

РАСЧЕТНЫЕ МОДЕЛИ ДЛЯ ОЦЕНКИ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ КОСТНОЙ ТКАНИ ПРИ ТОТАЛЬНОМ ЭНДОПРОТЕЗИРОВАНИИ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА

В области прикладной биомеханики важной и актуальной задачей является разработка расчетных моделей для исследования напряженно-деформированного состояния (НДС) костной ткани при тотальном эндопротезировании тазобедренного сустава, который обеспечивает движение человека и выдерживает нагрузку. Разработаны конечно-элементные расчетные схемы системы “кость – имплантат” при фиксации вертлужного компонента как путем винчивания, так и запрессовывания (press-fit) чашки эндопротеза. Для исследования НДС указанной системы использован метод конечных элементов в форме метода перемещений. При создании конечно-элементной модели использованы объемные четырехузловые конечные элементы и принято, что контактные поверхности корпуса вертлужного компонента и тазовой кости между собой сцеплены и имеют совместные перемещения. Проведен расчет НДС для двух вариантов фиксации установленного ацетабулярного компонента – с запрессовываемой и винчиваемой чашками. Получено, что наиболее нагруженной областью в обоих случаях является область костной ткани в местах ее контакта с имплантатом на глубине, составляющей от 0 до 5 мм. Дно вертлужной впадины имеет максимальные перемещения. С уменьшением толщины костной ткани, расположенной за дном вертлужной впадины, значения максимальных напряжений и перемещений увеличиваются.

В сфері прикладної біомеханіки важлива та актуальна задача щодо розробки розрахункових моделей для дослідження напружено-деформованого стану (НДС) кісток під час тотального ендопротезування тазостегнового суглоба, який забезпечує рух людини та витримує навантаження. Розроблено скінченно-елементні розрахункові схеми системи “кістка – імплантат” для випадків, коли фіксація вертлужного компонента відбувається як шляхом укрупчування, так і запресування (press-fit) чашки ендопротеза. Для дослідження НДС зазначеної системи використано метод скінченних елементів у формі методу переміщень. При побудові скінченно-елементної моделі використано об’ємні чотиривузлові скінченні елементи та прийнято, що контактні поверхні корпусу вертлужного компонента і тазової кістки зчеплені між собою і мають сумісні переміщення. Проведено розрахунки для двох варіантів фіксації встановленого ацетабулярного компонента – із запресованою та укрупчуваною чашками. Отримано, що найбільші напруги виникають для обох випадків в місцях контакту тазової кістки із імплантатом на глибині, що складає від 0 до 5 мм. Дно вертлужної впадини має максимальне переміщення. Зі зменшенням товщини кістки, що знаходиться за дном вертлужної впадини, максимальні значення напруг і переміщень зростають.

In the field of applied biomechanics the development of calculating models for studying the stressed-strained state of the bone tissue in a total arthroplasty of the hip joint, which provides man's movement and withstands a load, is the basic challenge. Finite-element calculating models of the bone-implant system in fixing an acetabular component by threading or press-fitting an arthroplasty cup are developed. The finite-element method in the form of the displacements method is used to study the stressed-strained state of the system under consideration. The 3D four-node finite elements are employed to build a finite-element model, and it is agreed that contact surfaces of a corpus of the acetabular component and a calxal bone

are linked and move jointly. The stressed-strained states of the two versions of fixation of the mounted acetabular component – with threaded or press-fitted cups – are calculated. It is found that in both cases the most loaded region is the one of the bone tissue contacting with an implant at a depth of 0-5 mm. The bottom of the acetabulum is characterized by maximum displacements. The values of maximum stresses and displacements increase as the thickness of the bone tissue following the bottom of the acetabulum decreases.

Введение. Эндопротезирование – один из распространенных методов лечения поврежденных тазобедренного сустава. Тазобедренный сустав является по сути естественным биоподшипником, у которого пару трения образуют головка бедренной кости вместе с вертлужной впадиной. Тотальные эндопротезы тазобедренного сустава предназначены для полного замещения тазобедренного сустава и должны обеспечивать удовлетворительный объем движений, выдерживать динамическую нагрузку. Изучение кинематики и динамики контактирующих суставов определяет особенности конструкции практически всех элементов эндопротеза. Сформирована научно-практическая программа ОРТЭН (ортопедическое эндопротезирование), согласно которой проводятся исследования по различным спектрам этой проблемы [1]. В целом имплантат (искусственное тело, которое вживляется в

организм человека) тазобедренного сустава (рис. 1) состоит из двух компонентов: бедренного и ацетабулярного (вертлужного). Бедренный компонент состоит из головки (1) и ножки (2), ацетабулярный – из корпуса (чашки) (3) и жестко фиксируемого в нем полиэтиленового вкладыша (4). Шарнирную пару протеза образуют выпуклая сферическая поверхность бедренной головки и сферическая впадина ацетабулярной чаши. Рассмотрено два варианта фиксации вертлужного компонента: винчиванием чашки эндопротеза (вид чашки показан на рис. 2) и путем запрессовывания (press-fit) корпуса (вид чашки приведен на рис. 3) [1, 2].

