

ЧИСЛЕННЫЙ АНАЛИЗ НАПРЯЖЕНИЙ СИСТЕМЫ «КОСТЬ–ИМПЛАНТАТ» ВЕРТЛУЖНОЙ ВПАДИНЫ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА

Эндопротезирование тазобедренного сустава требует анализа биомеханики компонентов имплантата после операции. Исследование поведения системы «кость–имплантат» с использованием методов математического анализа актуально и имеет важное значение для оценки работоспособности биомеханической системы «чаша ацетабулярного компонента – костная ткань». Для оценки напряженного состояния системы «кость–имплантат» в процессе ее эксплуатации разработаны конечно-элементные расчетные модели как для здорового тазобедренного сустава, так и в случае использования эндопротеза с различными видами ацетабулярного компонента, который устанавливается путем запрессовывания (press fit) или ввинчивания в вертлужную впадину. Проведена оценка напряженного состояния субхондральной и спонгиозной тканей тазовой кости при действии нагрузки 1 кН, прикладываемой к поверхности головки бедренной кости (направление соответствует положению пациента стоя). Анализ полученных результатов для тазобедренного сустава здорового человека показал, что характерным для рассматриваемого случая является отсутствие каких-либо концентраторов напряжений. Наиболее нагруженной областью спонгиозной ткани является область на расстоянии 6 ± 7 мм над областью контакта дна вертлужной впадины с головкой бедренной кости. Для субхондральной ткани кости наиболее нагруженной областью является внутренняя часть над вертлужной губой. Исследование напряженного состояния костной ткани для запрессованного и ввинчиваемого ацетабулярных компонентов показало, что характер нагруженности тазовой кости незначительно изменяется по сравнению с нагруженностью здорового тазобедренного сустава.

Эндопротезування тазостегнового суглоба потребує аналізу біомеханіки компонентів імплантату після оперування. Дослідження поведінки системи «кістка–імплантат» з використанням методів математичного аналізу актуально та має важливе значення для оцінки працездатності біомеханічної системи «чаша ацетабулярного компонента – кісткова тканина». Для оцінки напруженого стану системи «кістка–імплантат» в процесі її експлуатації розроблено розрахункові скінченно-елементні моделі як для здорового тазостегнового суглоба, так і в випадку використання ендопротеза з різними видами ацетабулярного компонента, який установлюється шляхом запресування (press fit) або укручування у вертлужну впадину. Проведено оцінку напруженого стану субхондральної і спонгіозної тканин тазової кістки при дії навантаження 1 кН, що прикладається до поверхні головки стегнової кістки (напрямок відповідає положенню пацієнта, який стоїть). Аналіз отриманих результатів для тазостегнового суглоба здорової людини показав, що характерним для розглянутого випадку є відсутність яких-небудь концентраторів напруги. Найбільш навантаженою зоною спонгіозної тканини є зона на відстані 6 ± 7 мм над зоною контакту дна вертлужної впадини з головкою стегнової кістки. Для субхондральної тканини кістки найбільш навантаженою зоною є внутрішня частина над вертлужною губою. Дослідження напруженого стану кісткової тканини для запресованого та вкрученого ацетабулярних компонентів показало, що характер навантаженості тазової кістки незначно змінюється в порівнянні з навантаженістю здорового тазостегнового суглоба.

Hip replacement has need for an analysis of biomechanics of components of a prosthetic implant after a surgical procedure. Studies of the behavior of the bone-implant system with methods of a mathematical analysis are urgent and of importance for the evaluation of the serviceability of a biomechanical system of cup acetabular components and the bone tissue.

To evaluate stressed conditions of the bone-implant system during its operation, calculating finite-element models are developed both to the healthy hip joint and to the implant with various acetabular components press-fitting or screwing in the acetabulum.

The evaluation of stressed conditions for subcartilaginous and spongy tissues of the caxal bone subjected to the load of 1 kN applied to the surface of the femoral head (the direction corresponds to the standing patient) is carried out.

The analysis of the results obtained for the hip joint of the healthy person demonstrated that the absence of any load concentrators is typical for the case under consideration.

The most loaded region of the spongy tissue is the region at the distance of 6 ± 7 mm above the region of the contact between the acetabulum and the femoral head.

For the subcartilaginous tissue the most loaded region is an internal portion above the acetabulum. Studies of stressed conditions of a bone tissue for press-fitting and screwing-in acetabulum components demonstrated that the character of loading the caxal bone changes moderately as comparison with loading the healthy hip joint.

