

УДК 617.581:616.71-001.5-089.2-77:612.76

БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ ОБОСНОВАНИЕ ФОРМЫ РЕЗЬБОВОГО ЭЛЕМЕНТА ВЕРТЛУЖНОГО КОМПОНЕНТА ЭНДОПРОТЕЗА ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА

ПАНЧЕНКО С. П.¹, канд. техн. наук, доц.,

ОЛЕЙНИК А. Е.², д-р мед. наук, проф.,

КОВБАСА Е. А.³, аспирант,

ФРОЛОВ Н. А.⁴, студент.

¹Кафедра строительной механики и сопротивления материалов, Государственное высшее учебное заведение «Приднепровская государственная академия строительства и архитектуры», ул. Чернышевского, 24-а, Днепро, 49600, Украина, тел. +38 (0562) 46-98-22, e-mail: serpanko@mail.ru

²Кафедра травматологии и ортопедии, Государственное учреждение «Днепропетровская медицинская академия МЗ Украины», ул. В. Вернадского, 9, г. Днепро, 49094, Украина, тел. +38 (056) 713-51-19, e-mail: alex66oleynik@gmail.com

³Кафедра травматологии и ортопедии, Государственное учреждение «Днепропетровская медицинская академия МЗ Украины», ул. В. Вернадского, 9, г. Днепро, 49094, Украина, тел. +38 (056) 713-51-19, e-mail: elenaksua@gmail.com

⁴Государственное высшее учебное заведение «Приднепровская государственная академия строительства и архитектуры», ул. Чернышевского, 24-а, Днепро, 49600, Украина, тел. +38 (0562) 46-98 22, e-mail: templatar@yandex.ua

Аннотация. Постановка проблемы. С развитием бесцементного эндопротезирования тазобедренного сустава связаны значительные клинические достижения этого направления современной ортопедии [1; 2; 4]. Следует отметить, что попытки создать оптимальную конструкцию бесцементного эндопротеза рассматриваемого сустава оказались неэффективными, однако поиск такой унифицированной конструкции воплотился в большом разнообразии имплантатов. Это разнообразие конструкций позволило индивидуализировать подбор имплантата для каждой патологии, что улучшило выживаемость имплантов и повысило клиническую успешность эндопротезирования тазобедренного сустава [1; 4]. Полученный эффект лежит в основе успешного применения эндопротезирования тазобедренного сустава как метода лечения. Поэтому разработка новых и усовершенствование существующих конструкций эндопротезов тазобедренного сустава является актуальной задачей современной ортопедии. **Цель статьи** - определение рациональных параметров геометрии резьбового элемента ввинчивающейся чашки эндопротеза тазобедренного сустава. **Вывод.** Рассматривались три варианта формы резьбы при различных углах наклона модели. Выявлено, что наиболее эффективной, с точки зрения прочности, является модель резьбового элемента, поперечное сечение которого представлено в виде прямоугольного треугольника, опирающегося катетом на костный массив. В то же время результаты расчетов показывают качественную картину напряженного состояния тазовой кости при эндопротезировании тазобедренного сустава и указывают на необходимость дальнейших исследований.

Ключевые слова: расчетная модель; метод конечных элементов; тазобедренный сустав; резьбовой элемент; вертлужный компонент; напряженно-деформированное состояние; эндопротез

БИОМЕХАНИЧНЕ ОБГРУНТУВАННЯ ФОРМИ РІЗЬБОВОГО ЕЛЕМЕНТА ВЕРТЛЮЖНОГО КОМПОНЕНТА ЕНДОПРОТЕЗА КУЛЬШОВОГО СУГЛОБА

ПАНЧЕНКО С. П.¹, канд. техн. наук, доц.,

ОЛІЙНИК О. Є.², д-р мед. наук, проф.,

КОВБАСА О. О.³, аспірант,

ФРОЛОВ М. О.⁴, студент.

¹Кафедра будівельної механіки та опору матеріалів, Державний вищий навчальний заклад «Придніпровська державна академія будівництва та архітектури», вул. Чернишевського, 24-а, Дніпро, 49600, Україна, тел. +38 (0562) 46-98-22, e-mail: serpanko@mail.ru

²Каф. травматології та ортопедії, Державний заклад «Дніпропетровська медична академія МОЗ України» вул. В. Вернадського, 9, Дніпро, 49094, Україна, тел. +38 (056) 713-51-19, e-mail: alex66oleynik@gmail.com

³Каф. травматології та ортопедії, Державний заклад «Дніпропетровська медична академія МОЗ України» вул. В. Вернадського, 9, Дніпро, 49094, Україна, тел. +38 (056) 713 51 19, e-mail: elenaksua@gmail.com

⁴Державний вищий навчальний заклад «Придніпровська державна академія будівництва та архітектури», вул. Чернишевського, 24-а, Дніпро, 49600, Україна, тел. +38 (0562) 46-98-22, e-mail: templatar@yandex.ua

Анотація. Постановка проблеми. З розвитком безцементного эндопротезування кульшового суглоба пов'язані значні клінічні досягнення цього напрямку сучасної ортопедії [1; 2; 4]. Слід зазначити, що спроби створити оптимальну конструкцію безцементного эндопротеза розглянутого суглоба виявилися неефективними, однак пошук такої уніфікованої конструкції втілюється у значній різноманітності імплантатів. Ця

різноманітність конструкцій дозволила індивідуалізувати підбір імплантата для кожної патології, що поліпшило виживаність імплантів і підвищило загальну клінічну успішність ендопротезувань кульшового суглоба [1; 4]. Отриманий ефект лежить в основі успішного застосування ендопротезування кульшового суглоба як методу лікування. Тому розроблення нових і вдосконалення існуючих конструкцій ендопротезів тазостегнового (кульшового) суглоба – актуальне завдання сучасної ортопедії. **Мета статті** – визначення раціональних параметрів геометрії нарізного елемента чашки ендопротеза кульшового суглоба, що загвинчується. **Висновок.** Розглядалися три варіанти форми різьблення при різних кутах нахилу моделі. Виявлено, що найбільш ефективна, з точки зору міцності, модель нарізного елемента, поперечний переріз якого представлено у вигляді прямокутного трикутника, що спирається катетом на кістковий масив. У той же час результати розрахунків показують якісну картину напруженого стану тазової кістки за ендопротезування кульшового суглоба і вказують на необхідність подальших досліджень.

