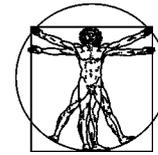


DOI: 10.15593/RZhBiomech/2019.4.05
УДК 531/534:[57+61]



**Российский
Журнал
Биомеханики**
www.biomech.ru

ОЦЕНКА НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ БЕДРЕННОГО КОМПОНЕНТА ЭНДОПРОТЕЗА ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА С НЕСТАНДАРТНЫМ РАЗМЕРОМ КОНУСА И С ПЕРЕХОДНИКОМ ДЛЯ ЕГО СТАНДАРТИЗАЦИИ

К.П. Зверева¹, Д.А. Марков¹, А.А. Голядкина², А.В. Полиенко²

¹ Саратовский государственный медицинский университет имени В.И. Разумовского, Россия, 410012, Саратов, ул. Большая Казачья, 112

² Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского, Россия, 410012, Саратов, ул. Астраханская, 83, e-mail: aagramakova@mail.ru

Аннотация. В работе представлены результаты биомеханического моделирования системы «бедренная кость–имплантат» при условии нестандартного типоразмера конуса и добавлении разработанного переходника эндопротеза тазобедренного сустава. Одним из наиболее эффективных методов лечения заболеваний и повреждений тазобедренного сустава является тотальное эндопротезирование. Расширение показаний к тотальному эндопротезированию тазобедренного сустава привело не только к увеличению процента имплантаций, но и к подъему числа регистрируемых осложнений. Среди осложнений лидирующую позицию занимает асептическая нестабильность компонентов эндопротеза. При изолированной реимплантации чашки эндопротеза и пары трения «головка–вкладыш» ортопеды сталкиваются с проблемой нестандартных размеров конуса шейки ножки эндопротеза, что приводит к необходимости экстракции стабильных бедренных компонентов и значительному снижению эффективности методики. Для решения данной проблемы авторами разработан переходник, представляющий собой усеченный конус, внутренний диаметр которого соответствует внешнему диаметру нестандартного конуса, а внешний диаметр конструкции имеет стандартный размер. Для внедрения разработки в практическую медицину с точки зрения доказательной базы использованы методы биомеханического моделирования. В работе представлены этапы создания биомеханических моделей системы «кость–имплантат». Биомеханическое моделирование осуществлено в программном комплексе *Ansys Workbench*. Основное внимание уделено распределению значений эквивалентных напряжений, возникающих в элементах металлоконструкции при приложении физиологических нагрузок. Выявлено, что максимальные значения эквивалентных напряжений в исследуемой конструкции, возникающие при нагрузке в 800 Н (133,3 МПа), сопоставимы с максимальными эквивалентными напряжениями в стандартных конструкциях эндопротезов, колеблющихся в пределах 31–195 МПа. При этом максимальные значения не превышают предела текучести материала 350 МПа. Таким образом, результаты биомеханического моделирования показали высокую эксплуатационную надежность разработанного переходника при нестандартном типоразмере шейки бедренного компонента.

Ключевые слова: биомеханика, эндопротез тазобедренного сустава, нестандартный конус бедренного компонента, переходник, напряженно-деформированное состояние.

© Зверева К.П., Марков Д.А., Голядкина А.А., Полиенко А.В., 2019

Зверева Ксения Павловна, ассистент кафедры травматологии и ортопедии, Саратов

Марков Дмитрий Александрович, к.м.н., доцент кафедры травматологии и ортопедии, Саратов

Голядкина Анастасия Александровна, к.ф.-м.н., с.н.с. Образовательно-научного института наноструктур и биосистем, Саратов

Полиенко Асель Валерьевна, с.н.с. Образовательно-научного института наноструктур и биосистем, Саратов

ВВЕДЕНИЕ

В XXI веке операцию эндопротезирования суставов поистине можно считать достижением современной медицины [6, 11]. Высокая эффективность в сочетании с возможностью получения быстрого функционального результата привели к широкому распространению метода, а поле деятельности хирургов с крупных суставов, таких как тазобедренный, плечевой, коленный и голеностопный, расширилось до мелких суставов кисти и стопы (пястно-фаланговые, межфаланговые, плюснефаланговые).

Тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава в своем роде может считаться родоначальником эндопротезирования. Впервые успешная бесцементная имплантация была выполнена Вайлсом еще в 1958 г. [14]. В настоящее же время ежегодно по всему миру устанавливается более 1200000 конструкций [24].

Расширение показаний к тотальному эндопротезированию тазобедренного сустава наряду с постоянно отмечающимся ростом заболеваний опорно-двигательного аппарата привело не только к увеличению процента имплантаций, но и к подъему числа регистрируемых осложнений [17, 20, 23].

Среди осложнений лидирующую позицию занимает асептическая нестабильность компонентов эндопротеза, возникающая в результате параимплантарных остеолитических процессов на фоне реакции воспаления под воздействием частиц износа пары трения [9, 13, 22]. Встречаемость патологии по различным данным колеблется от 25 до 60%, причем расшатывание вертлужного компонента встречается в 3 раза чаще, чем бедренного [15, 18].

При изолированной реимплантации чашки эндопротеза и пары трения «головка–вкладыш» ортопеды сталкиваются с проблемой нестандартных размеров конуса шейки, что приводит к необходимости экстракции стабильных бедренных компонентов и значительному снижению эффективности методики [12, 16].

Для решения задачи авторами был разработан переходник, представляющий собой усеченный конус с конtringящими насечками по внутренней и наружной поверхностям, внутренний диаметр которого соответствует внешнему диаметру нестандартного конуса, а внешний диаметр конструкции имеет стандартный размер 12/14 мм [9]. Возможность внедрения разработки в практическую медицину с точки зрения доказательной базы диктует необходимость биомеханического обоснования эксплуатационной надежности [3, 7, 19]. Важнейшими параметрами, влияющими на стабильность имплантата, являются эквивалентные напряжения и распределение значений модуля вектора перемещения, возникающих в системе «кость–имплантат», объединенных в понятие «напряженно-деформированное состояние» [1, 21].

Цель исследования – оценить и проанализировать напряженно-деформированное состояние в системе «кость–имплантат» при условиях добавления разработанного переходника и приложении функциональных нагрузок.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Математическая постановка задачи

Моделирование системы «кость–имплантат» под действием компрессионной нагрузки осуществлялось при следующих допущениях:

– к поверхности латерального мыщелка наложено ограничение по перемещениям (жестко фиксирована) (рис. 1). К поверхности головки металлоконструкции были приложены нагрузки 400 и 800 Н (рис. 2), соответствующие средней массе человека в 80 кг, который стоит на обеих ногах или одной ноге (в процессе ходьбы);

– материал костной ткани и металлоконструкции сплошной, однородный, изотропный и линейно-упругий (постоянные модуль Юнга и коэффициент Пуассона). Механические характеристики тканей представлены в табл. 1;

– начальные напряжения в элементах отсутствуют;
– в каждой точке смежных границ (костная ткань – костная ткань, костная ткань – металлоконструкция, металлоконструкция – металлоконструкция) принимались условия полного контакта для функций перемещения, которые обеспечивают жесткое соединение между всеми элементами системы «кость–имплантат» и непрерывность поля деформаций при приложении нагрузки к рассматриваемым моделям.

При моделировании решалась статическая задача теории упругости о действии компрессионной (осевой) нагрузки на объект исследования. Подробно математическая постановка задачи представлена в [4, 5].

Построение трехмерных геометрических моделей

Построение геометрических твердотельных 3D-моделей бедренной кости и исследуемой металлоконструкции выполнялось в системе проектирования *SolidWorks* по сечениям, полученным при проведении компьютерной томографии (рис. 3). Подробно этапы построения представлены в работе [4].

Компьютерное моделирование остеосинтеза

Анализ напряженно-деформированного состояния в построенных моделях осуществлялся методом конечных элементов в программном комплексе *Ansys Workbench*. Данный метод зарекомендовал себя как надежный и достоверный при решении задач биомеханики в травматологии и ортопедии [2, 10].

Модель бедренной кости была разбита на тетраэдрическую нерегулярную сетку с ребром 1 мм, а модели металлоконструкций — на регулярную гексаэдрическую сетку с ребром 0,5 мм. В среднем общее количество элементов составило более 55000, а общее количество узлов более 150000 (рис. 4).