Ключевые слова: *эндопротезирование, имплантат, тазобедренный сустав, вертлужная впадина, костная ткань, напряженное состояние.*

Введение. Тазобедренный сустав относится к числу наиболее важных сочленений, обеспечивающих гармонию движения человека. С точки зрения механики, тазобедренный сустав – это кинематическая пара, которая представляет собой шаровой шарнир, реализующий три степени свободы, связанные с перемещениями головки бедренной кости в полусфере вертлужной впадины. Со стороны тела человека на сустав действует сила веса тела, которая направлена под углом к оси симметрии сустава. Изучение статики, кинематики и динамики суставов, находящихся как в норме, так и при патологии, являются важными и актуальными биомеханическими задачами.

Тотальные эндопротезы тазобедренного сустава ортопедического эндопротезирования (ОРТЭН) предназначены для полного замещения тазобедренного сустава при его повреждении. Исследование процесса функционирования установленного тотального эндопротеза может быть выполнено посредством математического моделирования с применением метода конечных элементов. Для оценки напряженного состояния системы “имплантат–кость” при различных условиях эксплуатации эндопротеза необходимо разработать расчетные модели. Конструкция эндопротеза тазобедренного сустава состоит из бедренного и ацетабулярного (вертлужного) компонентов. Тотальные эндопротезы систематизированы и выпускаются в нескольких версиях [1, 2]. В ряде работ проведены исследования напряжений тканей вертлужной впадины с цементной фиксацией установленной чаши [3], керамической головки эндопротеза тазобедренного сустава [4], а также контактных напряжений в поверхностном слое головки [5] при функциональных нагрузках.

Постановка задачи. Методы решения. В данной статье проводятся оценки напряженного состояния костных тканей вертлужной впадины здорового тазобедренного сустава, а также при установке различных видов ацетабулярных компонентов при действии нагрузки, составляющей 1 кН. Рассмотрены версии фиксации чашки тотального эндопротеза бесцементным путем как ввинчиванием, так и запрессовыванием (press-fit) [1, 6].

Запрессовываемый вертлужный компонент тотального эндопротеза тазобедренного сустава ОРТЭН изготавливается из титана, имеет форму полусферы с различными типоразмерами ее диаметра. Цифровая маркировка бортика лицевой части чашки соответствует размерам фрезы, которой выполняется фрезеровка впадины для установки эндопротеза. Если на запрессовываемой полусферической чашке указан размер, например 48, то это означает, что истинный диаметр сферы чаши составляет 50 мм, и она предназначена для запрессовывания в ложе вертлужной впадины, диаметр которой должен быть равен 48 мм.

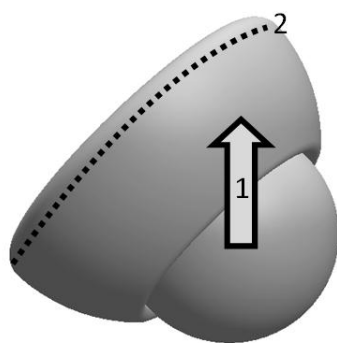
Ацетабулярный компонент, соответствующий ввинчиваемой версии тотального эндопротеза тазобедренного сустава ОРТЭН, состоит из титанового корпуса, который по наружной поверхности имеет резьбовые выступы с продольными распилками. Внутри корпуса выполнена полость, которая у края заканчивается круговой выборкой для крепления защелкивающегося полиэтиленового вкладыша.

При использовании эндопротезов тазобедренного сустава выполняется фрезерная обработка ложе вертлужной впадины для установки чаши соответствующего размера. Затем выбранная чашка запрессовывается или вкручивается в подготовленное ложе до ее полного упора в дно. Затем в чашу вводится полиэтиленовый вкладыш и устанавливается бедренный компонент эндо-

протеза. При разработке расчетной модели должны быть учтены все перечисленные составляющие имплантата.

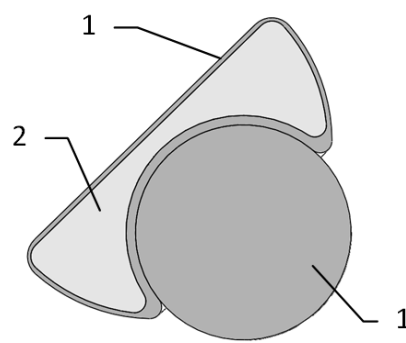
В работе [6] для исследования напряженного состояния костной ткани вертлужной впадины рассмотрена упрощенная модель фрагмента однородной изотропной тазовой кости в области установки имплантата. Эта расчетная модель для многокомпонентной указанной выше системы “костная ткань–чашка–вкладыш–головка ножки” усовершенствована с учетом неоднородности тазовой кости (наличие субхондральной и спонгиозной тканей), способа обработки вертлужной впадины в зависимости от вида фиксации применяемого ацетабулярного компонента.