Ключові слова: розрахункова модель; метод скінченних елементів; кульшовий суглоб; різьбовий елемент; вертлюжний компонент; напружено-деформований стан; ендопротез

BIOMECHANICAL JUSTIFICATION OF THE THREADED ELEMENT'S FORM OF THE TOTAL HIP ENDOPROSTHESIS' ACETABULAR COMPONENT

PANCHENKO S. P.¹, *Cand. Sc. (Tech.), Ass. Prof.*

OLEYNIK A. E.², *Dr. Sc. (Med.), Prof.*

KOVBASA E. A.³, *Postgraduate,*

FROLOV N. A.⁴, *Student.*

¹Chair of building mechanics and strength of materials, State Establishment «Prydniprov'ska Academy of Civil Engineering and Architecture», Chernishevskogo str. 24-a, Dnipro, 49600, Ukraine, tel. +38 (0562) 46-98-22, e-mail: serpanko@mail.ru

²Chair of Orthopaedics and Trauma, State Establishment «Dnipropetrovsk Medical Academy of Health Ministry of Ukraine», V. Vernadskogo str., 9, Dnipro, 49094, Ukraine, tel.+38 (056) 713-51-19, e-mail: alex66oleynik@gmail.com

³Chair of Orthopaedics and Trauma, State Establishment «Dnipropetrovsk Medical Academy of Health Ministry of Ukraine», V. Vernadskogo str., 9, Dnipro, 49094, Ukraine, tel.+38 (056) 713-51-19, e-mail: elenaksua@gmail.com

⁴State Establishment «Prydniprov'ska Academy of Civil Engineering and Architecture», Chernishevskogo str. 24-a, Dnipro, 49600, Ukraine, tel. +380562469822, e-mail: templatar@yandex.ua

Abstract. Formulation of the problem. Total hip replacement (THR) remains to be responsible for the markable clinical achievements of contemporal orthopaedic surgery [1; 2; 4]. It should be noted, that numerous efforts to create an “ideal” uncemented hip endoprosthesis' construction were failed, but led into wide diversity of implants. Such a diversity allows to individualize implant type selection and to improve implant's survival and total THR's clinical outcomes [1; 4]. Outcomes mentioned above determine successful application of total hip replacement as a treatment method. Consequently, development of new and improvement of existing hip endoprosthesis' constructions seems to be of current interest for contemporal orthopaedic surgery. **Purpose.** To determine optimal parametres of threaded element's geometry of total hip endoprosthesis' threaded acetabular component. **Conclusion.** There were revealed that threaded element model with right-angled triangle transverse section shape seems to be the most effective considering hardness, while the triangle is leaned on the bone massive with its cathetus. At the same time, results of calculations represent pelvic bone stress-strain state during THR quantitatively and stipulate further research.

Keywords: *calculated model; finite elements method; hip joint; treaded element; acetabular component; stress-strain state; endoprosthesis*

Постановка проблеми. С розвитком бесцементного ендопротезування тазобедренного суглоба пов'язані значительні клінічні досягнення цього напрямку сучасної ортопедії [1; 2; 4]. Слід відзначити, що спроби створити уніфіковану конструкцію бесцементного ендопротеза розгляданого суглоба виявилися неефективними, однак пошук такої уніфікованої конструкції втілюється в більшій різноманітності імплантів. Це різноманітність конструкцій дозволило індивідуалізувати вибір імплантата для кожної

патології, що збільшило кількість позитивних імплантацій ендопротезів тазобедренного суглоба [1; 4].

Отриманий ефект лежить в основі успішного застосування ендопротезування тазобедренного суглоба як методу лікування. Тому розроблення нових і вдосконалення існуючих конструкцій ендопротезів тазобедренного суглоба є актуальною задачею сучасної ортопедії.

Аналіз публікацій. Відомо, що, з точки зору механіки, тазобедренний суглоб представляє собою пару тертя,

реализующую при больших статико-динамических нагрузках свободное движение в физиологическом объеме. Кроме того, он выполняет функцию протектора динамических нагрузок и гасителя колебаний, а также (в комплексе с суставными концами костей) звена, воспринимающего и эффективно передающего большие нагрузки на диафизарный отдел бедренной кости. Такие же функции, в принципе, должен выполнять и эндопротез тазобедренного сустава. Кроме того, к искусственным суставам предъявляется ряд важнейших дополнительных требований, связанных с общими и специальными биологическими и клиническими проблемами имплантации искусственных органов [1; 2; 4].

Исключительная сложность выполнения комплекса требований к эндопротезам тазобедренного сустава очевидна. Однако именно эти требования закладываются в основу проектирования конструкций имплантатов, выбора и разработки их материалов. Очевидно, что для обеспечения требований к эндопротезам необходимо выделить основные проблемы, которые возникают при эндопротезировании тазобедренного сустава и оказывают существенное влияние на результаты данного вида оперативного вмешательства, а также наметить пути их технического решения. К таким проблемам, по нашему мнению, относятся: 1) проблема материалов имплантатов; 2) проблема стабильности компонентов эндопротеза (бедренного и вертлужного); 3) проблема узла трения.

