

УДК 616.728.2-089.843:612.76](048.8)

Оценка первичной стабильности запрессовываемого и ввинчиваемого ацетабулярных компонентов при эндопротезировании тазобедренного сустава

О. А. Лоскутов¹, Н. Е. Науменко², А. Е. Лоскутов¹, Д. А. Синегубов¹,
Д. В. Горобец², К. С. Фурманова¹

¹ ГУ «Днепропетровская медицинская академия МЗ Украины»

² ГУ «Институт технической механики НАН и ГКА Украины», Днепр

Arthroplasty is one of the most common and effective treatments for degenerative diseases and injuries of the hip joint, but marked increase in the number of revision procedures associated with instability of the implant, including cups, and a pair of friction problems. Objective: using biomechanical methods to evaluate the primary acetabular stability with screwing up and press-fit components. Methods: to evaluate the stress-strain state and subchondral spongy tissues in the acetabular zone under load of 1000 H, developed a simplified design scheme of the hip joint and healthy model of «bone – cup – insert – head» implant using finite element method. Press-fit and that screwing up cups were studied. Results: in healthy hip joint any stress concentrators are absent. Maximum values are 0.09 MPa stress-strain state on the strength of spongy bone tissue 12.17 MPa. The most strenuous share of subchondral bone is part of the roof — 16.24 MPa for her strength of 150–200 MPa. If using press-fit cups revealed increasing tension of spongy tissue in $4 \div 5$ times, and at the entrance to the subchondral acetabular zone — $2 \div 3$ times. With the use of screw up cups transferring the load on the pelvic bone closest to the healthy joint. Small local stress concentrators in the spongy tissue occur in the contact zone of the threaded subchondral and spongy tissue and at a distance of 1mm their value is reduced by 2–3 times and does not exceed 0.3 MPa. Conclusions: the use of screw up cup has advantages, especially in osteoporosis, because after implantation load on the pelvic bone close to the stress-strain state of healthy hip joint. Key words: hip joint, arthroplasty, acetabular component, finite element method, stress-strain state.

Ендопротезування є одним із найбільш ефективних та розповсюджених методів лікування дегенеративних захворювань і травм кульшового суглоба (КС), проте відмічено зростання кількості ревізійних втручань, пов'язаних із нестабільністю ендопротеза, зокрема чашки, та проблемами пари тертя. Мета: оцінити за допомогою біомеханічних методів первинну стабільність ацетабулярних компонентів, які загвинчуються та запресовуються, після ендопротезування КС. Методи: для оцінювання напружено-деформованого стану (НДС) субхондральної та спонгіозної тканин в ділянці кульшової западини під дією навантаження 1000 Н розроблено спрощену розрахункову схему здорового КС та моделі системи «кістка – чашка – вкладиш – головка ендопротеза» з використанням методу кінцевих елементів. Вивчено чашки, які запресовуються та загвинчуються. Результати: у здоровому КС відсутні будь-які концентратори напружень. Максимальні значення НДС становлять 0,09 МПа за міцності спонгіозної кісткової тканини 12,17 МПа. Найбільш напруженою часткою субхондральної кістки є ділянка даху — 16,24 МПа за її міцності 150–200 МПа. У разі використання чашки, яка запресовується, виявлено збільшення напруження спонгіозної тканини в $4 \div 5$ разів, а субхондральної на вході в кульшову западину — у $2 \div 3$ рази. За умов застосування чашок, які загвинчують, передавання навантаження на тазову кістку найбільш наближене до здорового суглоба. Невеликі локальні концентратори напружень у спонгіозній тканині виникають у зоні контакту різьбового пера з субхондральною та спонгіозною тканинами і на відстані 1 мм їх значення знижується у 2–3 рази і не перевищує 0,3 МПа. Висновки: використання загвинчувальної чашки має переваги, особливо за умов остеопорозу, оскільки після її імплантації навантаження на кісткову тканину таза наближено до НДС здорового КС. Ключові слова: кульшовий суглоб, ендопротезування, ацетабулярний компонент, метод кінцевих елементів, напружено-деформований стан.