Оценки напряженного состояния костных тканей вертлужной впадины здорового тазобедренного сустава. Для оценки напряженного состояния субхондральной и спонгиозной тканей тазовой кости рассмотрен случай действия статической нагрузки 1кН, направление которой соответствует положению пациента стоя, разработана расчетная схема здорового тазобедренного сустава (рис. 1), состоящая из фрагмента тазовой кости и головки бедренной кости. Фрагмент тазовой кости представляет собой тело вращения со свойствами спонгиозной и субхондральной тканей (рис. 2). Головка бедренной кости представляется сплошным шаром со свойствами субхондральной ткани. Модули Юнга спонгиозной и субхондральной тканей тазовой кости составляют соответственно 0,03 ГПа (30 Н/мм²) и 12 ГПа (1200 Н/мм²). Нагрузка прикладывается к поверхности головки бедренной кости (рис. 1, выноска 1). На поверхность скругления большего основания фрагмента тазовой кости наложены условия жесткой заделки (рис. 1, выноска 2).



1 – сила 1000 Н;
2 – жесткая заделка

Рис. 1



1 – субхондральная ткань;
2 – спонгиозная ткань

Рис. 2

На рис. 3 приведено распределение напряжений в тазовой кости тазобедренного сустава здорового человека. Анализ полученных результатов показал, что характерным для рассматриваемого случая является отсутствие каких-либо концентраторов напряжений. Наиболее нагруженной областью спонгиозной ткани является область на расстоянии 6÷7 мм над областью контакта дна вертлужной впадины с головкой бедренной кости. Максимальные значения напряжений по критерию Мизеса составляют 0,09 МПа при прочности спонгиозной костной ткани 4÷11 МПа [2]. Наиболее нагруженной областью субхондральной ткани является внутренняя часть над вертлужной губой, где максимальные напряжения составляют 16,24 МПа при ее прочно-

сти 150÷290 МПа [2]. Необходимо отметить, что тазобедренный сустав имеет значительный запас прочности, если даже проводить расчеты согласно Паулу, когда значение силы составляет 3–4 веса тела человека.

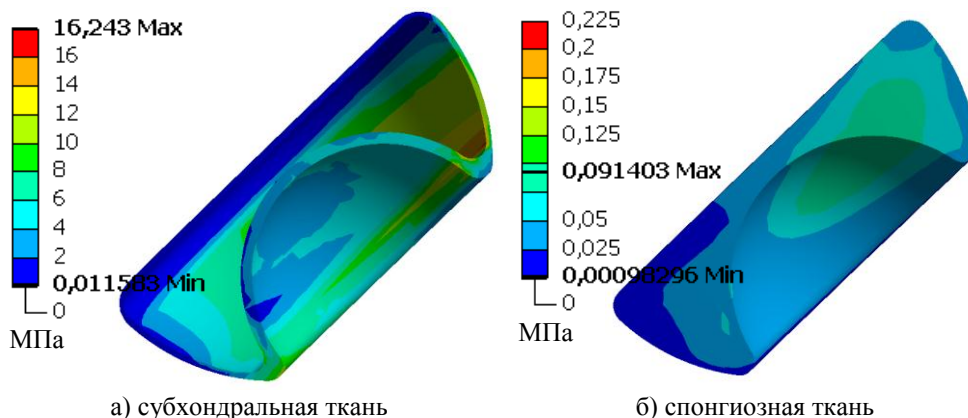


Рис. 3

Оценки напряженного состояния костных тканей вертлужной впадины при установке различных видов ацетабулярных компонентов. Для проведения сравнительной оценки напряженного состояния костной ткани для двух вариантов фиксации вертлужного компонента (запрессовываемая и ввинчиваемая чашки) после фазы раннего заживления с приведенными выше результатами для здорового тазобедренного сустава разработаны расчетные модели и показаны на рис. 4.