Заметим, что перечисленные проблемы эндопротезирования имеют тесную взаимосвязь, а подчас и определяют друг друга. Однако рассматривать их на этапе исследования следует отдельно, поскольку, с точки зрения методики, необходимо выделять и распознавать основные пусковые механизмы, приводящие в итоге к неблагоприятным исходам эндопротезирования.

Одна из основных проблем эндопротезирования тазобедренного сустава связана с обеспечением стабильности

вертлужного компонента эндопротеза. Вертлужный компонент бесцементного эндопротеза состоит из корпуса (чашки) и вкладыша. Фиксация чашки осуществляется путем прессовой посадки или ввинчивания в подготовленную к имплантации вертлужную впадину [1; 2; 4; 5]. В случае прессовой посадки чашка имеет полусферическую форму, при этом, как правило, корпус чашки дополнительно крепится к кости спонгиозными винтами. Ввинчивающиеся или самоврезающиеся чашки требуют специальной подготовки вертлужной впадины. Их фиксация обеспечивается как механическим способом (механизмом резьбовой фиксации), так и остеоинтеграцией и остеоиндукцией костных структур в межрезьбовое пространство и покрытие, нанесенное на поверхность вертлужного компонента. Механическая фиксация при помощи ввинчивающейся резьбы обеспечивает первичную и последующую стабильность имплантата.

Цель статьи - определение рациональных параметров геометрии резьбового элемента ввинчивающейся чашки эндопротеза тазобедренного сустава.

Изложение материала. Используемые в клинической практике ввинчивающиеся вертлужные компоненты эндопротеза тазобедренного сустава существенно отличаются как по форме корпуса чашки, так и по форме резьбовых элементов фиксации (рис. 1) [1; 4; 5]. В этой связи в настоящей работе для оценки влияния геометрии резьбового элемента чашки на напряженно-деформированное состояние системы «кость - чашка» были построены различные расчетные модели, отличающиеся формой и размерами резьбового элемента чашки эндопротеза, а также величиной угла наклона конуса чашки относительно вертикальной оси. При этом все расчетные модели строились в соответствии с реальными размерами резьбового элемента ввинчивающейся чашки.

Исследование выполнялось в среде программного комплекса, основанного на

методе конечных элементов (ПК ANSYS). С целью рационального использования ресурса ЭВМ форма чашки полагалась симметричной, что позволило рассматривать отдельный резьбовой элемент чашки. При этом криволинейная форма резьбового элемента была заменена на прямолинейную.



Рис. 1. Геометрия резьбового элемента некоторых ввинчивающихся чашек

Расчетная модель системы «кость - чашка» состоит из двух элементов, один из которых соответствует резьбовому элементу чашки эндопротеза тазобедренного сустава, второй – костному массиву, в который врезан резьбовой элемент. Оба элемента представляют собой правильные прямые четырехугольные призмы. При этом призма, соответствующая элементу эндопротеза, дополнена вставкой, имитирующей резьбу. Призма, соответствующая кости, дополнена желобом под вставку. Форма вставки определяется формой поперечного сечения резьбы. В данном исследовании рассматриваются три варианта сечения резьбы треугольной формы: прямоугольный треугольник, который опирается на костный массив своей гипотенузой (рис. 2 а), прямоугольный треугольник, опирающийся катетом (рис. 2 б), и равнобедренный треугольник с осью симметрии в направлении x , опирающийся на кость одной из равных сторон (рис. 2 в). В соответствии с этим были построены три расчетные модели. Моделирование осуществлялось таким образом, чтобы общие грани элементов эндопротеза и костного массива полностью совпадали.

На первом этапе исследовалось влияние геометрии поперечного сечения резьбового элемента чашки эндопротеза тазобедренного сустава на характер и величину возникающих в костном массиве внутренних усилий и деформаций для

случая отсутствия опирания корпуса эндопротеза на костный массив (рис. 3), при этом решалась контактная задача.

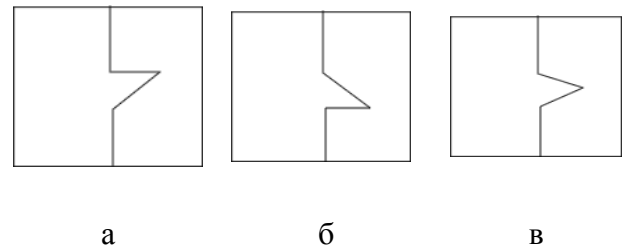


Рис. 2. Схемы резьбовых элементов

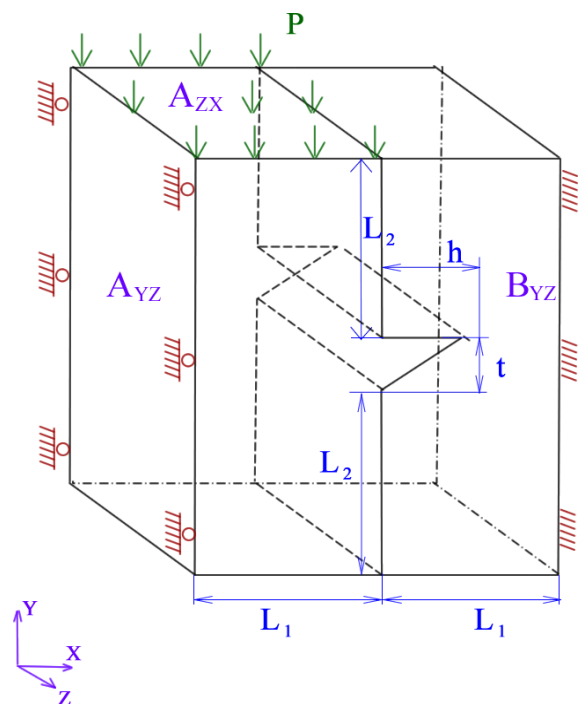


Рис. 3. Трехмерная расчетная модель врезки резьбового элемента эндопротеза в костный массив