Рис. 1. Ограничение по перемещениям

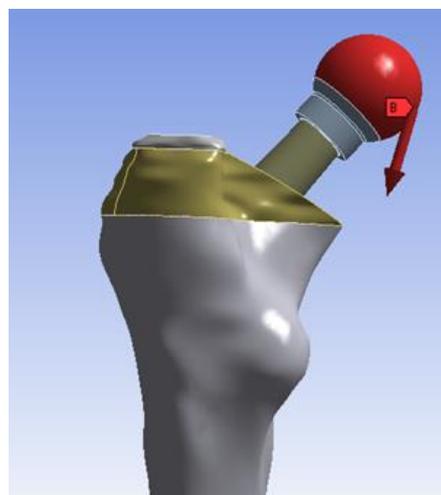


Рис. 2. Приложение нагрузки

Таблица 1

Механические свойства материалов

Тип материала	Модель Юнга, ГПа	Плотность, кг/м ³	Коэффициент Пуассона
Кость (кортикальный слой)	18	2027	0,3
Кость (губчатый слой)	12	1037	0,3
Титан	96	4620	0,36

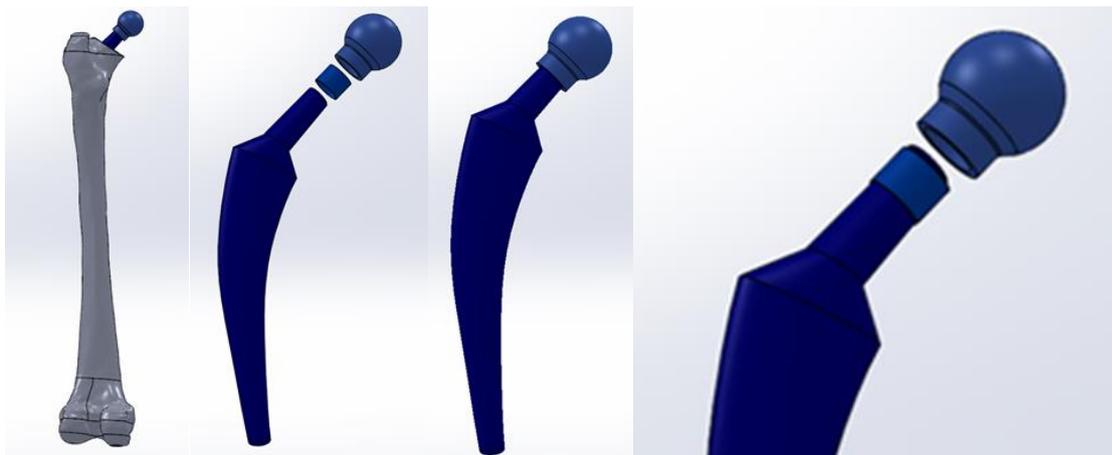


Рис. 3. Геометрические твердотельные 3D-модели бедренной кости и исследуемой металлоконструкции эндопротеза (ножка, разработанный переходник, головка)