Ключевые слова: тазобедренный сустав, эндопротезирование, ацетабулярный компонент, метод конечных элементов, напряженно-деформированное состояние

Введение

Остеоартроз тазобедренного и коленного суставов являются главной причиной инвалидности, а экономические потери общества вследствие этой патологии, по некоторым подсчетам, составляют более 8 млрд долларов США [1].

Эндопротезирование тазобедренного сустава (ЭТБС) при его повреждениях и дегенеративных заболеваниях является одним из наиболее значимых и эффективных достижений современной ортопедии и травматологии последнего столетия, однако отмечен рост ревизионных операций, обусловленных конструктивными особенностями имплантата, ошибками хирургической техники, дефектами костных структур, проблемами в выборе конструкции эндопротеза тазобедренного сустава (ЭТС) и метода его фиксации. При этом в структуре ревизионных операций отмечается преобладание проблем, связанных с нестабильностью ацетабулярного компонента и износом пары трения [2–5].

Как показал проведенный анализ литературы, отсутствуют данные сравнительной оценки первичной стабильности различных вариантов ацетабулярных компонентов и прогнозирования их дальнейшего поведения при отсутствии и наличии дефектов и деформации вертлужной впадины (ВВ), т. к. форма ложа ВВ, формируемого для установки чашки ЭТС, предопределяет как полноту первичного контакта кости с имплантатом, так и сроки его эксплуатации [7–9].

Цель работы: оценить с помощью биомеханических методов первичную стабильность ввинчиваемого и запрессовываемого ацетабулярных компонентов при тотальном эндопротезировании тазобедренного сустава.

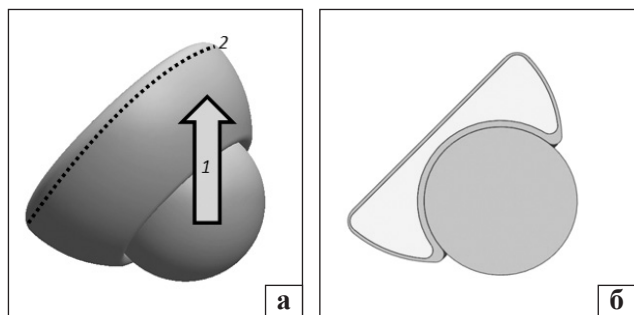


Рис. 1. Расчетная схема (а) и модель (б) ТБС (1 — сила 1000 Н; 2 — жесткая заделка)

Материал и методы

Для оценки напряженно-деформированного состояния (НДС) субхондральной и спонгиозной тканей тазовой кости при действии на нее нагрузки 1000 Н в направлении, соответствующем положению пациента стоя, разработана упрощенная расчетная схема здорового тазобедренного сустава (ТБС) (рис. 1, а), которая состоит из фрагмента тазовой и головки бедренной кости. Фрагмент тазовой кости представлен как тело вращения в виде чашки (рис. 1, б) со свойствами спонгиозной ткани с оболочкой с характеристиками субхондральной кости, толщиной от 1 до 2 мм в зоне ВВ. Головка бедренной кости выполнена в виде сплошного шара со свойствами субхондральной костной ткани. Нагрузку прикладывали к поверхности головки бедренной кости. По поверхности округления большего основания фрагмента тазовой кости — жесткая заделка.

Для сравнительного анализа НДС костной ткани в случае двух вариантов фиксации вертлужного компонента (запрессовываемая и ввинчиваемая чашки) ЭТС при действии силы 1000 Н, направление которой соответствует положению пациента стоя, с результатами для здорового ТБС созданы расчетные модели системы «кость – чашка – вкладыш – головка эндопротеза» ТБС (рис. 2).