Так как рассматривалась упрощенная модель системы «чашка - кость», размеры элементов задавались произвольно, однако определяющим был размер вставки, моделирующей резьбу. В частности, размеры модели элемента чашки и костного массива принимались равными: $L_1 = 10$ мм, $L_2 = 10$ мм, высота резьбового элемента эндопротеза $h = 4,5$ мм, основание резьбового элемента эндопротеза $t = 3$ мм, длина зубца 10 мм. Соответственно, поперечный размер призм также составлял 10 мм.

Матеріал елементів моделі передбачалося упругим, однородним, ізотропним. Для елемента чашки механічні характеристики відповідали титану: модуль нормальної упругості (Юнга) $E = 106$ ГПа, коефіцієнт Пуассона $\nu = 0,3$; для костного масива: модуль Юнга $E = 0,1$ ГПа, коефіцієнт Пуассона $\nu = 0,2$, що відповідає усередненим показателям спонгиозної костної ткани [3]. Оскільки розглядалася не вся конструкція системи «кістка - чашка», а тільки її частина, на гранях моделі накладувалися відповідні граничні умови. Для різбового елемента моделі ендопротеза на зовнішній грані призми A_{YZ} заборонені всі кути повороту і переміщення, крім переміщення вздовж вертикальної осі Y . Для моделі костного масива вздовж правої грані призми B_{YZ} задані умови абсолютно жорсткого закріплення.

В якості навантаження задавалося рівномірно розподілене тиск, що діє на верхній грані частини моделі відповідної частини різбового елемента. Навантаження задавалося виходячи з напружень, що виникають в зоні контакту

реального ендопротеза при величині сили, що діє на ендопротез, рівній одній третині від ваги тіла людини $P = 270$ Н.

На рисунку 4 показані розрахункові схеми в залежності від виду різьби.

Розрахунки проводилися з використанням схем, побудованих на базі 4-вузлових кінцевих елементів у формі тетраедра з 6 ступенями свободи в кожному вузлі. Для розбиття моделей на кінцеві елементи використовувався автоматичний генератор сіток в межах ПК ANSYS.

В таблиці 1 наведено загальне число кінцевих елементів для кожної моделі в залежності від виду різьби.

Таблиця 1

Кількість кінцевих елементів в моделі

Модель	Число КЭ
1	6 561
2	6 695
3	6 280

Поэтому вздовж загальних для двох моделей граней задані умови контактної взаємодії, а також наложено умово максимального лінійного розміру кінцевого елемента, рівного 1 мм.

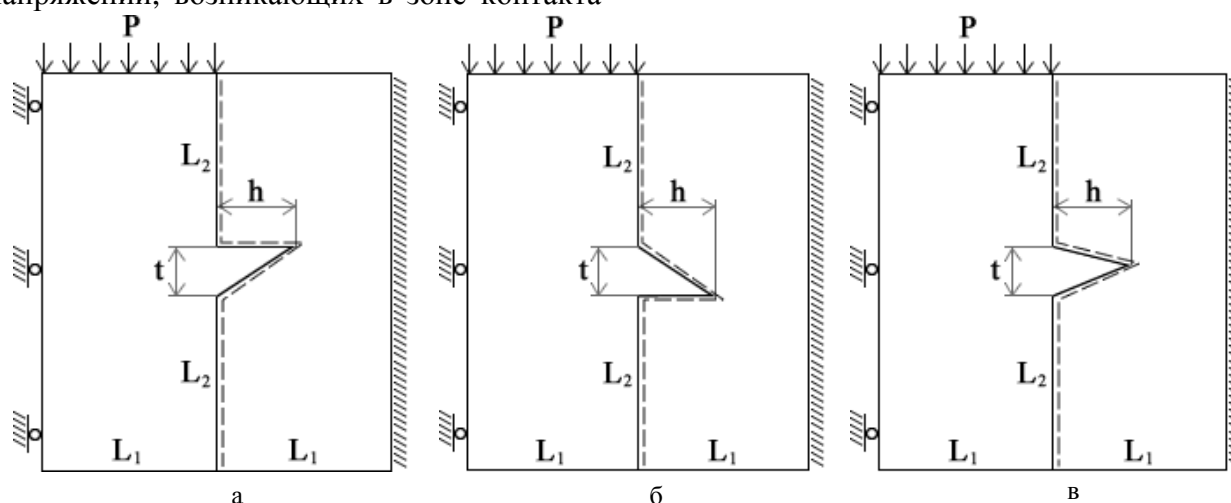


Рис. 4. Розрахункові схеми для різних варіантів різбового елемента ендопротеза

Результати і їх обговорення. Для дослідження впливу геометрії різбового елемента імплантата на характер фіксації оцінювалося напружено-деформоване стан (НДС) костної тканини.

В якості критерію ефективності різбового елемента були обрані

величини максимальних напружень в костному масиві, які наведені в таблиці 2.

При отриманні результатів розрахунків для зручності в кожній моделі було проведено додаткове поперечне (в площині XOY) перерізу посередині призми.