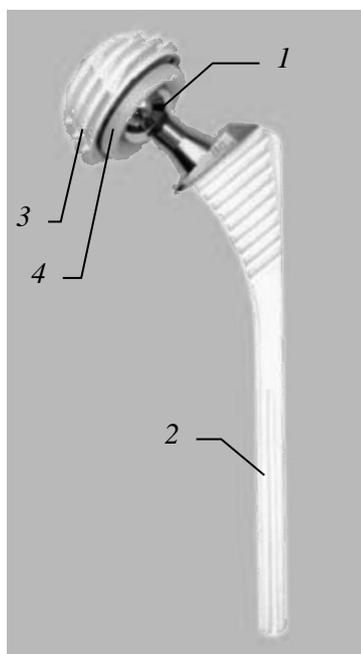


Рис. 1

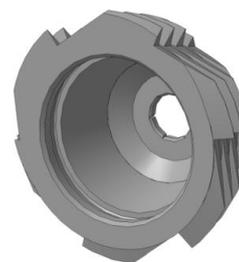


Рис. 2



Рис. 3

Титановый корпус завинчивающегося ацетабулярного компонента имеет по наружной поверхности резьбовые выступы с продольными распилками и внутреннюю полость для крепления полиэтиленового вкладыша. Запрессовываемая чашка тотального эндопротеза изготавливается из титана, имеет форму полусферы, внутри которой устанавливается полиэтиленовый вкладыш.

Постановка задачи. Методы решения. Работоспособность биомеханической системы “имплантат – кость” определяется напряженно-деформированным состоянием и механическим поведением каждого элемента системы при функциональных нагрузках на основе моделей и методов механики. Одной из основных задач при математическом моделировании НДС многокомпонентной системы “костная ткань – чашка – вкладыш – головка – ножка” является создание адекватной расчетной модели, учитывающей реальное взаимодействие компонентов.

Модель фрагмента тазовой кости в области установки имплантата представлена параллелепипедом размерами 120×70×35 (мм) с толщиной кости в

области дна вертлужной впадины, составляющей 10 мм. Расчетная схема системы «имплантат – кость» приведена на рис. 4.

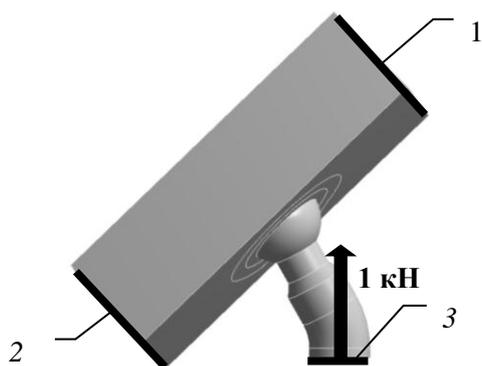


Рис. 4

В данной модели ориентация фрагмента тазовой кости и эндопротеза соответствует ориентации этих элементов у среднестатистического пациента в положении стоя. Модель имеет следующие граничные условия. Поверхности кости (1) и (2) имеют жесткую заделку. В сечении (3) ограничены горизонтальные перемещения ножки эндопротеза и приложена вертикальная сила, значение которой составляет 1 кН.

На рис. 5 и рис. 6 приведены схемы компоновок эндопротезов соответственно для запрессовываемого и ввинчиваемого вертлужных компонентов.

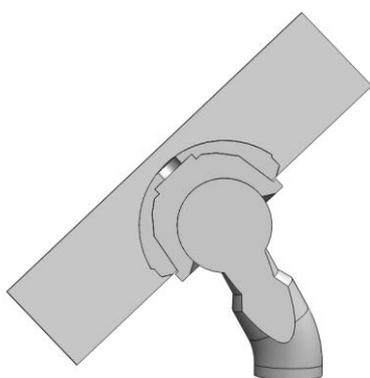


Рис. 5

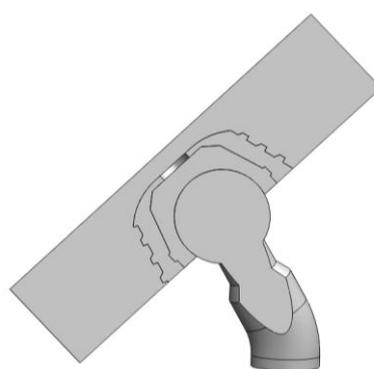


Рис. 6

Для исследования НДС указанной системы использован метод конечных элементов в форме метода перемещений. При создании конечно-элементной модели принимается, что контактные поверхности корпуса вертлужного компонента и тазовой кости между собой сцеплены и имеют совместные перемещения. При моделировании используются объемные четырехузловые конечные элементы. В составе рассматриваемых моделей содержится соответственно 70650 и 82900 узлов и 47300 и 54900 конечных элементов.

