



БИОМЕХАНИКА

УДК 616.728

А.В. НИКИТИН; Г.И. МИХАСЕВ, д-р физ.-мат. наук
Белорусский государственный университет, г. Минск

А.П. МАСЛОВ

Минская областная клиническая больница, Республика Беларусь

КОНЕЧНО-ЭЛЕМЕНТНЫЙ АНАЛИЗ ВЛИЯНИЯ ОБЛАСТИ ВРАСТАНИЯ НА СТАБИЛЬНОСТЬ ЭНДОПРОТЕЗА ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА

Конечно-элементная модель бедренного эндопротеза бесцементной фиксации использована для расчета распределения напряжений между имплантатом и костью. В предположении о жестком контакте между пористой поверхностью имплантата и костной тканью исследованы ножки эндопротеза с гладкой поверхностью, со вставками из пористого титана и компонентами, проксимальная часть которых была полностью покрыта указанным материалом. Результаты исследований показали, что увеличение зоны вставания в проксимальной части бедренного компонента эндопротеза приводит к усилению нагрузки на вертельную область бедренной кости и снижению нагрузки на ее диафизарную часть.

Ключевые слова: конечно-элементный анализ, напряженно деформированное состояние, эндопротезирование тазобедренного сустава

Постановка задачи. На данный момент существует множество эндопротезов тазобедренного сустава бесцементной фиксации, отличающихся друг от друга своими размерами и формами [2, 4]. Протезы данного типа наиболее часто применяются при эндопротезировании пациентов молодого возраста, предполагающих более интенсивную физическую активность. Как правило, данная группа людей имеет хорошее качество кости, что позволяет создать надежную фиксацию эндопротеза. Бесцементная фиксация имплантата на ранних этапах послеоперационного периода обеспечивается первичной стабильностью (геометрическим замыканием). Вторичная стабильность эндопротеза происходит за счет его биологической интеграции (врастанием костных тканей). Первичная стабильность бедренного компонента основывается на механизме «пресс-фит», который подразумевает создание контактного давления между костной тканью и металлом, сохраняющегося после установки имплантата хирургическим путем. Однако в силу вязкоупругих свойств кости, длительность и эффективность такого зацепления ограничены и со временем происходит его ослабление [1, 7]. Степень стабильности имплантата часто определяется взаимными микродвижениями на границе между костью и эндопротезом под воздействием физических нагрузок. Значительное увеличение микродвижений снижает возможность остеоинтеграции и провоцирует формирование слоя фиброзных тканей на границе «кость —

имплантат», что в результате приводит к расшатыванию ножки и провалу операции эндопротезирования. Плотный контакт с кортикальным слоем кости позволяет уменьшить взаимные микродвижения имплантата и костных тканей, что в свою очередь улучшает первичную стабильность. Также для улучшения стабильности и скорости остеоинтеграции на поверхности имплантата формируют пористую структуру, которая создает еще более плотный контакт и стимулирует врастание костной ткани в микрожелобки и поры материала. Вторичная стабильность обеспечивает возникновение напряжения, не оказывающего разрушающего действия за счет снижения взаимных микродвижений [3].

Основной задачей данной работы является сравнительный анализ поведения биомеханической системы «кость — эндопротез» в зависимости от размеров области вставания бедренного компонента бесцементной фиксации. Конечно-элементные модели имплантатов, приближенные к реалистичным физиологическим аспектам, были созданы и рассчитаны с целью получения ориентировочной информации о микродвижениях на границе «эндопротез — кость» и влиянии области вставания на распределение нагрузки внутри кости.

Организация и методика исследования. Трехмерная модель бедренного компонента эндопротеза тазобедренного сустава системы SLPS производства компании «Алтимед» была создана и разделена на 18 000 конечных элементов (десяти узловых тетраэдров) при