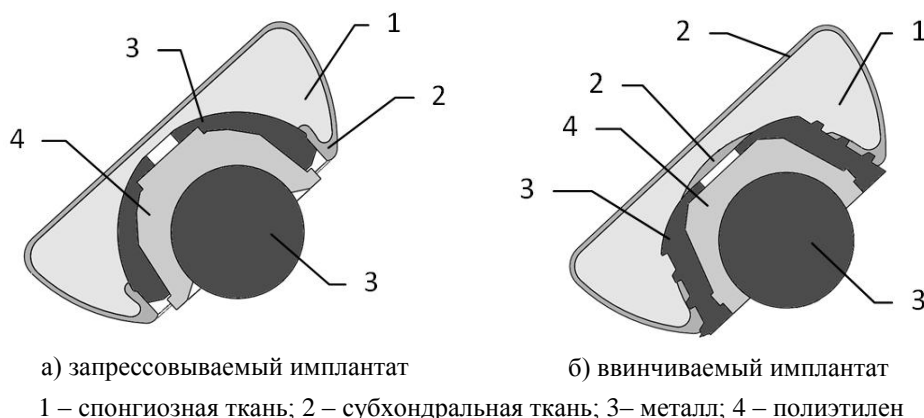


Рис. 4

В случае запрессованного вертлужного компонента использована чаша высотой 24,8 мм и диаметром 49,25 мм. При ввинчиваемом вертлужном компоненте высота чаши составляет 24,8 мм, диаметр тела корпуса – 49 мм. Внутренний диаметр вкладышей рассчитан под головку бедренного компонента диаметром 28 мм.

Для расчета напряженного состояния костных тканей вертлужной впадины при тотальном эндопротезировании использованы данные, соответствующие физико-механическим свойствам материалов имплантата [3, 6]:

- модуль Юнга стали (головка) – 200 ГПа ($2 \cdot 10^5$ Н/мм²);
- модуль Юнга титанового сплава (чашка) – 106 ГПа ($1,06 \cdot 10^5$ Н/мм²);
- модуль Юнга полиэтилена (вкладыш) – 0,5 ГПа (500 Н/мм²).

Исследование напряженного состояния костной ткани для запрессованного ацетабулярного компонента показало (рис. 5), что характер нагруженности тазовой кости незначительно изменяется по сравнению с нагруженностью здорового тазобедренного сустава. Наиболее нагруженной областью субхондральной ткани вертлужной впадины является область на внутренней поверхности вертлужной губы, где значения напряжений достигают 16,38 МПа. Наибольшие значения напряжений в спонгиозной ткани возникают на поверхности вертлужной впадины, контактирующей с чашкой эндопротеза, и достигают 0,14 МПа.

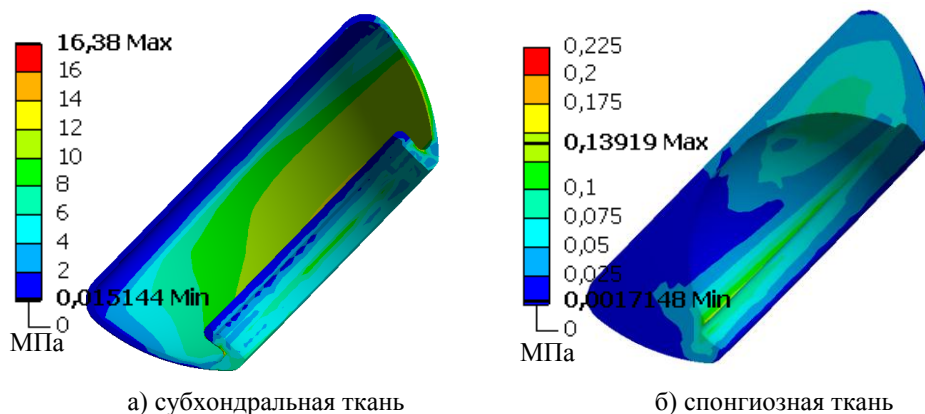


Рис. 5

При эндопротезировании тазобедренного сустава ввинчиваемым ацетабулярным компонентом чашка завинчивается в обточенную хрящевую ткань вертлужной впадины, после чего образует с субхондральной костной тканью монолитную систему. Установлено, что характер распределения напряжений в этом случае (рис. 6) также незначительно отличается от результатов, рассчитанных для здорового тазобедренного сустава (см. рис. 3).