Для изучения поведения системы «имплантат – кость» разработаны с использованием метода конечных элементов расчетные модели взаимодействия фрагмента ВВ с ацетабулярным компонентом эндопротеза, который запрессовывается или ввинчивается. Построена геометрическая конфигурация рассматриваемых систем. Для создания модели выбраны объемные тетраэдральные десятиузловые конечные элементы

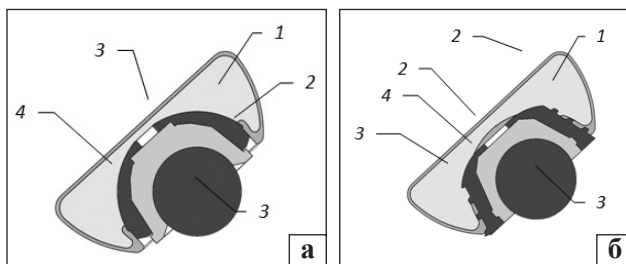


Рис. 2. Схема расчетных моделей системы «кость – чашка – вкладыш – головка» ЭТС с имплантированными чашками: а) запрессовываемой, б) ввинчиваемой (1 — спонгиозная ткань; 2 — субхондральная ткань; 3 — металл; 4 — полиэтилен)

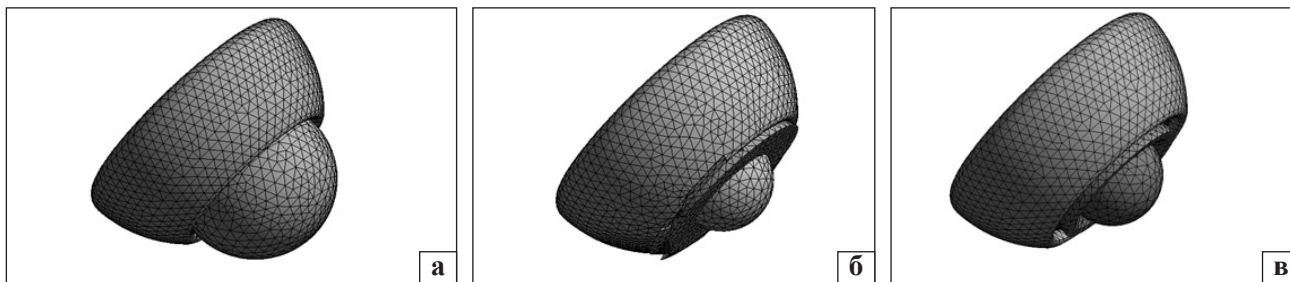


Рис. 3. Расчетные конечно-элементные модели ТБС: здорового (а); с установленной ввинчиваемой (б) и запрессовываемой (в) чашкой

с характерным размером ребра 3 мм. В качестве примера приведены конечно-элементные сетки здорового ТБС (рис. 3, а) и тазовой кости с установленными ввинчиваемой (рис. 3, б) и запрессовываемой (рис. 3, в) чашками.

Результаты и их обсуждение

Анализ полученных результатов показал, что характерным для рассматриваемого случая здорового ТБС является отсутствие каких-либо концентраторов напряжений (рис. 4).

Наиболее нагруженной областью спонгиозной ткани является зона на расстоянии 6–7 мм над местом контакта дна вертлужной впадины с головкой бедренной кости. Максимальные значения напряжений составляют 0,09 МПа при прочности спонгиозной костной ткани 12,17 МПа. Наиболее нагруженной областью субхондральной кости является внутренняя часть над вертлужной губой, где максимальные напряжения составляют 16,24 МПа при ее прочности 150 ÷ 200 МПа [10]. Необходимо отметить, что тазобедренный сустав имеет значительный запас прочности, даже если проводить расчеты для интегрального значения нагрузки 3300 Н согласно ISO 7206-4.

Для анализа в рамках теории упругости напряжений, которые возникают в системе «кость – эндопротез» при известной внешней нагрузке, формируется и решается система дифференциальных уравнений 1 движения относительно вектора неизвестных узловых перемещений [6, 10]

$$[K]\{q\} = \{F\}, \quad (1)$$

где $[K]$ — матрица жесткости конструкции в общей системе координат; $\{q\}$ — вектор-столбец обобщенных узловых перемещений; $\{F\}$ — вектор внешней узловой нагрузки, обусловленный приложенными силами.