Поэтому приведенные результаты соответствуют величинам напряжений в этом сечении (рис. 5).

Таблица 2

Напряжения в модели

Модель	Максимальные напряжения, МПа
1	6.47
2	3.66
3	4.78

Из таблицы 2 видно, что наибольшие максимальные напряжения возникают у

модели 1 (опирание резьбового элемента на гипотенузу), величина которых составила 6.47 МПа. Наименьшими по величине оказались максимальные напряжения у модели 2 (опирание на катет), которые были на 43 % меньше чем у модели 1, и равны 3.66 МПа. У модели 3 (резьбовый элемент в виде равнобедренного треугольника) максимальные напряжения составили 4.78 МПа, что оказалось меньше, чем у модели 1, на 26% и больше, чем у модели 2, на 31%.

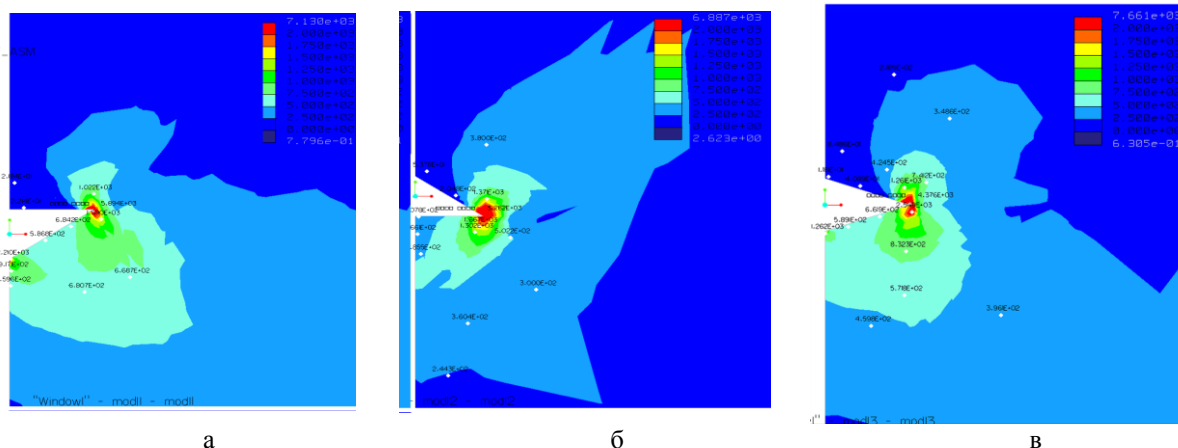


Рис. 5. Характер распределения напряжений в костном массиве

Анализ распределения напряжений в костной ткани показал, что у всех моделей напряженное состояние является существенно неоднородным. При этом имеет место выраженная зона концентрации напряжений в вершине моделирующего резьбу треугольника. Здесь необходимо отметить, что приведенные величины напряжений возникают в месте концентрации, в частности, в одном узле. Характер распределения напряжений в костной ткани приведен на рисунке 5.

Таким образом, на основании анализа полученных величин напряжений можно сделать вывод, что наиболее эффективной с точки зрения прочности при отсутствии опирания чашки на костный массив является модель 2 (опирание резьбового элемента на катет), максимальные напряжения в которой оказались наименьшими среди рассматриваемых моделей системы «чашка - кость».

На втором этапе исследовалось влияние геометрии резьбового элемента вертлужного компонента эндопротеза на НДС системы

«кость - чашка» для случая опирания корпуса эндопротеза на костный массив (при наличии угла наклона образующей конуса).

Для выполнения этого исследования были построены расчетные модели, которые отличались, как и ранее, только геометрией резьбового элемента. При этом методика построения расчетных моделей оставалась прежней. Кроме того, основные геометрические размеры моделей, а также физико-механические свойства материалов моделей также не изменялись. Отличие заключалось в том, в основу модели были положены наклонные призмы с заданным углом наклона 15° к вертикальной плоскости (рис. 6).

Здесь необходимо отметить, что благодаря наличию угла наклона конструкции происходит опирание не на одну, а сразу на три грани, общие для двух моделей: наклонные поверхности чашки протеза и нижняя грань резьбового элемента эндопротеза.

Для задания граничных условий создана вспомогательная система координат $X'Y'Z'$, оси которой расположены вдоль граней призмы. Для модели элемента вертлужного компонента заданы граничные условия на левой грани призмы $A_{Y'Z'}$ – запрещены все углы поворота и перемещения, кроме перемещения вдоль оси Y' .

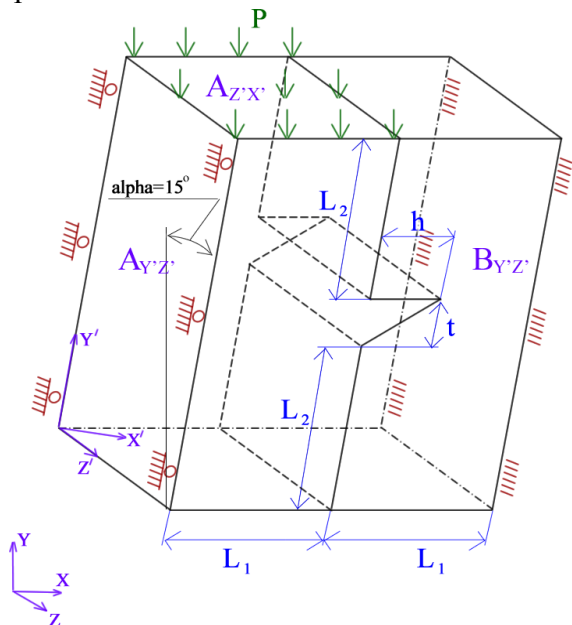


Рис. 6. Трехмерная расчетная модель врезки резбового элемента эндопротеза в костный массив при наличии угла наклона ($\alpha = 15^\circ$)

Модели костного массива вдоль правой поверхности призмы $B_{Y'Z'}$ заданы условия абсолютно жесткого защемления, т. е. запрещены все перемещения и углы поворота.