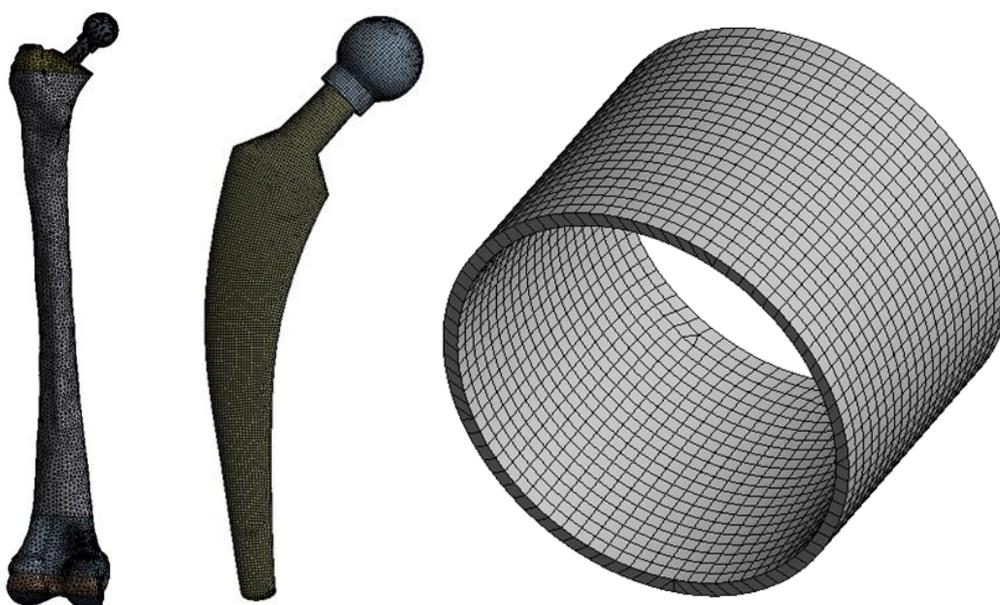


Рис. 4. Конечно-элементная модель бедренной кости и имплантата

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Для оценки напряженно-деформированного состояния в системе «кость–имплантат» при условиях добавления разработанного переходника были решены задачи с приложением функциональных нагрузок 400 и 800 Н. Данные нагрузки соответствуют средней массе человека в 80 кг, который стоит на обеих ногах или одной ноге (в процессе ходьбы). Анализ значений эквивалентных перемещений и модуля вектора перемещения проводился для обоснования эксплуатационной надежности разработанного переходника при нестандартном типоразмере шейки бедренного компонента.

При смещении приложения нагрузки в 400 Н максимальные значения модуля вектора перемещения в моделях системы «кость–имплантат» концентрируются в проксимальном отделе бедра (рис. 5). При приложении нагрузки в 800 Н картина качественно не меняется, изменяются только количественные характеристики, что вполне логично (рис. 6). При этом стоит отметить, что даже при приложении нагрузки в 800 Н максимальные значения модуля вектора перемещения не превосходят 2 мм.

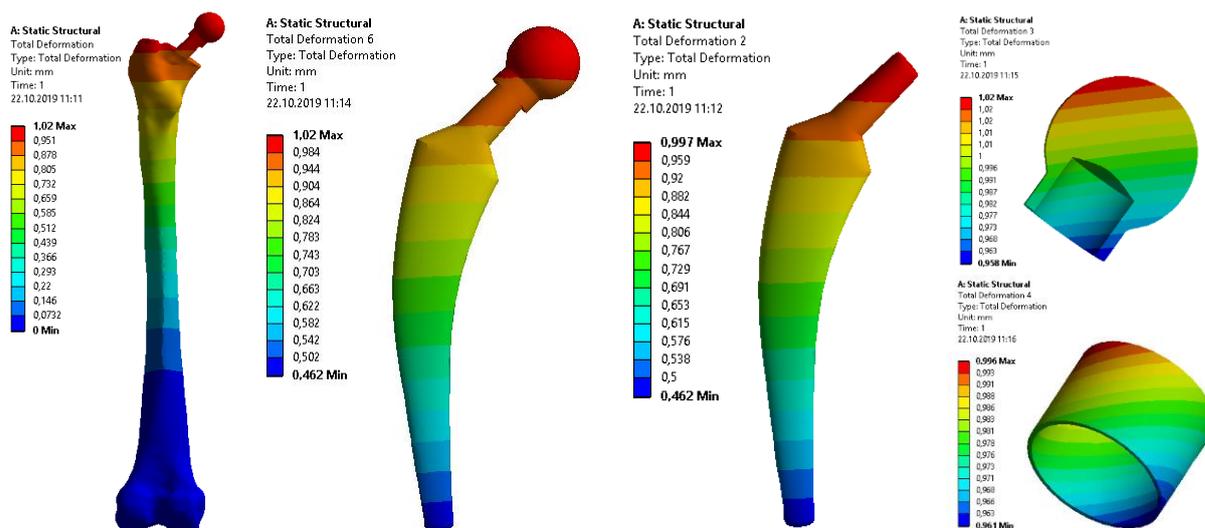


Рис. 5. Распределение значений модуля вектора перемещения в моделях системы «кость–имплантат» при приложении функциональной нагрузки 400 Н