При решении задачи определяются перемещения узловых точек конечно-элементной сетки, далее рассчитываются деформации и напряжения.

Поскольку элементы системы находятся в сложном напряженном состоянии, для оценки их прочности использовалась четвертая теория прочности (Мизеса), которая базируется на критерии удельной потенциальной энергии формоизменения, накопленной деформированным элементом. Согласно этой теории опасное состояние (текучесть) наступает тогда, когда удельная потенциальная энергия формоизменения достигает своего предельного состояния. В общем случае напряженного состояния условие прочности по четвертой теории (Мизеса) имеет вид:

$$\sigma_{Miz} = \sqrt{\frac{1}{2}[(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2]} \leq \frac{\sigma_T}{n_p} = [\sigma], \quad (2)$$

где σ_{Miz} — эквивалентное напряжение по Мизесу или интенсивность напряжений (в дальнейшем эти напряжения будут использоваться для оценки прочности костной ткани и проведения всех сравнений); $\sigma_1, \sigma_2, \sigma_3$ — главные напряжения; σ_T — предел текучести; n_p — коэффициент запаса прочности.

Считали, что рассматриваемые ЭТС изготовлены из следующих материалов:

- 1) нержавеющая сталь Х18Н9Т — головка эндопротеза;
- 2) титановый сплав ВТ6 — чашка и ножка эндопротеза;
- 3) сверхвысокомолекулярный полиэтилен (СВМПЭ) марки «Хирулен» — вкладыш вертлужного компонента.

Механические характеристики перечисленных материалов, конструкций ЭТС, субхондральной и спонгиозной тканей тазовой кости взяты из литературы [6, 10].

Для сравнительного анализа поведения запрессовываемой и ввинчиваемой чашек на рис. 5 приведены с одинаковой шкалой напряжений

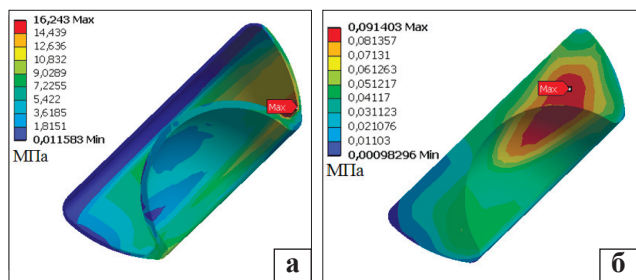


Рис. 4. НДС костной ткани тазовой кости здорового ТБС при действии нагрузки 1000 Н в положении пациента стоя: субхондральная (а) и спонгиозная (б) ткань