помощи средств компьютерного проектирования (SolidWorks 2011). Имплантат имеет клинообразную форму в трех плоскостях: медиально-латерально, антериорально-постериорально, коронарно-сагитально. Стоит отметить, что при конечно-элементном моделировании биомеханической системы «кость — имплантат» размер эндопротеза и место его расположения в костномозговом канале бедренной кости оказывает существенное влияние на расчет НДС. Титановый сплав (Ti6Al4V) был выбран для описания физических свойств эндопротеза, имеющего модуль упругости $E = 110$ ГПа и коэффициент Пуассона 0,3. Создание трехмерной модели бедренной кости было выполнено на основании данных компьютерно-томографического (КТ) исследования проксимального отдела бедра. Геометрия бедренной кости представляет собой сетку из 98 000 десяти узловых тетраэдров. Точность результатов вычислений методом конечных элементов (КЭ) в значительной степени зависит от точного описания свойств материала КЭ-модели [15]. Несмотря на множество существующих подходов, данная проблема все еще остается объектом активного исследования из-за анизотропии костной ткани. Наиболее часто в литературе встречаются исследования предполагающие, что кость является неоднородной и изотропной [14, 15, 16] из-за простоты и ограниченных знаний ее анизотропных свойств. Основываясь на соотношениях между КТ-числами и плотностью, полученный модуль Юнга некоторыми авторами оценивается эмпирически [18, 19]. Также целесообразность использования неоднородно-изотропной КЭ-модели кости по сравнению с анизотропной моделью, обсуждается исследователями [20], приводя к выводу о несущественном различии в расчетах напряженно-деформированного состояния (НДС). Стоит отметить работу, в которой показаны значительные изменения в поведении ортотропной и изотропной КЭ-моделей [21], однако эти данные ограничены, так как рассматривают лишь небольшой образец костной ткани, а не поведение всего объема кости в целом. На этом основании физические свойства кости в наших исследованиях рассматриваются как неоднородные изотропные, связанные с интенсивностью пикселей на снимке по шкале Хаунсфилда (от 140 до 1675 HU). Программное обеспечение BoneMat [12] было применено для автоматического задания модуля упругости каждому элементу. Данный алгоритм использует координаты узлов каждого элемента, находя соответствующий этому узлу пиксель компьютерной томографии. Среднее значение КТ-числа (Haunsfield Unit), рассчитанное для всех узлов тетраэдра, используется при определении видимой плотности кости ρ (apparent density, г/см³). Перед началом вычислений модуля упругости была проведена линейная калибровка всех компьютерных срезов с использованием двух контрольных точек. Первая контрольная точка — это КТ-число для воздуха, которое соответствует отсутствию костной ткани (0 г/см³) и наименьшему значению «-1024 HU». Второй контрольной точкой является наибольшее значение

КТ-числа «+1675 HU», что соответствует кортикальному слою костной ткани и имеет величину относительной плотности 1,8 г/см³ [13]. Для дальнейших расчетов нами использована следующая зависимость модуля упругости и видимой плотности кости, взятая из литературных источников [11]:

$$E = 6,95 \times \rho^{1,49},$$

где E — модуль упругости (ГПа); ρ — видимая плотность кости (г/см³).

В результате расчета модулей упругости было установлено 300 различных характеристик материала в диапазоне значений от 4,6 ГПа до 17,1 ГПа. Коэффициент Пуассона для каждого элемента был принят равным 0,3. Такие механические свойства модели довольно реалистично описывают внутреннее строение кости, различая кортикальный и губчатый слои.

Эндопротез был виртуально размещен внутри кости с выравниванием вдоль анатомической продольной оси диафиза бедра и приближенно выровнен вдоль оси шейки бедра. Такой метод выравнивания позволяет максимально воссоздать шеечно-диафизарный угол первоначальной анатомии бедренной кости и наиболее плотно разместить имплантат внутри костномозгового канала, что в реальности улучшает первичную стабильность ножки. Коэффициент трения, описывающий взаимодействие системы «кость — имплантат», был принят равным 0,4. Узлы конечных элементов, находящихся на границе области врастания, были соединены с узлами конечных элементов кости как жестко соединенный контакт. Для создания граничных условий в модели все узлы, находящиеся в пределах 10 мм от дистальной части кости были жестко зафиксированы.

В общей сложности были созданы 3 биомеханические системы «кость — имплантат», описывающие эндопротез без пористой структуры, а также ситуации, когда пористой структурой покрыта отдельная площадь имплантата и вся его проксимальная часть (рисунок 1).

В результате конечно-элементного моделирования некоторые авторы приходят к выводу о существенном влиянии мышечных усилий на распределение напряжений, возникающих в бедренной кости. В таблице приведены компоненты сил, действующих на поверхность кости в местах прикрепления мышц, а также значения компонентов суставного усилия.

