

Лоскутов А.Е.¹, Панченко С.В.², Олейник А.Е.¹, Ковбаса Е.А.¹, Губарик А.В.³¹ГУ «Днепропетровская медицинская академия МЗ Украины», г. Днепр, Украина²ГУ «Приднепровская академия строительства и архитектуры», г. Днепр, Украина³КУ «Днепропетровская областная клиническая больница им. И.И. Мечникова», г. Днепр, Украина

Обоснование формы резьбового элемента вертлужного компонента эндопротеза тазобедренного сустава

Резюме. Актуальность. Ацетабулярная реконструкция с применением ввинчивающихся вертлужных компонентов представляется наиболее перспективной с позиции достижения длительной стабильности имплантата, в том числе в случаях сложных, нестандартных и ревизионных вмешательств. Однако причины развития нестабильности конструкции остаются недостаточно определенными, что свидетельствует об актуальности поиска решений в плоскости биомеханических исследований микровзаимодействий в зоне контакта «эндопротез/кость». **Цель:** определение рациональных параметров геометрии резьбового элемента ввинчивающейся чашки эндопротеза тазобедренного сустава. **Материалы и методы.** Построены конечноэлементные расчетные модели, отличающиеся формой и размерами резьбового элемента чашки эндопротеза, а также величиной угла наклона конуса чашки относительно вертикальной оси. Критерием эффективности резьбового элемента были выбраны величины максимальных напряжений в костном массиве. Исследование выполнялось в среде программного комплекса ANSYS. **Результаты.** Наиболее эффективной с точки зрения распределения локальных нагрузок в зоне контакта «эндопротез/кость» является модель резьбового элемента, поперечное сечение которого представлено в виде прямоугольного треугольника, опирающегося своим катетом на костный массив. Этот результат справедлив как при опоре корпуса чашки на кость, так и при ее отсутствии. Изменение угла наклона образующей чашки до 15° привело к разнонаправленному изменению напряженно-деформированного состояния в костном массиве — увеличению напряжений у моделей 2 и 3 и снижению у модели 1 (опора гипотенузой на костный массив). При оценке влияния величины угла наклона образующей (0–15°) на напряженно-деформированное состояние для модели 1 наименьшие пиковые нагрузки выявлены при 5–15° углах наклона. Представленная качественная картина напряженного состояния тазовой кости в ходе имплантации является неоднородной и требует дальнейших исследований. **Выводы.** Обоснование рациональной геометрии конструкции ввинчивающегося компонента эндопротеза следует реализовывать в плоскости оценки контактных взаимодействий узла «эндопротез/кость», что объективизирует биомеханическую картину в зоне контакта. Выявлено, что наиболее эффективной является модель резьбового элемента, поперечное сечение которого представлено в виде прямоугольного треугольника, опирающегося катетом на костный массив, что целесообразно учитывать при выборе конструкции имплантата.

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

Введение

Прогрессивный рост количества операций тотального эндопротезирования тазобедренного сустава (ТЭТС) по всему миру обуславливает увеличение доли ревизионных вмешательств, несмотря на существенные прогрессивные научно-технические разработки в отрасли [17, 18, 20]. Так, по данным регистров эндопротезирования Европы и США [2, 4–6, 9, 11–13],

соотношение первичного и ревизионного эндопротезирования тазобедренного сустава в мире составляет 5 : 1, а доля ревизионных вмешательств колеблется от 15 до 24 %. Следует отметить, что 70 % всех ревизий выполняется из-за нестабильности вертлужного компонента, ведущая причина развития которой — несоответствие имплантата морфоимплантационным характеристикам вертлужной впадины, а также изме-