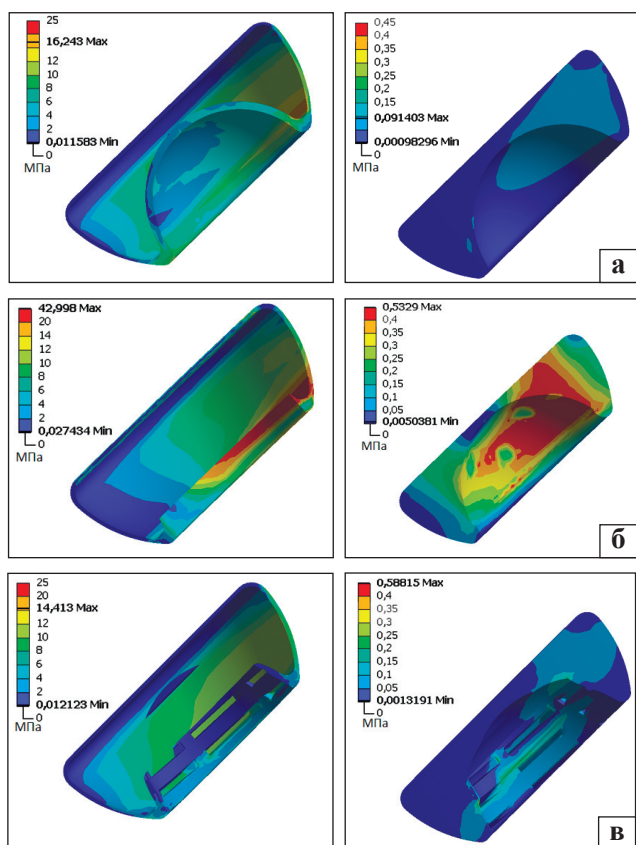


Рис. 5. Сравнительные показатели НДС субхондральной (слева) и спонгиозной (справа) тканей тазовой кости в случае здорового ТБС (а), установки запрессовываемой (б) и винчиваемой (в) чашек

результаты расчетов НДС костной ткани тазовой кости для здорового ТБС (рис. 5, а) и случаев установки запрессовываемого (рис. 5, б) и винчиваемого (рис. 5, в) ацетабулярных компонентов.

Исследование НДС костной ткани для запрессовываемой чашки показало, что характер нагруженности тазовой кости (рис. 5, б) существенно изменялся по сравнению со здоровым ТБС (рис. 5, а). Наиболее нагруженной областью оказалась субхондральная ткань дна ВВ со стороны верхней части вертлужной губы, где значения

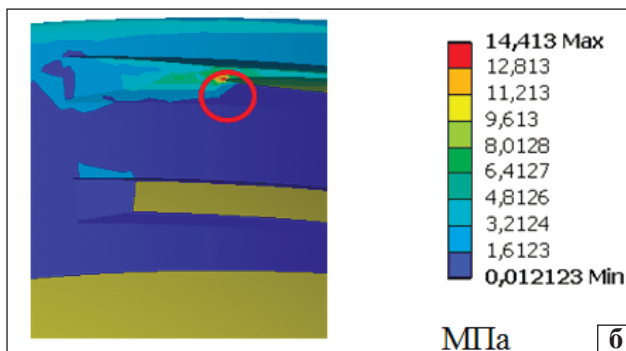
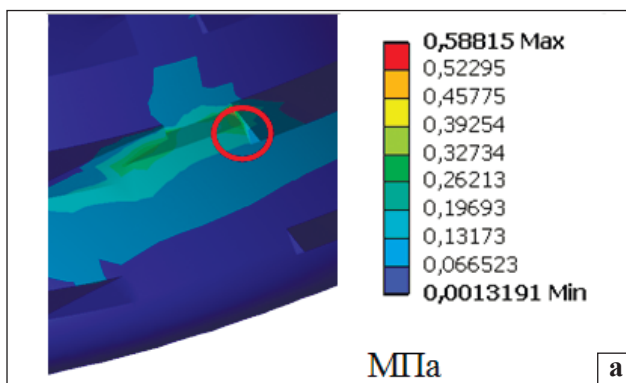


Рис. 6. Место концентрации напряжений в костной ткани тазовой кости при установке винчивающейся чашки: спонгиозная (а) и субхондральная (б) ткань

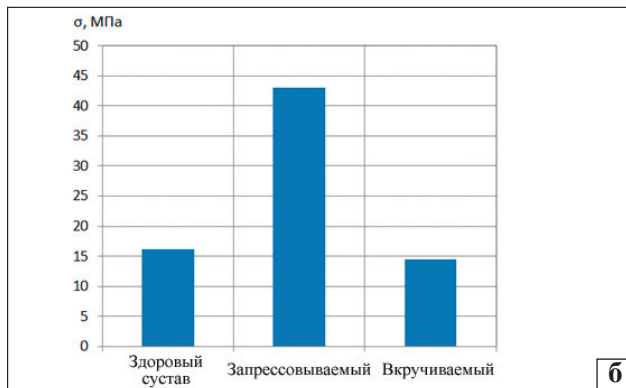
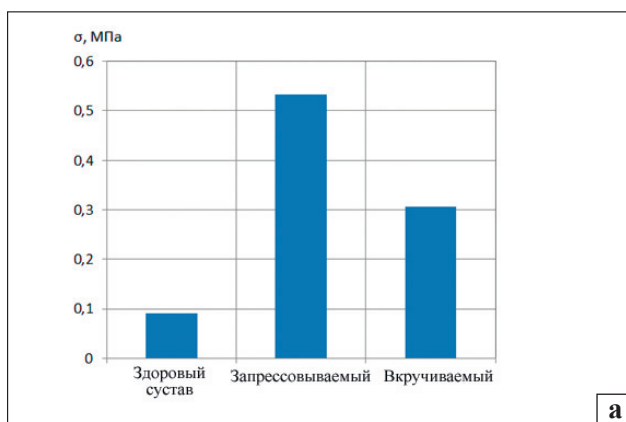