Таблица 3

Сведения по моделям

Модель	Число КЭ	Максимальные напряжения, МПа
1	6 177	5.73
2	6 590	4.70
3	6 389	6.59

Расчетные схемы для различных моделей представлены на рисунке 7 (для наглядности представлены в плоском виде).

Общее число конечных элементов для различных моделей приведено в таблице 3. Здесь же показаны и величины полученных напряжений в каждой модели.

Из результатов расчетов, приведенных в таблице, видно, что в случае опирания резбового элемента на костный массив величины напряжений изменились. При этом наибольшими оказались напряжения у модели 3 с величиной 6.59 МПа, которые увеличились на 38 % по сравнению со случаем отсутствия опирания резбового элемента на костный массив. Наименьшие напряжения получены у модели 2, которые были меньше, чем у модели 3, на 29 % и равнялись 4.70 МПа. Причем у модели 2 напряжения также увеличились на 28 %. У модели 1 напряжения оказались меньше, чем у модели 3, на 13 % и выше, чем у модели 2, на 22 % и составляли 5.73 МПа. Однако необходимо отметить, что у модели 1 напряжения снизились на 11 % по сравнению со случаем отсутствия опирания.

Как и в предыдущем случае, картина распределения напряжений оказалась существенно неоднородной с выраженной областью концентрации напряжений.

Анализ результатов показал, что для случая опирания чашки на костный массив наиболее эффективной оказалась, как и в предыдущем случае, модель 2 (опирание катета на костный массив). Однако напряжения в ней оказались выше, чем в случае отсутствия опирания чашки на костный массив. При этом у модели 3 напряжения также увеличились, а у модели 1 снизились.

На основании анализа результатов выполненных расчетов оказалось, что наиболее эффективной является форма резбового элемента в виде прямоугольного треугольника, опирающегося катетом на костный массив (модель 2). Причем это справедливо как для первого, так и для второго расчета. Однако расчеты показали, что увеличение угла наклона образующей конуса чашки приводит к увеличению величин напряжений в костной ткани такой модели. При этом у модели 1 (опирание резбового элемента на гипотенузу) для расчетов с опиранием на костный массив величины напряжений снизились.

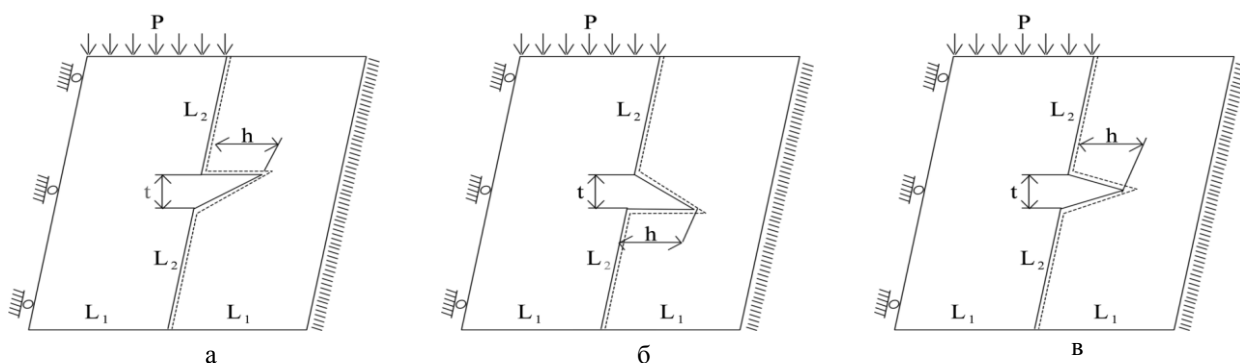


Рис. 7. Расчетные схемы для разных вариантов резбового элемента эндопротеза при наличии угла наклона

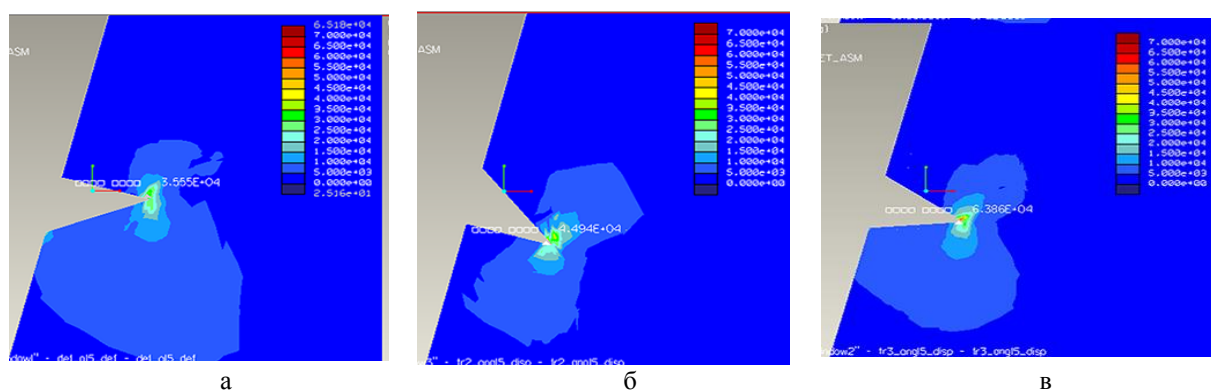


Рис. 8. Характер распределения напряжений в костном массиве

Исследование выполнялось на основании модели резбового элемента в виде прямоугольного треугольника, опирающегося гипотенузой на костный массив (модель 1), для которой величины напряжений снизились. Отличие состояло лишь в том, что изменялся угол наклона поверхности чашки протеза $\alpha = 0^\circ, 5^\circ, 10^\circ, 15^\circ$, в то время как геометрия пера чашки эндопротеза не изменялась. При этом для построения расчетных моделей использовалась описанная выше методика. Кроме того, геометрия, свойства и нагрузки соответствовали рассмотренным ранее моделям. Полученные результаты сравнивались также с результатами предыдущих расчетов.