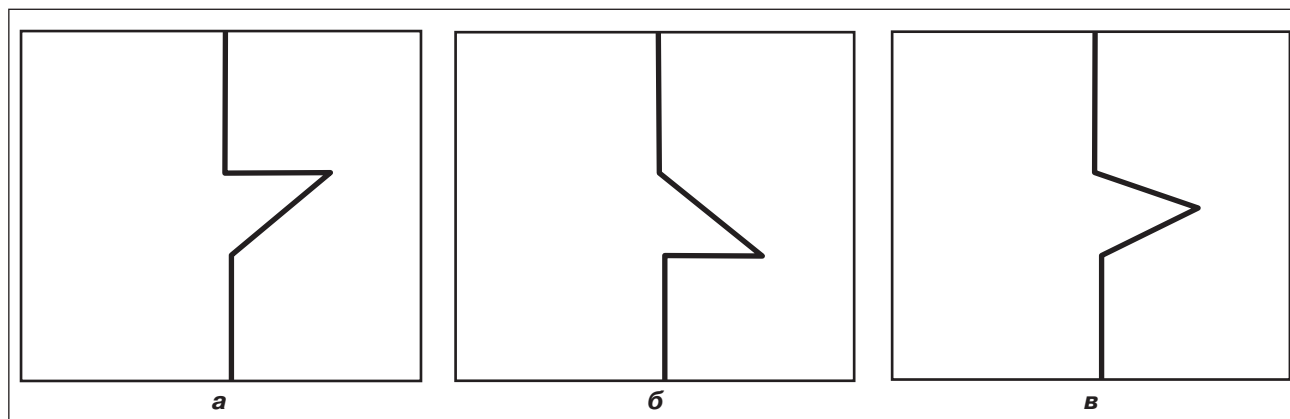


Рисунок 1. Схемы резбовых элементов

нение структуры костных элементов впадины в процессе функционирования эндопротеза [17, 20, 11–13]. Среди возможных вариантов ацетабулярной реконструкции в ходе ТЭТС бесцементные ввинчивающиеся вертлужные компоненты (ВК) представляются наиболее перспективными с позиции достижения длительной стабильности имплантата, в том числе в случаях сложных, нестандартных и ревизионных вмешательств [1, 10, 14, 15, 18]. Будучи впервые примененным ортопедами в первой трети XX века, принцип бесцементной фиксации вертлужного компонента за счет ввинчивания претерпел существенное развитие благодаря фундаментальным разработкам Willis (1937), McKee (1951), Сиваша (1957), Mittelmeier (1963) и нашел свое продолжение в богатом разнообразии конструкций и покрытий [7, 8, 15, 17, 18, 20]. При этом и современные образцы конструкций демонстрируют обнадеживающие результаты выживаемости [1, 3, 10, 14, 15]. Следует отметить, что причины развития нестабильности при использовании ввинчивающегося вертлужного компонента остаются недостаточно определенными, что свидетельствует об актуальности поиска решений в плоскости биомеханических исследований микровзаимодействий в зоне контакта «эндопротез/кость» [3, 10, 15]. На сегодняшний день ряд исследователей считают, что ведущая роль в достижении адекватной первичной фиксации, создании благоприятных биомеханических условий для остеоадгезии и остеоинтеграции, а следовательно, для формирования отдаленной стабильности имплантата, наряду с формой сечения корпуса компонента, принадлежит дизайну конструкции резьбы и ее элементов [3, 10, 15, 16, 18].

Целью работы является определение рациональных параметров геометрии резбового элемента ввинчивающейся чашки эндопротеза тазобедренного сустава.

Материалы и методы

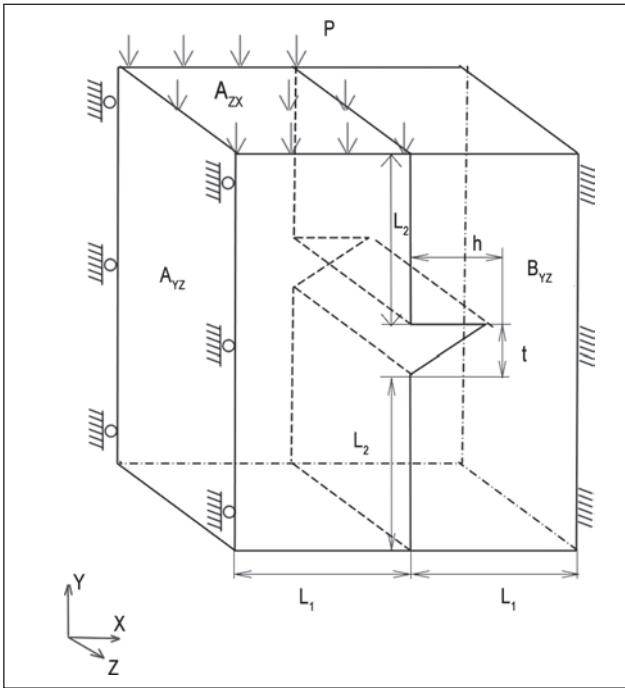
Для оценки влияния геометрии резбового элемента чашки на напряженно-деформированное состояние системы «кость — чашка» были построены различные расчетные модели, различающиеся формой и размерами резбового элемента чашки эн-

допротеза, а также величиной угла наклона конуса чашки относительно вертикальной оси. При этом все расчетные модели строились в соответствии с реальными размерами резбового элемента ввинчивающейся чашки.

Исследование выполнялось в среде программного комплекса, основанного на методе конечных элементов (ПК ANSYS). Для рационального использования ресурса комплекса форма чашки должна была быть симметричной, что позволило рассматривать отдельный резбовый элемент чашки. При этом криволинейная форма резбового элемента была заменена на прямую.

Расчетная модель системы «кость — чашка» представлена двумя элементами, один из которых соответствует резбовому элементу чашки эндопротеза тазобедренного сустава, второй — костному массиву, в который врезан резбовой 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 рассматривается три варианта сечения резьбы треугольной формы: 1) прямоугольный треугольник, который опирается на костный массив своей гипотенузой (рис. 1а), прямоугольный треугольник, опирающийся катетом (рис. 1б), и равнобедренный треугольник с осью симметрии в направлении x , опирающийся на кость одной из равных сторон (рис. 1в). В соответствии с этим были построены три расчетные модели. Моделирование осуществлялось таким образом, чтобы общие грани элементов эндопротеза и костного массива полностью соответствовали друг другу.

На первом этапе исследовалось влияние геометрии поперечного сечения резбового элемента чашки эндопротеза тазобедренного сустава на характер и величину возникающих в костном массиве внутренних усилий и деформаций в случае отсутствия опоры корпуса эндопротеза на костный массив (рис. 2), при этом решалась контактная задача.



**Рисунок 2. Трехмерная расчетная модель
врезки резбового элемента эндопротеза
в костный массив**

Так как рассматривалась упрощенная модель системы «кость — чашка», то 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 резбового элемента эндопротеза h — 4,5 мм, основание резбового элемента эндопротеза t — 3 мм, длина зубца — 10 мм. Соответственно, поперечный размер призм также составлял 10 мм.