Согласно литературным данным [8], такие условия нагруженности КЭ-модели характерны для третьей фазы ходьбы, когда вес переносится на одну ногу в момент отрыва от опоры другой ноги. Местоположение узлов приложения усилий показано на рисунке 2. Впоследствии был произведен расчет НДС биомеханической системы «кость — эндопротез».

Расчет НДС биомеханической системы «кость — эндопротез». Выполненные расчеты показывают зависимость стабильности биомеханической системы «кость — эндопротез» от величины области врастания. Тангенциальные микродвижения имплантата в двух направлениях достигли наибольшей величины в 107 мкм и 68,6 мкм для модели под номером 3, в которой об-

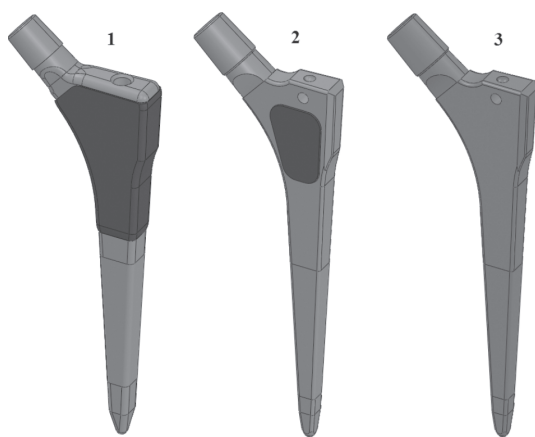


Рисунок 1 — Эндопротезы тазобедренного сустава бесцементной фиксации: 1 — проксимальная часть покрыта пористой структурой; 2 — вставки из пористой структуры; 3 — отсутствие пористой структуры

ласть врастания костной ткани отсутствовала (рисунок 3). Согласно литературным источникам, такие микродвижения при первичной стабильности имплантата в большинстве случаев приводят к его расшатыванию и потере [10, 11]. Также это свидетельствует о неправильном выборе размера эндопротеза. Дальнейшее включение в конечно-элементную модель жесткого соединения между предполагаемой пористой структурой и костной тканью позволило значительно снизить микродвижение имплантата на 50 %. Стоит отметить, что увеличение площади контакта привело к еще большему уменьшению взаимного микродвижения. Исследование механизма микродвижения имплантата позволяет предположить, что увеличенная зона врастания проксимальной части бедренного компонента снижает микродвижения эндопротеза, что в свою очередь приводит к улучшению его вторичной стабильности.

Расчет НДС показал, что напряжения, возникающие в костном ложе, а особенно в его дистальной части, напрямую связаны с размерами области врастания эндопротеза. На рисунке 4 приведены значе-

Таблица — Значения компонентов действующих усилий в Ньютонах (Н)

Усилие	Проекции сил на координатные оси, Н		
	X	Y	Z
Суставное	-613,7	-219,3	2868,7
Большой ягодичной мышцы	172,3	-105,0	-203,8
Средней ягодичной мышцы	63,7	-28,9	-113,3
Малой ягодичной мышцы	25,4	-0,7	-51,6
Поясничной мышцы	3,6	160,6	-158,5
Грушевидной мышцы	110,5	-70,1	-22,4

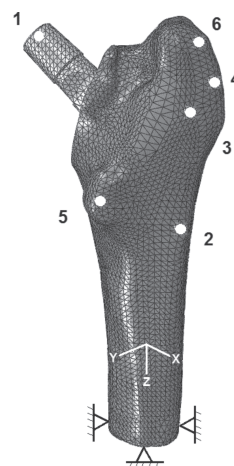


Рисунок 2 — Расположение узлов прикрепления мышц и узла приложения суставного усилия в КЭ-модели биомеханической системы «кость — эндопротез»: 1 — узел суставного усилия; 2 — узел большой ягодичной мышцы; 3 — узел средней ягодичной мышцы; 4 — узел малой ягодичной; 5 — узел поясничной мышцы; 6 — узел грушевидной мышцы

ния основных параметров. Согласно расчетам, максимальное напряжение по Мизесу и контактное давление на кость со стороны имплантата достигли наибольшего значения в 243 МПа и 293 МПа соответственно для модели, не имеющей пористой структуры. Дальнейшее моделирование области врастания как жесткого контакта между костью и определенной частью протеза привело к значительному уменьшению данных параметров. Максимальное напряжение по Мизесу в 66,9 МПа, рассчитанное для первой модели с увеличенной областью врастания, составило почти одну треть от максимального напряжения, рассчитанного для второй модели (177 МПа), когда имплантат имел ограниченную область врастания. Максимальные значения контактного давления CPRESS также значительно снизились: 212 МПа для второй модели и 196 МПа для модели номер один.

