992. V. 10. P. 845-853.
12. *Krzeminski M.* Results of Treatment of Legg-Calve-Perthes Disease by Intertrochanteric Varuslike-Detorsional Femoral Bone Osteotomy. PhD Thesis. Gdańsk: Medical Academy Clinic. 1990.
13. *Krzeminski M., Kolarz K.* Assessment of Femoral Bone Head Shape after Aseptic Necrosis of Proximal Epiphysis of Femoral Bone // Chirurgia Narzadu Ruchu I Ortopedia Polska. 1992. V. 56. P. 143-144.
14. *Maquet P.* Biomechanics of the Hip. Springer-Verlag. 1985.
15. *Podrez-Radziszewska M.* Analysis of Stress and Strain State in Proximal Epiphysis of Femoral Bone in Legg-Calve-Perthes Disease. Master's Thesis. Wrocław: Institute of Machines Design and Operation, Wrocław University of Technology. 2000.
16. *Rab G.T.* Containment of the Hip: A Theretical Comparison of Osteotomies // Clinical Orthopaedics and Related Research. 1981. V. 154. P. 191-196.
17. *Rusiński E., Czmochowski J., Smolnicki T.* Advanced Finite Element Method Applied to Load-Bearing Structures. Wrocław: Wrocław University of Techology Publishers. 1999.
18. *Sponseller P.D., Desal S., Millis M.B.* Comparison of Femoral and Innominate Osteotomies for the Treatment of Legg-Calve-Perthes Disease // The Journal of Bone and Joint Surgery. 1988. V. 70-A. № 8. P. 1131-1139.
19. *Thompson G.H., Salter R.B.* Legg-Calve-Perthes. Current Concepts and Controversies // Orthopedics Clinics of North America. V. 18. № 4. P. 617-635.
20. *Tyndyk M., Krzeminski M., Bedzinski R.* Analysis of Deformations in Proximal Epiphysis of Femoral Bone in Legg-Calve-Perthes Disease. Proceedings of the 4th Polish Scientific Conference «Biomechanics'99» 1. Wrocław: Wrocław University of Technology Publishers. 1999. P. 619-622.
21. *Wierusz-Kozłowska M., Lempicki A., Krasny I.* Standarts for Some Structural Parameters of Hip Joint and Rpoximal End of Femoral Bone in Radiological Image // Chirurgia Narzadu Ruchu I Ortopedia Polska. 1996. V. 59.
22. *Zagrobelsky Z., Wozniewski M.* Clinical Biomechanics. Wrocław: Physical Education Academy in Wrocław Publishers. 1997.

ANALYSIS OF STRESS AND STRAIN STATE IN PROXIMAL EPIPHYSIS OF FEMORAL BONE IN LEGG-CALVE-PERTHES DISEASE

**R. Bedzinski, M. Podrez-Radziszewska, M. Tyndyk, M. Krzeminski
(Wrocław, Poland)**

The stress and strain state in the proximal epiphysis of the femur in the Legg-Calve-Perthes disease under different load conditions was analysed. A numerical finite-element simulation was run. Three-dimensional numerical models of a normal, varus and valgus proximal epiphysis of the femur were developed. The models take account of tissue heterogeneity and different neck-diaphyseal angles. It has been found that the position of the femoral head in the acetabulum of the hip joint and the system loading condition affect the pattern and magnitude of stresses and strains in the femur.

Keywords: biomechanics of femoral bone, Legg-Calve-Perthes disease, deformity of hip joint, finite element method.

Получено 13 июня 2002 года