Материал элементов модели предполагался упругий, однородный, изотропный. Для элемента

чашки механические характеристики соответствовали титану: модуль нормальной упругости (Юнга) $E = 106$ ГПа, коэффициент Пуассона $\nu = 0,3$; для костного массива: модуль Юнга $E = 0,1$ ГПа, коэффициент Пуассона $\nu = 0,2$, что соответствует усредненным показателям для спонгиозной костной ткани.

Поскольку рассматривалась не вся конструкция системы «кость — чашка», а только ее часть, на грани модели накладывались соответствующие граничные условия. Для резбового элемента модели эндопротеза на внешней грани призмы A_{YZ} запрещены все углы поворота и перемещения, кроме перемещения вдоль вертикальной оси Y . Для модели костного массива вдоль правой грани призмы B_{YZ} заданы условия абсолютно жесткого защемления.

В качестве нагрузки задавалось равномерно распределенное давление, действующее на верхней грани части модели, соответствующей части резбового элемента. Нагрузка задавалась, исходя из напряжений, возникающих в зоне контакта реального эндопротеза при величине силы, действующей на эндопротез, равной одной трети от массы тела человека, $P = 270$ Н.

На рис. 3 представлены расчетные схемы в зависимости от вида резьбы.

Расчеты производились с использованием схем, построенных на базе 4-узловых конечных элементов в форме тетраэдра с 6 степенями свободы в каждом узле. Для разбиения моделей на конечные элементы использовался автоматический генератор сеток в рамках ПК ANSYS. При этом рассматривалась контактная задача двух тел в рамках теории упругости. Поэтому вдоль общих для двух моделей граней заданы условия контактного взаимодействия, а также наложено условие максимального линейного размера конечного элемента, равного 1 мм.

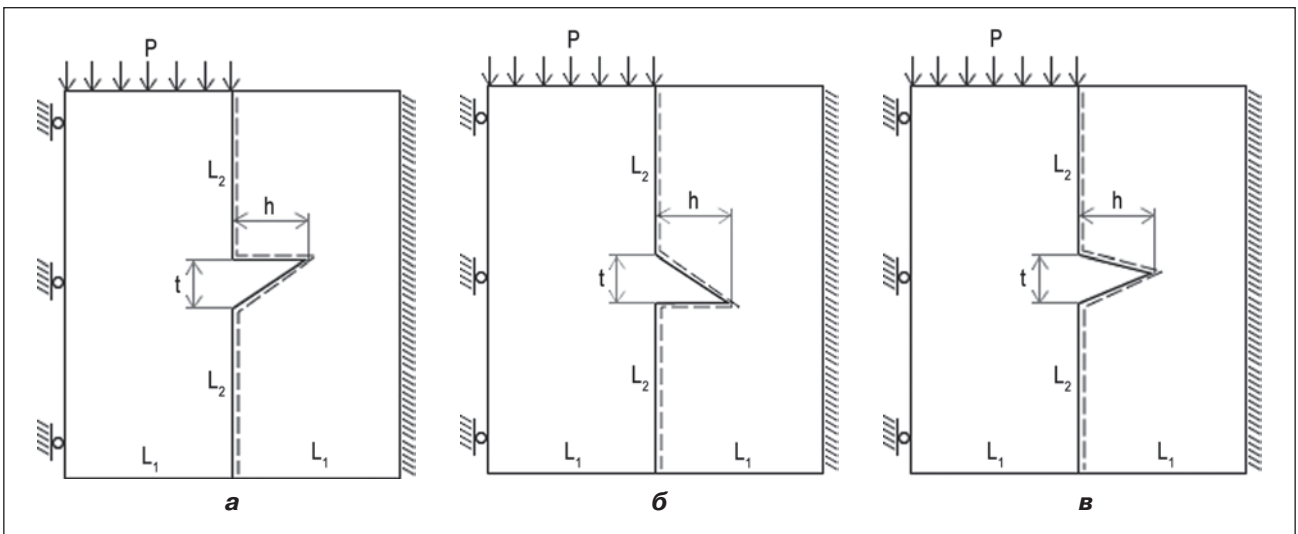


Рисунок 3. Расчетные схемы для разных вариантов резбового элемента эндопротеза

Результаты и обсуждение

Для исследования влияния геометрии резбового элемента имплантата на характер фиксации оценивалось напряженно-деформированное состояние (НДС) костной ткани. В качестве критерия эффективности резбового элемента были выбраны величины максимальных напряжений в костном массиве, которые приведены в табл. 1.

При получении результатов расчетов для удобства в каждой модели было проведено дополнительное поперечное (в плоскости) ХоУ сечение через середину призмы. Поэтому приведенные результаты соответствуют величинам напряжений в этом сечении (рис. 4).

В соответствии с данными, представленными в табл. 1, наибольшие максимальные напряжения возникают у модели 1 (опора резбового элемента на гипотенузу), их величина составила 6,47 МПа. Наименьшими по величине оказались максимальные напряжения у модели 2 (опора на катет), которые были на 43 % меньше, чем у модели 1, и равны 3,66 МПа. У модели 3 (резбовой 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 %.

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 резбуга 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 рис. 5.