В таблице 4 приведены углы наклона образующих чашки и соответствующее число конечных элементов для рассматриваемых моделей, а также величины максимальных напряжений.

Результаты расчетов показали, что изменение угла наклона образующей чашки приводит к изменению величин

напряжений. Однако это изменение не является пропорциональным. Из таблицы 4 видно, что наибольшие напряжения получены у модели с углом наклона $\alpha = 0^\circ$ (отсутствие опирания), величина которых 6.47 МПа. При угле $\alpha = 5^\circ$ напряжения снизились на 23 % и составили 4.98 МПа. Увеличение угла наклона до $\alpha = 10^\circ$ привело к увеличению напряжений (по сравнению со случаем $\alpha = 5^\circ$) на 13 % и равнялось 5.62 МПа.

Таблица 4
Максимальные напряжения в зависимости от угла наклона модели

Угол наклона модели	Число КЭ	Максимальные напряжения, МПа
0°	6 561	6.47
5°	6 317	4.98
10°	6 301	5.62
15°	6 177	5.73

При угле $\alpha = 15^\circ$ напряжения увеличились незначительно (на 2 %) по сравнению с углом $\alpha = 10^\circ$, величина которых составила 5.73 МПа.

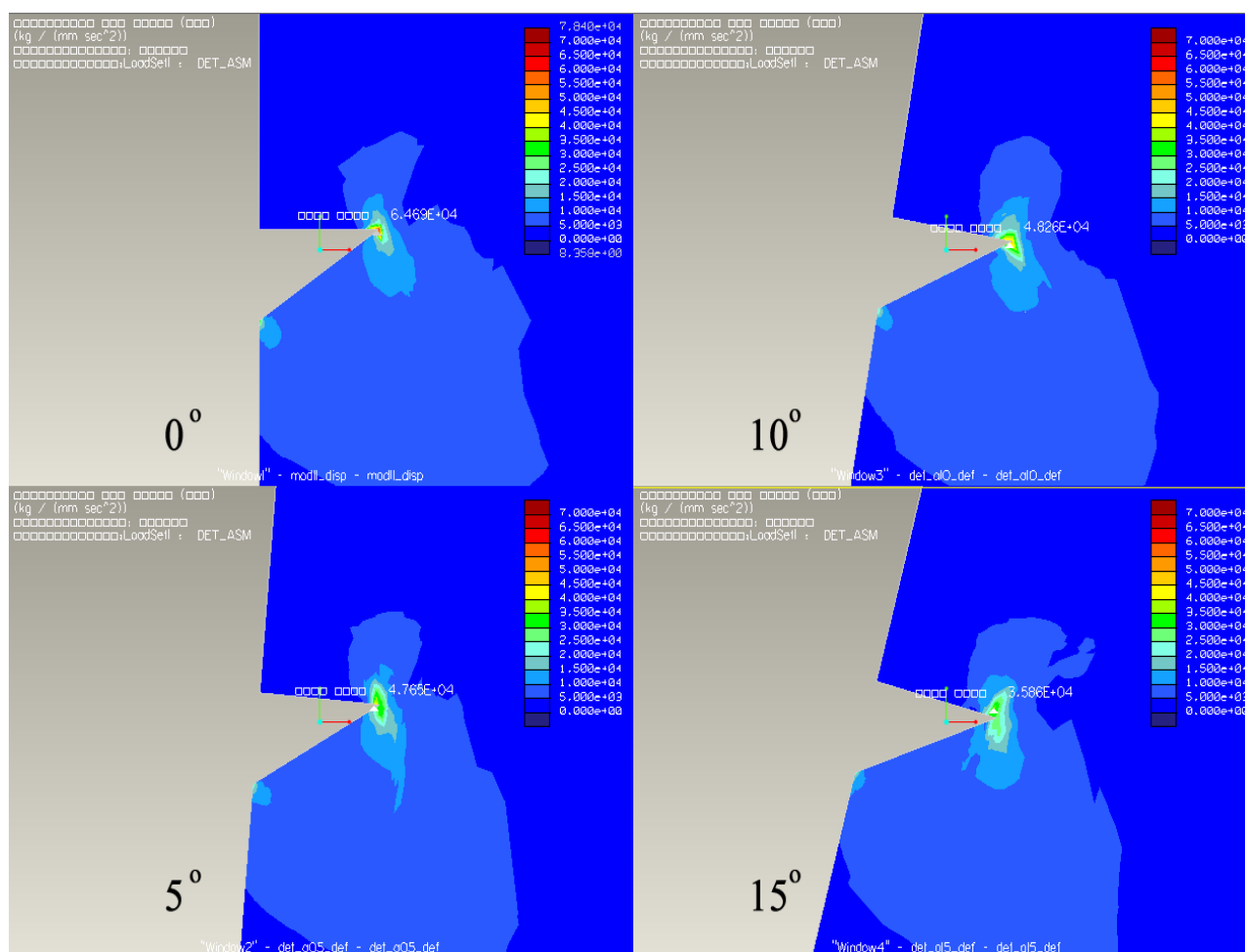


Рис. 9. Распределение напряжений в костном массиве

Таким образом, наименьшие напряжения получены у модели 1 при угле наклона образующей $\alpha = 5^\circ$, однако они оказались выше, чем напряжения у модели 2 при отсутствии опирания на костный массив на 36 %.