Еще одним показателем, позволяющим прогнозировать степень резорбции кости и вероятность асептического расшатывания, является значение напряжения сдвига (SHEAR stress). Данный параметр описывает напряжение, возникающее в области контакта между эндопротезом и костной тканью как следствие взаимных микродвижений. При конечно-элементном расчете напряженно деформированного состояния системы «имплантат — костная ткань» были получены значения напряжения сдвига, подтверждающие целесообразность увеличения зоны

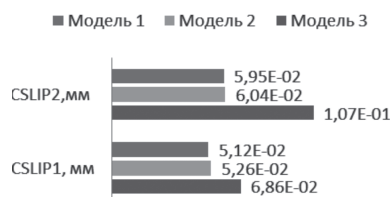


Рисунок 3 — Максимальные значения микродвижений эндопротеза: CSLIP1, CSLIP2: Модель 1 — проксимальная часть покрыта пористой структурой; Модель 2 — проксимальная часть эндопротеза имеет вставки пористой структуры; Модель 3 — пористая структура отсутствует

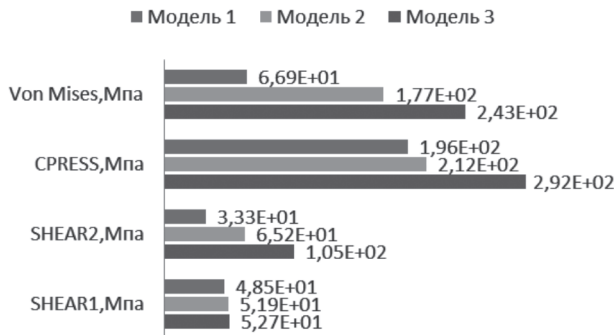


Рисунок 4 — Максимальные значения напряжений: VonMises-напряжение по Мизесу; CPRESS — контактное давление на границе «кость — имплантат»; SHEAR1/2 — напряжения сдвига

врастания. Наименьшее максимальное значение параметра SHEAR2 равно 33,3 МПа было рассчитано для первой модели, в которой пористая структура покрывала всю проксимальную часть имплантата. Для сравнения, максимальные значения напряжений сдвига в моделях два и один составили 65,2 МПа и 105 МПа соответственно.

Выводы. В заключение отметим, что прочное соединение имплантата с костной тканью в проксимальных отделах бедренной кости приводит к уменьшению микродвижений на границе «кость — имплантат», что способствует развитию остеоинтеграции эндопротеза. За счет остеоинтеграции костной ткани с пористой структурой напряжения, возникающие в проксимальной части бедренной кости, снижают нагрузку на диафизарную часть. Такое распределение нагрузки потенциально уменьшает развитие стрессового перипротезного костного ремоделирования и вероятность перелома кости, а также повышает длительность функционирования имплантата.

Для достижения оптимально плотного контакта между поверхностями имплантата и кости следует более тщательно подбирать размер эндопротеза и место его расположения в костномозговом канале.

Благодарности. Благодарим директора ЗАО «Алтимед» А.Д. Доста за предоставленную материальную и интеллектуальную поддержку в наших исследованиях.

Список литературы

1. Dopico-Gonzalez, C. Probabilistic finite element analysis of the uncemented hip replacement—effect of femur characteristics and implant design geometry / C. Dopico-Gonzalez, A.M. New, M. Browne // *Journal of biomechanics*. — 2010. — Vol. 43, № 3. — Pp. 512—520.
2. Finite element modelling of primary hip stem stability: The effect of interference fit / Mohammed R.A. (et al.) // *Journal of Biomechanics*. — 2008. — Vol. 41, № 3. — Pp. 587—594.
3. The hydroxyapatite-coated JRI-Furlong hip / A. Robertson (et al) // *The joint of bone & joint surgery*. — 2005. — Vol. 87, № 1. — Pp. 12—15.