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

На втором этапе исследовалось влияние геометрии резбового элемента вертлужного компонента эндопротеза на НДС системы «кость — чашка» для случая опоры 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 резбового 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, что в основу модели были положены наклонные призмы с заданным углом наклона 15° к вертикальной плоскости (рис. 5). Следует отметить, что угол 15° был выбран на основании анатомического наклона вертлужной впадины, так как угол раствора кромок вертлужной впадины составляет порядка 15° . Исходя из этого, врезка чашки эндопротеза с углом наклона поверхности, превышающим 15° , несет риск потери костной массы в ходе имплантации.

Важно, что вследствие наличия угла наклона конструкции происходит опора не на одну, а одновременно на три грани, общие для двух моделей: наклонные поверхности чашки эндопротеза и нижнюю грань резбового элемента чашки.

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 $AY'Z'$ — запрещены все углы поворота и перемещения, кроме перемещения вдоль оси Y' . Модели костного массива вдоль правой поверхности призмы $BY'Z'$ заданы условия абсолютно жесткого защемления, т.е. запрещены все перемещения и углы поворота.

Расчетные схемы для различных моделей приведены на рис. 6 (для наглядности представлены в плоском виде).

Величины полученных напряжений в каждой модели приведены в табл. 2.

Из результатов приведенных расчетов (табл. 2) получено, что в случае опоры 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 опоры 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.

Таблица 1. Величины максимальных напряжений в костном массиве для различных расчетных моделей врезки резбового элемента эндопротеза при отсутствии опоры чашки на костный массив

Тип расчетной модели врезки резбового элемента	Максимальные напряжения, МПа
1 — прямоугольный треугольник, который опирается на костный массив своей гипотенузой	6,47
2 — прямоугольный треугольник, который опирается на костный массив одним из своих катетов	3,66
3 — равнобедренный треугольник, опирающийся на кость одной из равных сторон	4,78

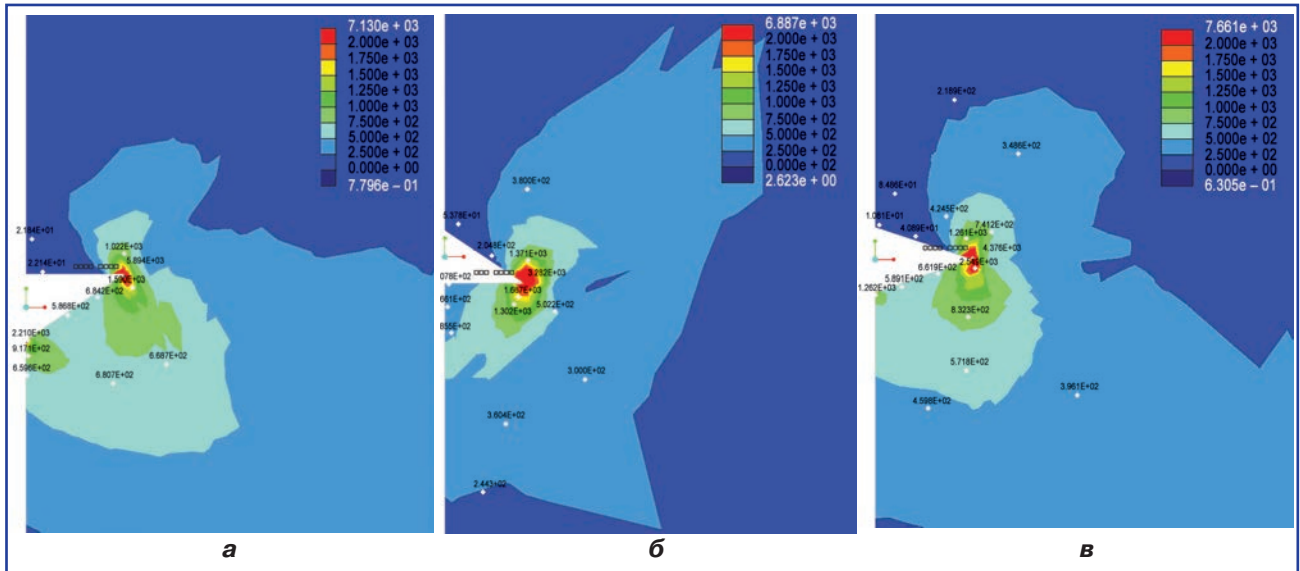


Рисунок 4. Характер распределения напряжений в костном массиве для различных моделей врезки резбового элемента эндопротеза при отсутствии опоры на костный массив

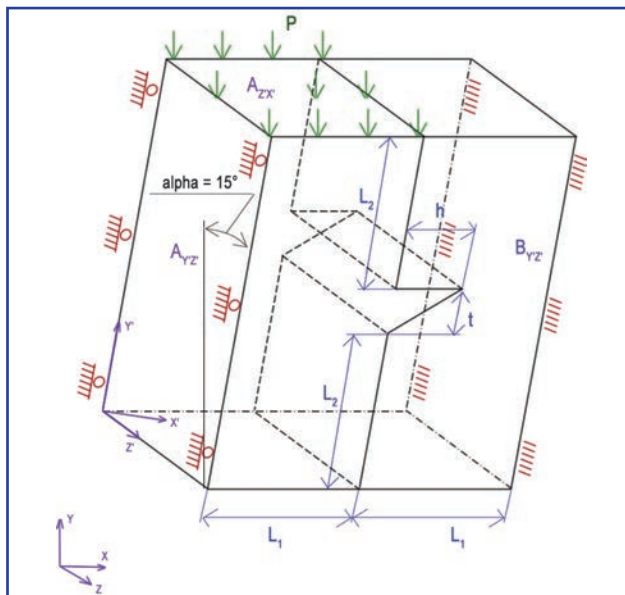


Рисунок 5. Трехмерная расчетная модель врезки резбового элемента эндопротеза в костный массив при наличии угла наклона ($\alpha = 15^\circ$)