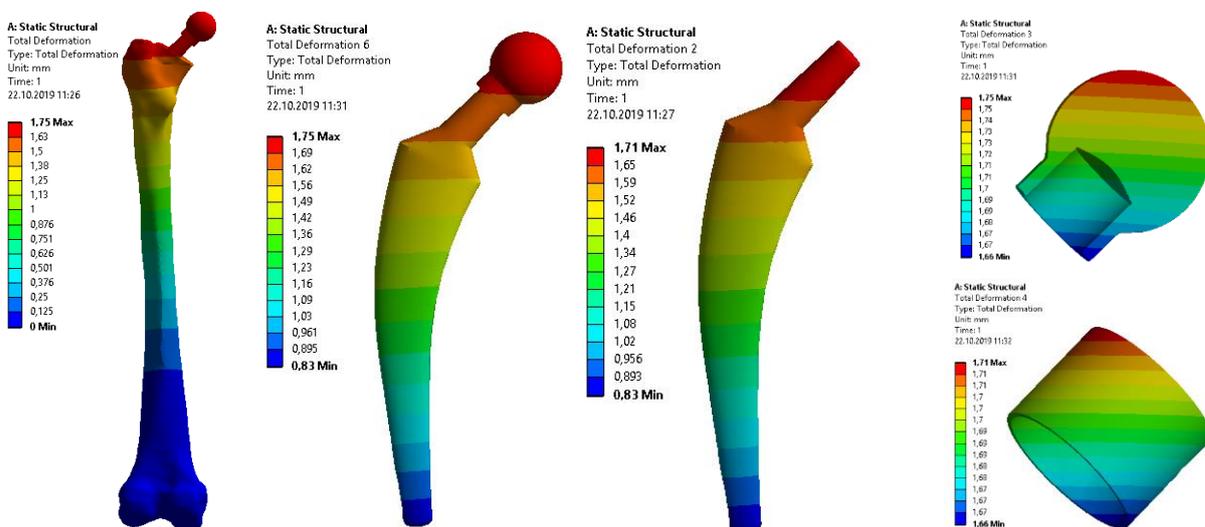


Рис. 6. Распределение значений модуля вектора перемещения в моделях системы «кость–имплантат» при приложении функциональной нагрузки 800 Н

Таблица 2
Максимальные значения параметров напряженно-деформированного состояния в костной ткани и металлоконструкции

Тип элемента	Максимальные значения модуля вектора перемещения, мм		Максимальные значения эквивалентных напряжений, МПа	
	Нагрузка 400 Н	Нагрузка 800 Н	Нагрузка 400 Н	Нагрузка 800 Н
Вся модель	1,02	1,75	77,4	133,3
Бедренный компонент	0,996	1,71	77,4	133,3
Головка эндопротеза	1,02	1,75	9,8	21
Разработанный переходник	0,996	1,71	30	62,9