Картина распределения напряжений в костном массиве при различных углах наклона модели показана на рисунке 9.

Здесь следует отметить, что угол 15° был выбран на основании анатомического строения таза человека. Угол раствора кромок вертлужной впадины составляет порядка 15° . Поэтому врезка чашки эндопротеза тазобедренного сустава с углом наклона поверхности, превышающим 15° , приведет к большим потерям костного материала при эндопротезировании.

Выводы. Результаты расчетов показали, что наиболее эффективной с точки зрения прочности является модель резьбового элемента, поперечное сечение которого

представлено в виде прямоугольного треугольника, опирающегося катетом на костный массив (модель 2).

Изменение угла наклона образующей чашки привело к изменению НДС в костном массиве. При этом увеличение угла наклона до 15° привело к увеличению напряжений у моделей 2 и 3 и снижению у модели 1 (опирание гипотенузой на костный массив).

Поэтому выполнена дополнительная серия расчетов по исследованию влияния величины угла наклона на НДС, которая показала, что увеличение угла наклона приводит как к увеличению, так и к снижению напряжений. Полученные величины напряжений существенно превышают предел прочности спонгиозной костной ткани, однако возникают они в местах концентрации напряжений в одном узле. Картина распределения напряжений при этом является существенно неоднородной, что объясняется как зоной

концентрации, так и схемой разбиения на конечные элементы. Таким образом, результаты исследования показывают качественную картину напряженного состояния тазовой кости при эндопротезировании тазобедренного сустава

и указывают на необходимость дальнейших исследований.

Исследование проведено в рамках гранта фонда Гумбольдта № 3.4 – Фокоор – UKR/1070297.

ИСПОЛЬЗОВАННАЯ ЛИТЕРАТУРА

1. Загородний Н. В. Эндопротезирование тазобедренного сустава / Н. В. Загородний. – Москва : ГЭОТАР-Медиа, 2012. – 704 с.
2. Эндопротезирование тазобедренного сустава : монография / [А. Е. Лоскутов, Л. Ю. Наumenко, О. А. Лоскутов, А. Е. Олейник, Д. А. Синегубов] ; под ред. проф. А. Е. Лоскутова. – Днепропетровск : Лира, 2010. – 344 с.
3. Проблемы прочности в биомеханике / [И. Ф. Образцов, И. С. Адамович, А. С. Барер, И. В. Кнетс] ; под ред. И. Ф. Образцова. – Москва : Высш. шк., 1988. – 311 с.: ил.
4. Руководство по эндопротезированию тазобедренного сустава / Тихилов Р. М., Шаповалов В. М., Шубняков И. И., Плиев Д. Г., Кустов В. М., Куштан Ю. И., Сивков В. С., Гончаров М. Ю., Сементковский А. В., Цемко Т. Д., Разоренов В. Л., Артюх В. А., Малыгин Р. В., Машков В. М., Цыбин А. В., Жирнов В. А., Мальцев С. И., Шевченко С. Б. ; под ред. Р. М. Тихилова, В. М. Шаповалова. – Санкт-Петербург : РНИИТО им. Р.Р.Вредена, 2008. – 324 с.
5. Witzel U. Three-dimensional stress analysis of threaded cups – a finite element analysis / U. Witzel, W. Rieger, H. Effenberger // *International Orthopaedics (SICOT)*. – 2008. – Vol. 32. – P. 195–201.

REFERENCES

1. Zagorodnij N.V. *Endoprotezirovanie tazobedrennogo sustava* [Endoprosthetics of the hip joint]. Moskva: GEOTAR-Media, 2012, 704 p. (in Russian).
2. Loskutov A.E., Naumenko L.Yu., Loskutov O.A., Olejnik A.E. and Sinegubov D.A. *Endoprotezirovaniye tazobedrennogo sustava*. [Endoprosthetics of the hip joint]. Dnepropetrovsk: Lira, 2010, 344 p. (in Russian).
3. Obratsov I.F., Adamovich I.S., Barer A.S. and Kents I.V. *Problemy prochnosti v biomekhanike* [Problems of strength in biomechanics]. Moskva: Vyssh. shk., 1988, 311 p. (in Russian).
4. Tikhilov R.M., Shapovalov V.M., Shubnyakov I.I., Pliev D.G., Kustov V.M., Kushtan Yu.I., Sivkov V.S., Goncharov M.Yu., Sementkovskij A.V., Cemko T.D., Razorenov V.L., Artyux V.A., Malygin R.V., Mashkov V.M., Cybin A.V., Zhirnov V.A., Mal'cev S.I. and Shevchenko S.B. *Rukovodstvo po endoprotezirovaniyu tazobedrennogo sustava* [Manual on hip arthroplasty]. Sankt-Peterburg: RNIITO im. R.R.Vredena, 2008, 324 p. (in Russian).
5. Witzel U., Rieger W. and Effenberger H. *Three-dimensional stress analysis of threaded cups – a finite element analysis. International Orthopaedics (SICOT)*. 2008, vol. 32, pp. 195–201.

Рецензент: Красовський В. Л. д-р техн. наук, проф.

Надійшла до редколегії: 10.04.2017 р. Прийнята до друку: 21.04.2017 р.