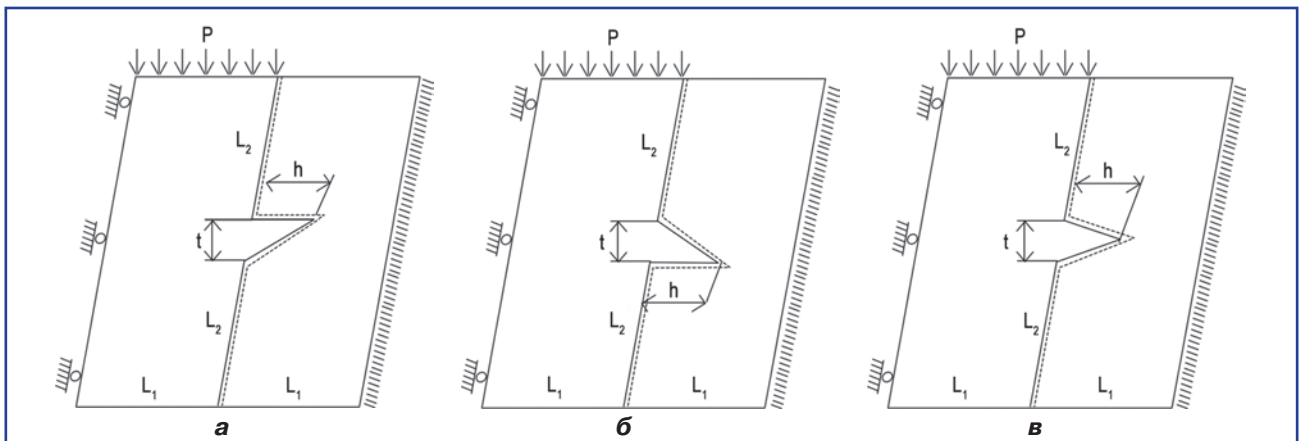


Рисунок 6. Расчетные схемы для разных вариантов резбового элемента эндопротеза при наличии угла наклона ($\alpha = 15^\circ$)

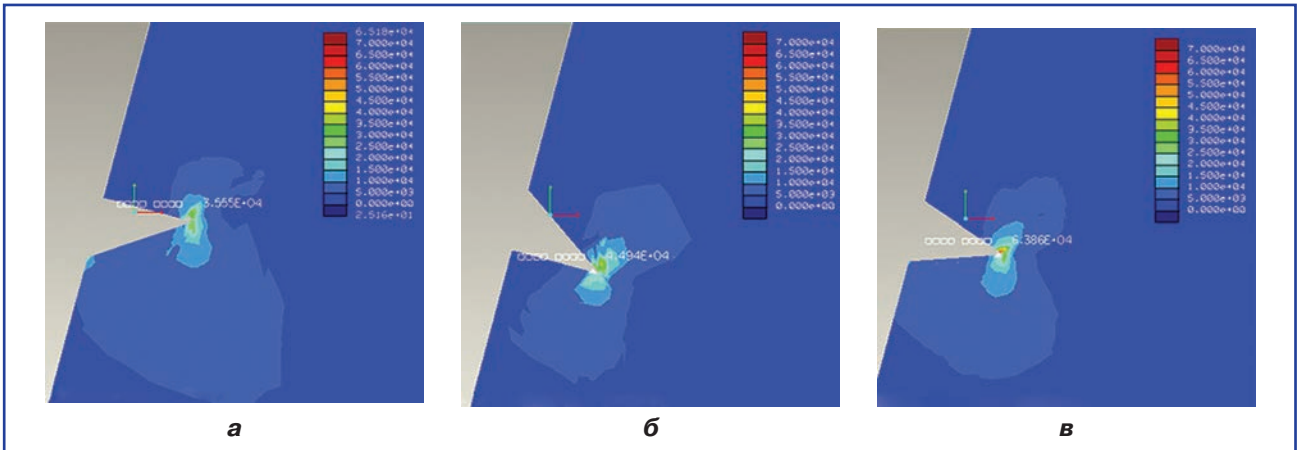


Рисунок 7. Характер распределения напряжений в костном массиве для различных моделей врезки резьбового элемента эндопротеза при отсутствии опоры на костный массив при наличии угла наклона ($\alpha = 15^\circ$)