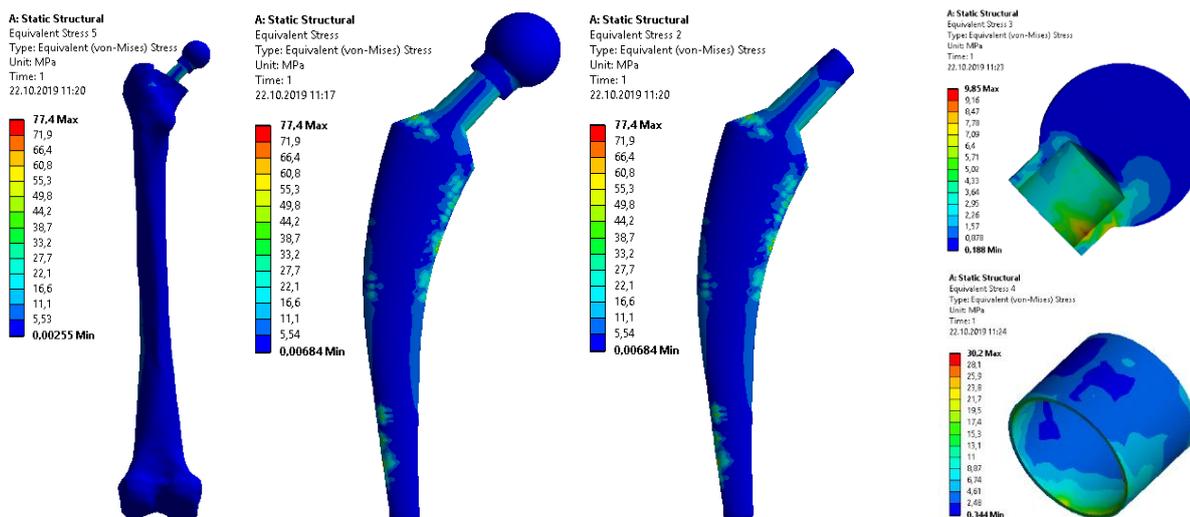


Рис. 7. Распределение эквивалентных напряжений в моделях системы «кость–имплантат» при приложении функциональной нагрузки 400 Н

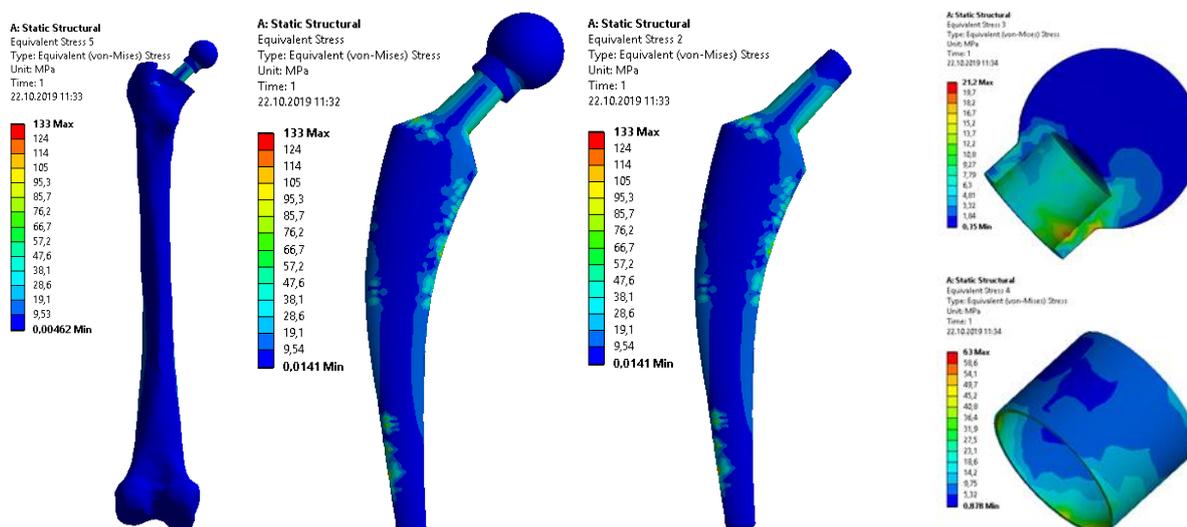


Рис. 8. Распределение эквивалентных напряжений в моделях системы «кость–имплантат» при приложении функциональной нагрузки 800 Н

Анализ значений эквивалентных напряжений при приложении нагрузки 400 и 800 Н выявил зону локализации максимальных значений – внутреннюю поверхность головки эндопротеза тазобедренного сустава. При этом максимальные значения не превышают предела текучести материала 350 МПа (сопротивление усталости при циклическом нагружении титана ВТ-6, применяемого для производства имплантатов), таким образом обеспечивая достаточный запас надежности [7].

Также необходимо отметить, что максимальные значения эквивалентных напряжений в исследуемой конструкции, возникающие при нагрузке в 800 Н (133,3 МПа), сопоставимы с максимальными эквивалентными напряжениями в стандартных конструкциях эндопротезов, колеблющихся в пределах 31–195 МПа [7].

Для наглядности результаты расчетов сведены в табл. 2.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Анализ полученных в результате численного эксперимента максимальных значений эквивалентных напряжений и значений деформации показал высокую

эксплуатационную надежность разработанного переходника при нестандартном типоразмере шейки бедренного компонента.