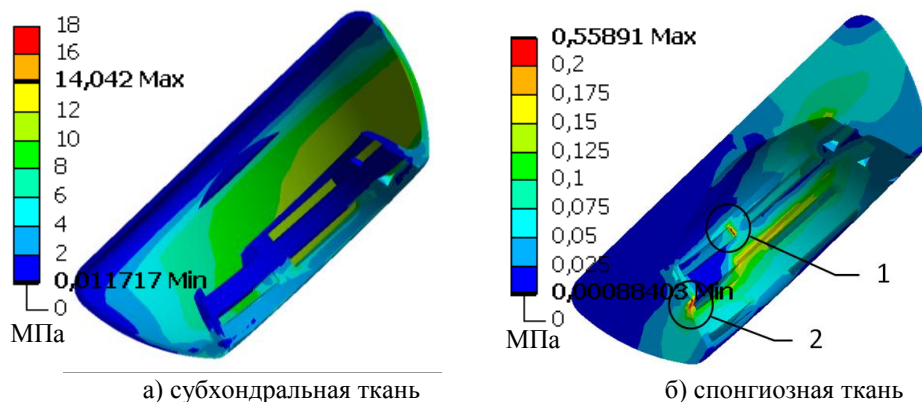


Рис. 6

При этом в отдельных локальных областях спонгиозной ткани (рис. 6, выноски 1 и 2) наблюдается повышенный уровень напряжений. Эти значения значительно меньше, чем предел прочности для спонгиозной ткани, и на расстоянии порядка 1 мм от мест концентрации напряжений их значения снижаются и не превышают 0,2 МПа. Отметим, что основную несущую функцию выполняет субхондральная ткань, а возможные микроразрывы спонгиозной ткани в процессе полной реабилитации до полного заживления будут регенерированы.

Анализ наиболее опасных значений напряжений, полученных для всех рассмотренных расчетных моделей (таблица), показал, что запрессовываемый и завинчиваемый имплантаты после фазы раннего заживления имеют уровни напряжений субхондральной ткани тазовой кости, близкие к здоровому суставу. При этом уровень напряжений в спонгиозной ткани при использовании как запрессовываемого, так и завинчиваемого имплантатов выше значений напряжений, полученных для здорового тазобедренного сустава.

Таблица

Вид ацетабулярного компонента	Максимальные напряжения в тканях тазовой кости, МПа	
	Субхондральная	Спонгиозная
Здоровый сустав	16,24	0,09
Запрессовываемый	16,38	0,14
Завинчиваемый	14,04	0,2 (0,56*)

* – Локальный концентратор напряжений

В целом, оценка напряженного состояния тазовой кости здорового тазобедренного сустава и при его тотальном эндопротезировании после фазы раннего заживления показала, что максимальные значения напряжений в тканях тазовой кости значительно ниже пределов их прочности, а различия общей нагруженности тазовой кости являются незначительными.

Выводы. Для оценки напряженного состояния системы “имплантат–кость” для случая действия статической нагрузки 1кН, направление которой соответствует положению пациента стоя, разработана расчетная модель многокомпонентной системы “костная ткань–чашка–вкладыш–головка ножки” с учетом неоднородности тазовой кости, способа обработки вертлужной впадины в зависимости от вида фиксации применяемого ацетабулярного компонента. Исследование напряженного состояния костной ткани вертлужной впадины для запрессованного и завинчиваемого ацетабулярных компонентов эндопротеза тазобедренного сустава после фазы раннего заживления показало, что характер нагруженности тканей тазовой кости незначительно изменяется по сравнению с нагруженностью здорового тазобедренного сустава.

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 модуля упругости спонгиозной костной ткани / А. Е. Лоскутов, А. В. Красовский, А. Е. Олейник и др. // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2000. – № 3. – С. 28 – 31.
3. Банецкий М. В. Биохимическое обоснование использования вертлужного компонента при эндопротезировании тазобедренного сустава: автореф. дис. канд. мед. наук / М. В. Банецкий. – 2008. – 17 с.
4. Weber W. Improvement of reliability of ceramic hip joints / W. Weber, M. Zahne, W. Rieger // Eur. Cells Materials. – 2002. – № 3, Suppl. 1. – P. 16 – 17.
5. Finite element modeling of contact mechanics of hemi – of human hip joint. Part II. Polycarbonate urethane on cartilage contact / A. C. Cilingira, V. Ucara, I. J. Udofiab, Z. M. Jinbbiphask // Trends Biomater. Artif. Organs. – 2008. – №22(2). – P. 61 – 68.
6. Науменко Н. Е. Расчетные модели для оценки напряженно-деформированного состояния костной ткани при тотальном эндопротезировании тазобедренного сустава / Н. Е. Науменко, О. А. Лоскутов, Д. В. Горбеец и др. // Техническая механика. – 2014. – № 1. – С. 67 – 72.

Институт технической механики
Национальной академии наук Украины и
Государственного космического агентства Украины,
Днепропетровск

Днепропетровская государственная
медицинская академия,
Днепропетровск

Получено 26.01.15,
в окончательном варианте 04.03.15