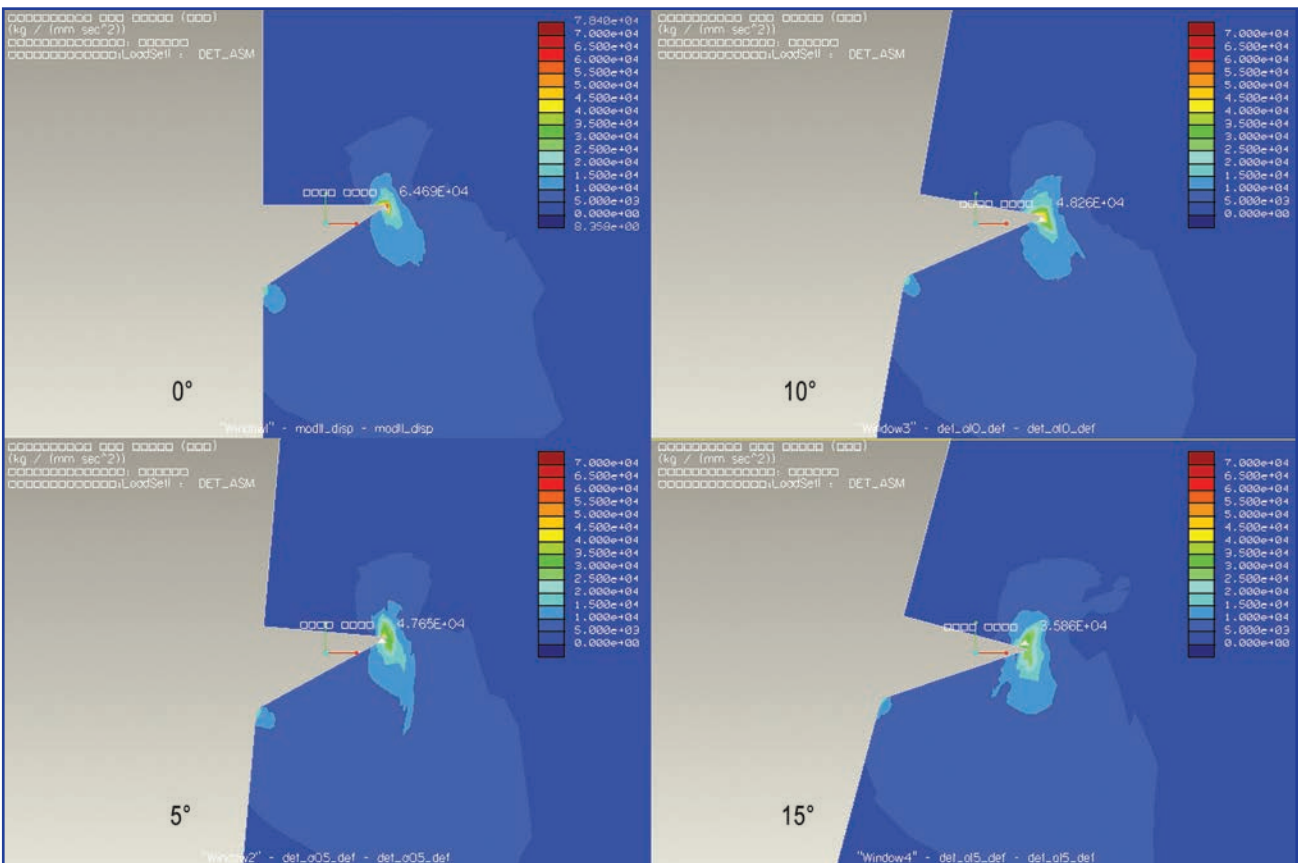


Рисунок 8. Распределение напряжений в костном массиве при различных углах наклона модели 1

Таблица 2. Величины максимальных напряжений в костном массиве для различных расчетных моделей врезки резьбового элемента эндопротеза при наличии угла наклона ($\alpha = 15^\circ$)

Тип расчетной модели врезки резьбового элемента	Максимальные напряжения, МПа
1 — прямоугольный треугольник, который опирается на костный массив своей гипотенузой	5,73
2 — прямоугольный треугольник, который опирается на костный массив одним из своих катетов	4,70
3 — равнобедренный треугольник, опирающийся на кость одной из равных сторон	6,59

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 опоры.

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

Анализ результатов показал, что для случая опоры чашки на костный массив наиболее эффективной оказалась, как и в предыдущем случае, модель 2 (опора катета на костный массив). Однако напряжения в ней оказались выше, чем в случае отсутствия опоры 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 резьбового 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 (опора резьбового элемента на гипотенузу) для расчетов с опорой на костный массив величины напряжений снизились. Поэтому была выполнена дополнительная серия расчетов, чтобы исследовать влияние величины угла наклона поверхности чашки эндопротеза на НДС в системе «кость — чашка».

Исследование выполнялось на основании модели резьбового 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 $\alpha = 0, 5, 10, 15^\circ$, 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 табл. 3 приведены углы наклона образующих чашки по отношению к костному массиву, 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.

По данным табл. 3 видно, что наибольшие напряжения получены у модели с углом наклона $\alpha = 0^\circ$ (отсутствие опоры), величина которых составляет 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 повышению напряжений (по сравнению со

Таблица 3. Величины максимальных напряжений в костном массиве для расчетной модели 1 при различных углах ее наклона

Угол наклона расчетной модели	Максимальные напряжения, МПа
0°	6,47
5°	4,98
10°	5,62
15°	5,73

случаем $\alpha = 5^\circ$) на 13 %, что составило 5,62 МПа. При угле $\alpha = 15^\circ$ напряжения увеличились незначительно (на 2 %) по сравнению с углом $\alpha = 10^\circ$, их величина равнялась 5,73 МПа.