На рис. 7, для примера, приведена конечно-элементная модель эндопротеза с ввинчиваемым ацетабулярным компонентом, установленным в вертлужную впадину тазовой кости (7,а – общий вид модели, 7,б – ввинчиваемый корпус, 7,в – вкладыш).

Для анализа в рамках теории упругости напряжений, которые возникают в биомеханической системе при известной внешней нагрузке, формируется и решается система дифференциальных уравнений

$$[K]\{q\} = \{F\},$$

где $[K]$ – матрица жесткости исследуемой системы; $\{q\}$ – вектор обобщенных узловых перемещений; $\{F\}$ – вектор внешней узловой нагрузки, обусловленный приложенными силами.

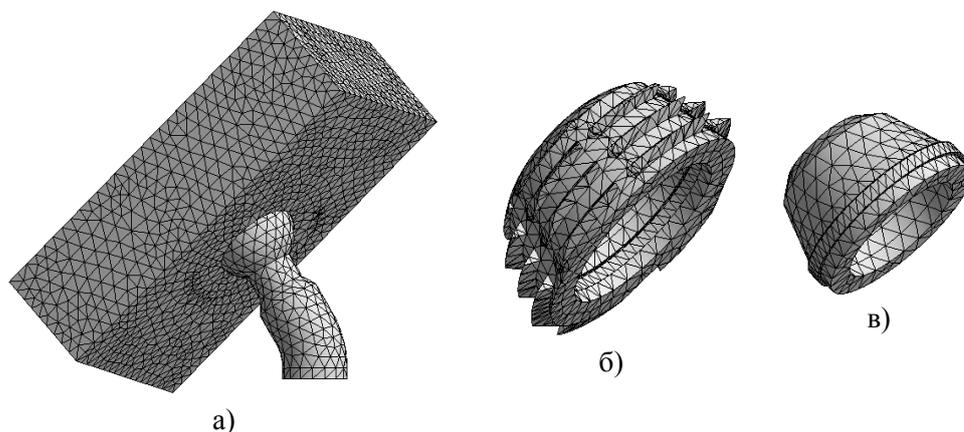


Рис. 7

В конструкции эндопротеза используются следующие материалы [2]:
 – нержавеющая сталь Х18Н9Т – головка бедренного компонента;
 – титановый сплав ВТ5 – корпус вертлужного компонента и ножка бедренного компонента;
 – сверхвысокомолекулярный полиэтилен (СВМПЭ) марки “Хирулен” – вкладыш вертлужного компонента.

Литературные данные о физико-механических свойствах материалов опорно-двигательного аппарата неоднозначны. Поэтому используются усредненные данные, ориентированные на структуру костной ткани тазобедренного сустава. В расчетах предполагается, что костная ткань тазовой кости однородна и имеет параметры, соответствующие губчатой (спонгиозной) кости.

Физико-механические свойства костных структур, материалов имплантата, используемые в расчетах, приведены в табл. 1 [2].

Таблица 1

Наименование	Модуль упругости, 10^5 МПа	Коэффициент Пуассона	Предел прочности, МПа
Нержавеющая сталь Х18Н9Т	2,3000	0,3	580
Титановый сплав ВТ5	1,0600	0,3	800
СВМПЭ марки “Хирулен”	0,0050	0,3	30
Губчатая (спонгиозная) кость	0,0003	0,3	4

Анализ результатов. Для оценочных результатов проведены исследования НДС для двух вариантов фиксации вертлужного компонента (запрессовываемая и винчиваемая чашки) при действии силы $F = 1$ кН. Расчеты проведены с использованием вычислительного комплекса для прочностного анализа конструкций методом конечных элементов SCAD.