Таким образом, разработанная конструкция переходника позволяет решить проблему нестандартных размеров конуса шейки эндопротеза тазобедренного сустава. Использование данного компонента в хирургической практике позволит повысить эффективность тотального эндопротезирования тазобедренного сустава и снизить риски послеоперационных осложнений.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Акулич Ю.В., Подгаец Р.М., Скрябин В.Л., Сотин А.В. Исследование напряженно-деформированного состояния эндопротезированного тазобедренного сустава // *Российский журнал биомеханики*. – 2007. – Т. 11, № 4. – С. 9–35.
2. Большаков П.В., Тихилов Р.М., Мазуренко А.В., Коноплев Ю.Г., Пряжевский Р.Д., Саченков О.А. Численное исследование влияния степени недопокрытия вертлужного компонента, подкрепленного винтом, на несущую способность эндопротеза тазобедренного сустава // *Российский журнал биомеханики*. – 2018. – Т. 22, № 1. – С. 19–30.
3. Боровков А.И., Маслов Л.Б., Жмайло М.А., Зелинский И.А., Войнов И.Б., Керестень И.А., Мамчиц Д.В., Тихилов Р.М., Коваленко А.Н., Бильк С.С., Денисов А.О. Конечно-элементный анализ напряженно-деформированного состояния эндопротеза тазобедренного сустава при двухпорном стоянии // *Российский журнал биомеханики*. – 2018. – Т. 22, № 4. – С. 437–458.
4. Голядкина А.А., Полиенко А.В., Киреев С.И., Курманов А.Г., Киреев В.С. Анализ биомеханических параметров остеотомии первой плюсневой кости // *Российский журнал биомеханики*. – 2019. – Т. 23, № 3. – С. 400–410.
5. Доль А.В., Доль Е.С., Иванов Д.В. Биомеханическое моделирование вариантов хирургического реконструктивного лечения спондилолистеза позвоночника на уровне L4-L5 // *Российский журнал биомеханики*. – 2018. – Т. 22, № 1. – С. 31–44.
6. Загородний Н.В. Эндопротезирование тазобедренного сустава. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2011. – 704 с.
7. Лоскутов О.А., Левадный Е.В. Анализ напряженного состояния элементов системы «бедренная кость – имплантат» при функциональных нагрузках эндопротеза тазобедренного сустава // *Травма*. – 2015. – Т. 15, № 6. – С.48–54.
8. Николаев И.А. Технологии замещения костных дефектов при ревизии вертлужного компонента тазобедренного сустава: дис. ... канд. мед. наук. – М., 2015. – 145 с.
9. Пат. РФ № 2654275. Способ ревизионного эндопротезирования тазобедренного сустава и устройство для его осуществления / Зверева К.П., Марков Д.А., Павленко Н.Н., Киреев С.И., Белоногов В.Н. // *Официальный бюллетень Федеральной службы по интеллектуальной собственности*. – 2018. – № 18.
10. Саченков О.А., Герасимов О.В., Королева Е.В., Мухин Д.А., Яикова В.В., Ахтямов И.Ф., Шакирова Ф.В., Коробейникова Д.А., Хань Х.Ч. Построение негомогенной конечно-элементной модели по данным компьютерной томографии // *Российский журнал биомеханики*. – 2018. – Т. 22, № 3. – С. 332–344.
11. Barry J.J., Masonis J.L., Mason J.B. Recovery and outcomes of direct anterior approach total hip arthroplasty // *Ann. Joint*. – 2018. – № 3. – P. 51.
12. Fukui K., Kaneuji A., Sugimori T. Should the well-fixed, uncemented femoral components be revised during isolated acetabular revision? // *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*. – 2011. – Vol. 131, № 4. – P. 481–485.
13. Greiner J., Callaghan J., Bedard N. Fixation and wear with contemporary acetabular components and cross-linked polyethylene at 10-years in patients aged 50 and under // *The Journal of Arthroplasty*. – 2015. – Vol. 30, № 9. – P. 1577–1585.
14. Joong-Myung L. The current concepts of total hip arthroplasty // *Hip Pelvis*. – 2016. – Vol. 28, № 4. – P. 191–200.
15. Kandala N., Connock M., Pulikottil-Jacob R. Setting benchmark revision rates for total hip replacement: analysis of registry evidence // *BMJ*. – 2015. – № 350. – P. 756.
16. Kerboul L. Selecting the surgical approach for revision total hip arthroplasty // *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*. – 2015. – Vol. 101, № 1. – P. 171–178.
17. Kremers H., Larson D., Crowson C. Prevalence of total hip and knee replacement in the United States // *J. Bone Joint Surg. Am.* – 2015. – Vol. 97, № 17. – P. 1386–1397.