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 опоры на костный массив, на 36 %.

Картина распределения напряжений в костном массиве при различных углах наклона модели 1 представлена на рис. 8.

Выводы

Результаты расчетов показали, что наиболее эффективной с точки зрения распределения локальных нагрузок в зоне контакта «эндопротез/кость» является модель резьбового элемента, поперечное сечение которого представлено в виде прямоугольного треугольника, опирающегося своим катетом на костный массив (модель 2). Причем этот результат справедлив как при отсутствии опоры корпуса чашки на кость, так и в случае опоры. 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 (опора 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. Таким образом, обоснование рациональной геометрии конструкции ввинчивающегося компонента эндопротеза должно лежать в плоскости оценки контактных взаимодействий узла «эндопротез/кость», что обеспечит оптимальные условия для его остеоинтеграции и прогнозируемой долгосрочной выживаемости конструкции.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии какого-либо конфликта интересов при подготовке данной статьи.

Список литературы

1. Cameron H.H. *Techniques of insertion and results with the threaded acetabular component* / H. H. Cameron, T. McTigue // *Surg. Rounds Orthop.* — 1989. — Vol. 98, № 1. — P. 22-28.

2. Danish Hip Arthroplasty Register // Annual Report. — 2004 [Електронний ресурс]. <http://www.dhr.dk>.
3. Modes of failure of a threaded acetabular cup. A radiographic study with EBRA of 42 revised cups / T. Ilchmann, S. Neher, F. Maurer, K. Weise // Inter. Orthop. (SICOT). — 2007. — Vol. 31. — P. 211-216.
4. National Joint Registry for England, Wales and Northern Ireland // 10th Annual Report. — 2013 [Електронний ресурс]. <http://www.njrcenter.org.uk>.
5. National Joint Registry for England, Wales and Northern Ireland // 8th Annual Report. — 2010 [Електронний ресурс]. <http://www.njrcenter.org.uk>.
6. Registro Ortopedico Lombardo Protesi. Sesto Raporto — Novembre 2012 [Електронний ресурс]. — Режим доступа: <http://www.sanita.regione.lombardia.it/es>.
7. Salvi A.E. The innovative Sivash artificial total hip joint / A.E. Salvi, G. Grappiolo, S.A. Hacking // Univers. Pennsylvania Orthop. J. — 2010. — Vol. 20. — P. 151-153.
8. Sivash K.M. Alloplasty of the hip joint. A laboratory and clinical study / K.M. Sivash // Central Institute for Traumatology and Orthopaedics. — Moscow: Medical Press, 1967.
9. Slovakian Arthroplasty Register 2010 [Електронний ресурс]. <http://www.efort.org>.
10. Survivorship of rough-surfaced threaded acetabular cups 382: consecutive primary Zweymüller cups followed for 0.2–12 years / C.P. Delaunay, A.I. Kapandji // Acta Orthop. Scand. — 1998. — Vol. 69, № 4. — P. 379-383.
11. Swedish Hip Arthroplasty Register // Annual Report. — 2010 [Електронний ресурс]. <http://www.shpr.se/en>.
12. The Geneva Hip Arthroplasty Registry // Annual report. — 2010 [Електронний ресурс]. <http://www.efort.org>.
13. The Norwegian Arthroplasty Register // Report June. — 2010 [Електронний ресурс]. <http://www.haukeland.no>.
14. Threaded acetabular components for primary and revision total hip arthroplasty / J.A. Shaw, J.H. Bailey, A. Bruno, R.B. Greer // J. Arthroplasty. — 1990. — Vol. 5, № 3. — P. 202-215.
15. Threaded acetabular components: design rationale and preliminary clinical results / T.H. Mallory, B.K. Vaughn [et al.] // Orthop. Rev. — 1988. — Vol. 17. — P. 305-311.
16. Witzel U. Three-dimensional stress analysis of threaded cups — a finite element analysis / U. Witzel, W. Rieger, H. Effenberger // Inter. Orthop. (SICOT). — 2008. — Vol. 32. — P. 195-201.
17. Загородний Н.В. Эндопротезирование тазобедренного сустава / Н.В. Загородний. — М.: ГЭОТАР-Медиа, 2012. — 704 с.
18. Лоскутов А.Е. Эндопротезирование тазобедренного сустава. — Днепропетровск: Лира, 2010. — 344 с.
19. Проблемы прочности в биомеханике: учеб. пособие для технич. и биол. спец. вузов / И.Ф. Образцов, И.С. Адамович, А.С. Барер и др.; под ред. И.Ф. Образцова. — М.: Высш. шк., 1988. — 311 с.: ил.
20. Тихилов Р.М. Руководство по эндопротезированию тазобедренного сустава / Под ред. Р.М. Тихилова, В.М. Шаповалова. — СПб.: РНИИТО им. Р.Р. Вредена, 2008. — 324 с.