4. Orlik, J. On the secondary stability of coated cementless hip replacement: parameters that affect interface strength / J. Orlik, A. Zhurov, J. Middleton // *Medical Engineering & Physics*. — 2003. — Vol. 25, № 10. — Pp. 825—831.
5. Jun, Y. Design of patient-specific hip implants based on the 3D geometry of the human femur / Y. Jun, C. Kuiwoon // *Advances in Engineering Software*. — 2010. — Vol. 41, № 4. — Pp. 537—547.
6. Weller, S. Fifteen years of experience with the BiCONTACT hip endoprosthesis system—the past, the present, the future. What has been achieved / S. Weller // *International Orthopaedics*. — 2003. — Vol. 27, № 1. — Pp. 2—6.
7. Results of porous-coated anatomic total hip arthroplasty without cement at fifteen years: a concise follow-up of a previous report / J.A. Bojescul (et al) // *The Journal of Bone and Joint Surgery*. — 2003. — Vol. 85-A, № 6. — Pp. 1079—1083.
8. Mohammed, R.A. Interface micromotion of cementless hip stems in simulated hip arthroplasty / R.A. Mohammed, N. Kamsah // *American Journal of Applied Sciences*. — 2009. — Vol. 6, № 9. — Pp. 1682—1689.
9. Hip contact forces and gait patterns from routine activities / Bergmann G (et al.) // *Journal of biomechanics*. — 2001. — Vol. 34, № 7. — Pp. 859—871.
10. Cortical bone viscoelasticity and fixation strength of press-fit femoral stems: finite element model / T.R. Shultz (et al.) // *Journal of biomechanical Engineering*. — 2006. — Vol. 128, № 1. — Pp. 7—12.
11. Subject-specific finite element models can accurately predict strain levels in long bones / E. Schileo (et al.) // *Journal of Biomechanics*. — 2007. — Vol. 39, № 13. — Pp. 2457—2467.
12. Taddei, F. An improved method for the automatic mapping of computed tomography numbers onto finite element models / F. Taddei, A. Pancanti, M. Viceconti // *Medical Engineering and Physics*. — 2004. — Vol. 26. — Pp. 61—69.
13. Sanjay, G. Bone geometry and mechanical properties of the human scapula using computed tomography data / G. Sanjay, D. Prosenjit // *Trends Biomaterial Artificial Organs*. — 2004. — Vol. 17, № 2. — Pp. 61—70.
14. Yosibash, Z. Reliable simulations of the human proximal femur by high-order finite element analysis validated by experimental observations / Z. Yosibash, N. Trabelsi, C. Milgrom // *Journal of biomechanics*. — 2007. — Vol. 40. — Pp. 3688—3699.
15. The material mapping strategy influences the accuracy of CT-based finite element models of bones: an evaluation against experimental measurements / F. Taddei (et al.) // *Medical engineering and physics*. — 2007. — Vol. 29, № 9. — Pp. 973—979.
16. A CT-based high-order finite element analysis of the human proximal femur compared to in-vitro experiments / Z. Yosibash (et al.) // *J. Biomech*. — 2007. — Vol. 129, № 3. — Pp. 297—309.
17. Anisotropic finite element modeling for patient-specific mandible / S.H. Liao, R.F. Tong, J.X. Dong // *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. — 2007. — Vol. 88, № 3. — Pp. 197—209.
18. An accurate estimation of bone density improves the accuracy of subject-specific finite element models / E. Schileo (et al.) // *J. Biomechanics*. — 2008. — Vol. 41. — Pp. 2483—2491.
19. Prediction of mechanical properties of cortical bone by quantitative computed tomography / L. Duchemin (et al.) // *Medical engineering and physics*. — 2008. — Vol. 30. — Pp. 321—328.
20. Comparison of isotropic and orthotropic material property assignments on femoral finite element models under two loading conditions / L. Peng (et al.) // *Medical engineering and physics*. — 2006. — Vol. 28. — Pp. 227—233.
21. Comparison of an inhomogeneous orthotropic and isotropic material models used for FE analyses / V. Baca (et al.) // *Medical engineering and physics*. — 2008. — Vol. 30. — Pp. 924—930.

Nikitsin A.V., Mikhasev G.I., Maslov A.P.

Finite element analysis of the porous coating in hip-joint prosthesis

The finite element model of the cementless femoral stem was used to calculate the main stresses of the bone-implant interface. Assuming the rigid contact between porous coating and bone tissue, three different implant designs were analyzed: smooth shape implant, implant with two porous inserts and when 2/3 of the implant was coated by the porous titanium. Results showed that enlargement of the porous coating increases the stresses within proximal femur and reduces the stresses in diaphysis.

Поступила в редакцию 28.09.2011.