На рис. 8 показано НДС костной ткани для запрессованного (рис. 8,а) и ввинчиваемого (рис. 8,б) ацетабулярных корпусов. Оценка НДС костной ткани показала, что наиболее нагруженной областью в обоих случаях является область костной ткани в местах ее контакта с имплантатом на глубине, составляющей от 0 до 5 мм. Максимальные значения напряжений, возникающих в костной ткани, равны для запрессованной чашки 1,89 МПа на глубине 5 мм и 1,87 МПа для ввинчиваемой чашки на глубине 0 мм. При этом перемещения дна вертлужной впадины составляют 1,5 мм в случае запрессовываемого компонента и 1,4 мм при использовании ввинчиваемого имплантата. При уменьшении в выбранной расчетной схеме ширины параллелепипеда до 30 мм значения перемещений увеличиваются и равны соответственно 1,9 мм и 1,7 мм.

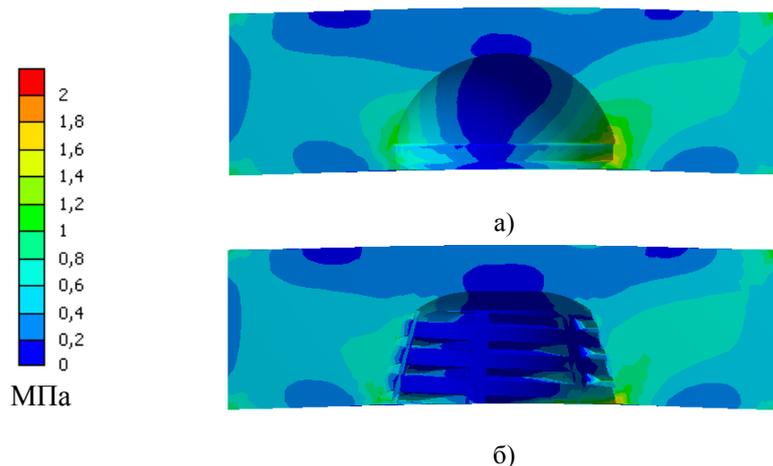


Рис. 8

В дальнейших исследованиях по оценке НДС системы “имплантат – кость” при эндопротезировании тазобедренного сустава необходимо учитывать то обстоятельство, что с течением времени происходит изменение свойств костной ткани.

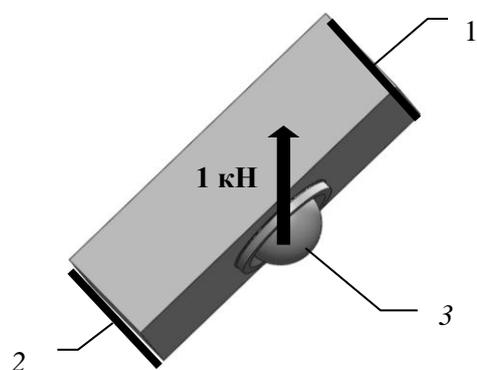


Рис. 9

Расчетную схему, приведенную на рис. 4, можно упростить, если рассматривать из бедренного компонента только головку и силу, действующую на тазобедренный сустав, прикладывая к центру масс головки (рис. 9). В этом случае, как в предыдущей расчетной схеме, поверхности (1) и (2) имеют жесткую заделку. При этом головка бедренного компонента (3) имеет

ограничение перемещений в горизонтальной плоскости. Такой подход, практически, не изменит характер распределения напряжений в тазовой кости.

В дальнейших исследованиях НДС костной ткани, возникающего при эндопротезировании тазобедренного сустава, необходимо учесть неоднород-

ность тазовой кости, способ обработки вертлужной впадины в зависимости от вида фиксации применяемого ацетабулярного (запрессовываемого или ввинчиваемого) компонента.

Выводы. Построенная математическая модель для исследования напряженно-деформированного состояния однородной костной ткани при тотальном эндопротезировании тазобедренного сустава учитывает гетерогенность (составляемость из различных по своей природе частей) структуры исследуемой системы, физико-механические свойства спонгиозной кости и материалов эндопротеза. Для изучения поведения системы “имплантат – кость” при заданных нагрузках использован метод конечных элементов.

Получено, что наиболее нагруженные участки костной ткани лежат в приграничных с имплантатом областях на глубине до 5 мм со стороны его установки.

1. Эндопротезирование тазобедренного сустава / *А. Е. Лоскутов, Л. Ю. Науменко, О. А. Лоскутов и др.* – Д. : Лира, 2010. – 344 с.
2. *Лоскутов А. Е.* К методике определения упругости спонгиозной костной ткани / *А. Е. Лоскутов, В. Л. Красовский, А. Е. Олейник* // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2000. – № 3. – С. 8 – 31.

Институт технической механики
НАН Украины и ГКА Украины,
Днепропетровск
Днепропетровская государственная
медицинская академия,
Днепропетровск

Получено 11.02.14,
в окончательном варианте 13.03.14