Получено 02.03.2019 ■

Лоскутов О.Є.¹, Панченко С.В.², Олійник О.Є.¹, Ковбаса О.О.¹, Губарик А.В.³

¹ДЗ «Дніпропетровська медична академія МОЗ України», м. Дніпро, Україна

²ДЗ «Придніпровська академія будівництва та архітектури», м. Дніпро, Україна

³КЗ «Обласна клінічна лікарня ім. І.І. Мечникова», м. Дніпро, Україна

Обґрунтування форми різьбового елемента вертлюгового компонента ендопротеза кульшового суглоба

Резюме. *Актуальність.* Ацетабулярну реконструкцію із застосуванням вертлюгових компонентів, що загвинчуються, слід вважати найбільш перспективною з позиції досягнення тривалої стабільності імплантату, в тому числі у випадках складних, нестандартних та ревізійних втручань. Однак причини розвитку нестабільності конструкції залишаються недостатньо висвітленими, що свідчить про актуальність пошуку рішень у площині біомеханічних досліджень мікровзаємодії в зоні контакту «ендопротез/кістка». **Мета:** визначення раціональних параметрів геометрії різьбового елемента чашки ендопротезу кульшового суглоба, що загвинчується. **Матеріали та методи.** Створено кінцевоелементні розрахункові моделі, що розрізняються за формою та розмірами різьбового елемента чашки ендопротеза, а також за величиною кута нахилу конуса чашки відносно вертикальної вісі. Критерієм ефективності різьбового елемента були обрані значення максимальних напружень у кістковому масиві. Дослідження виконувалось у середовищі програмного комплексу ANSYS. **Результати та обговорення.** Найбільш ефективною з точки зору розподілення локальних напружень у зоні контакту «ендопротез/кістка» є модель різьбового елемента, поперечний переріз якого представлено прямокутним трикутником, що спирається своїм

катетом на кістковий масив. Цей результат є справедливим як при спіранні корпусу чашки на кістку, так і при його відсутності. Зміна кута нахилу утворюючої чашки до 15° призвела до різноспрямованої зміни напружено-деформованого стану в кістковому масиві — збільшення напружень у моделях 2 і 3 та зниження у моделі 1 (спірання гіпотенузою на кістковий масив). При оцінці впливу величини кута нахилу утворюючої (0–15°) на напружено-деформований стан для моделі 1 найменші пікові навантаження було виявлено при 5–15° кутах нахилу. Наведена якісна картина напруженого стану тазової кістки є неоднорідною та потребує подальших досліджень. **Висновки.** Обґрунтування раціональної геометрії конструкції вертлюгового компонента, що загвинчується, слід реалізувати в площині дослідження контактних взаємодій вузла «ендопротез/кістка», що об'єктивізує біомеханічну картину в зоні контакту. Визначено, що найбільш ефективною є модель різьбового елемента, поперечний переріз якого представлено прямокутним трикутником, що спирається катетом на кістковий масив, що доцільно враховувати при виборі конструкції імплантату.

Ключові слова: кульшовий суглоб; ендопротез; вертлюговий компонент; різьбовий елемент; метод кінцевих елементів; напружено-деформований стан

A.E. Loskutov¹, S.V. Panchenko², A.E. Oleynik¹, E.A. Kovbasa¹, A.V. Gubarik³

¹State Institution "Dnipropetrovsk Medical Academy of the Ministry of Health of Ukraine", Dnipro, Ukraine

²State Institution "Prydniprovsk State Academy of Civil Engineering and Architecture", Dnipro, Ukraine

³Mechnikov Dnipropetrovsk Regional Clinical Hospital, Dnipro, Ukraine

Grounding threaded element shape of the acetabular component of total hip endoprosthesis

Abstract. Background. Acetabular reconstruction with threaded cups remains promising in achieving long-term stability of the implant both in cases of complicated and revision total hip replacements. Nevertheless, the causes of cup instability still remain unclear that makes biomechanical research of "endoprosthesis/bone" microinteractions of great interest. The purpose was to determine optimal parameters of threaded element geometry of threaded acetabular component of total hip endoprosthesis. **Materials and methods.** Finite element models were created, they varied in terms of cup threaded element geometry (model 1 — threaded element with right-angled triangle transverse section resting upon the bone with its hypotenuse; model 2 — threaded element with right-angled triangle transverse section resting upon the bone with its cathetus; model 3 — threaded element with isosceles triangle transverse section resting upon the bone with one of its equal sides) and cup cone inclination angle (with the angle range of 0–15°). Maximal tensile forces in bone were determined as the criteria for effectiveness. The research was conducted with ANSYS software package. **Results.** It was found that threaded element model with right-angled triangle transverse section resting upon the bone with its cathetus seems to be the most effective

in terms of local tension distribution in "the cup/bone" interspace. This result is valid both for conditions when the cup cone is/isn't resting upon bone. Increasing the cup cone inclination angle up to 15° led to multidimensional changes in bone stress strain state: increasing peak forces in model 2 and model 3 and decreasing in model 1 (the triangle leans on the bone with its hypotenuse). Additionally, the influence of the cup cone inclination degree on the stress strain state was evaluated for the model 1. So, the least peak forces for the threaded element with right-angled triangle transverse section resting upon the bone with its hypotenuse were assessed with cup cone inclination angles of 5–15°. Revealed qualitative patterns of pelvic bone stress strain state during implantation represent heterogeneity and require further research. **Conclusions.** Threaded cup geometry grounding should be implemented through the assessment of biomechanical interactions of "the cup/bone" interspace. It was found that threaded element model with right-angled triangle transverse section seems to be the most effective that is advisable to take into consideration when choosing acetabular components.

Keywords: hip joint; endoprosthesis; acetabular component; threaded element; finite element method; stress strain state