18. Mäkelä K., Matilainen M., Pulkkinen P. Failure rate of cemented and uncemented total hip replacements: register study of combined Nordic database of four nations // *BMJ*. – 2014. – № 348. – URL: doi.org/10.1136/bmj.f7592 (accessed 08 December 2019).
19. Prendergast P.J. Finite element models in tissue mechanics and orthopaedic implant design // *Clin. Biomech.* – 1997. – Vol. 12, № 6. – P. 343–366.
20. Sheth N., Nelson C., Springer B. Acetabular bone loss in revision total hip arthroplasty: evaluation and management // *Am. Acad. Orthop. Surg.* – 2013. – Vol. 21, № 3. – P. 128–139.
21. Sotin A.V., Garyaev P.A., Demchuk N.D. Experimental investigation of anatomical and geometrical parameters of a human hip // *Russian Journal of Biomechanics*. – 1999. – Vol. 3, № 3. – P. 82–90.
22. Sukur E., Akman Y., Ozturkmen Y. Particle disease: a current review of the biological mechanisms in periprosthetic osteolysis after hip arthroplasty // *Open Orthop.* – 2016. – № 10. – P. 241–251.
23. Wengler A., Nimptsch U., Mansky T. Hip and knee replacement in Germany and the USA // *Deutsches Ärzteblatt International*. – 2014. – Vol. 111. – P. 407–416.
24. Zagra L. Advances in hip arthroplasty surgery: what is justified? // *EFORT Open Rev.* – 2017. – Vol. 2, № 5. – P.171–178.

EVALUATION OF STRESS-STRAIN STATE OF THE FEMORAL ENDOPROSTHESIS COMPONENT WITH A NON-STANDARD CONE SIZE AND ADAPTER FOR ITS STANDARDIZATION

K.P. Zvereva, D.A. Markov, A.A. Golyadkina, A.V. Polienko (Saratov, Russian Federation)

This paper presents the results of biomechanical modelling of the “femur-implant” system under condition of non-standard cone size and addition of the developed hip replacement adapter. One of the most effective treatment methods for diseases and injuries of the hip joint is total hip replacement. Expansion of indications for total hip replacement led not only to an increase in the percentage of implants, but also to an increase in the number of recorded complications. The leading position among complications is occupied by aseptic instability of the endoprosthesis components. With isolated reimplantation of the endoprosthesis cup and the friction pair “head-liner”, orthopedists are faced with the problem of non-standard sizes of the neck cone of the stem. This leads to the need for extraction of stable femoral components and a significant decrease in the effectiveness of the technique. To solve this problem, we developed an adapter, which is shaped as a truncated cone. The inner diameter of the adapter corresponds to the outer diameter of the non-standard cone, and the outer diameter of the structure has standard size. Biomechanical modelling methods were used to introduce this development into practical medicine. This paper presents stages of creating biomechanical models of the “bone-implant” system. Biomechanical modelling is carried out in the Ansys Workbench software. The main attention is focused on the distribution of equivalent stress values. Stresses occur in the metal structure elements with application of physiological loads. The maximum values of equivalent stresses in the structure under study at the load of 800 N (133.3 MPa) are comparable to maximum equivalent stresses in standard endoprosthesis structures, ranging from 31 to 195 MPa. The maximum values do not exceed yield strength of the material, which is 350 MPa. Thus, the results of biomechanical modelling showed high operational reliability of the developed adapter with a non-standard size of the femoral component’s neck.

Key words: biomechanics, hip joint implant system, non-standard cone of the femoral component, adapter, stress-strain state.

Получено 10 декабря 2019