Рис. 7. Диаграммы распределения наиболее опасных значений напряжений, возникающих в костной ткани тазовой кости здорового сустава после установки винчиваемой и запрессовываемой чашек при действии нагрузки 1000 Н в положении пациента стоя: спонгиозная (а); субхондральная (б) кости

напряжений достигали 43 МПа. Наибольшие показатели напряжений в спонгиозной ткани обнаружены на контактной поверхности ВВ с чашкой эндопротеза и составляли 0,53 МПа.

Сравнение НДС костной ткани в случае запрессовываемой чашки и ТБС здорового человека показало, что вследствие установки чашки в подготовленное ложе ВВ нагруженность спонгиозной ткани возрастает в $4 \div 5$ раз, а субхондральной — в $2 \div 3$ раза.

При ЭТБС, когда чашка ввинчивается в субхондральную костную ткань после подготовки фрезой ложа, передача нагрузки на тазовую кость наиболее приближена к условиям здорового ТБС (рис. 5, в). Анализ результатов расчета показал, что в тазовой кости возникает ряд концентраторов напряжений. В спонгиозной ткани это точечный участок на стыке пера ввинчиваемой чашки эндопротеза, спонгиозной и субхондральной ткани, оставшейся после фрезерной подготовки ВВ (рис. 6, а). При этом уровень напряжений значительно ниже, чем в случае установки запрессовываемой чашки.

В субхондральной ткани тазовой кости концентраторы напряжений находятся в точечных областях ложа ВВ, в местах входа перьев ввинчиваемой чашки (рис. 6, б). Отметим, что на расстоянии порядка 1 мм от места концентрации напряжений их значения снижаются более чем в 2,5 раза — с 68,1 до 22,5 МПа и в целом не представляют угрозы для стабильности чашки.

Качество фиксации эндопротезов оценено на основе анализа смещения свода ВВ, которое отражает подвижность имплантата под действием нагрузки. Анализ смещений свода ВВ, полученных для всех рассмотренных расчетных моделей (рис. 7) показал, что при установке вкручиваемого имплантата данный показатель в 1,38 раза превышает значения в случае здорового ТБС, а при установке запрессовываемой чашки — в 4,27. Соответственно, конструкция и способ установки вкручиваемой чашки обеспечивают в 3 раза меньшую ее подвижность в послеоперационном периоде, чем запрессовываемая.

Выводы

При установке запрессовываемой чашки напряжения спонгиозной ткани в $4 \div 5$ раз превышают показатели в здоровом ТБС, ввинчиваемой — в отдельных областях в 3 раза, при этом общая нагрузка на спонгиозную ткань соизмерима с величинами в здоровом суставе.

В результате исследования стабильности ввинчиваемой чашки обнаружено, что наличие или отсутствие оставшиеся на дне ВВ после ее фрезерной обработки фрагментов субхондральной ткани не имеет значения, поскольку дно ВВ не выполняет функцию по передаче вертикальной нагрузки на несущую субхондральную пластинку в том виде, как до эндопротезирования, о чем свидетельствует нагруженность спонгиозной ткани под ней. При этом на основе расчетов установлено, что резьбовые перья ввинчиваемой чашки не приводят к травмированию спонгиозной ткани или возникновению трещин в субхондральной кости.

Установлено, что подвижность вкручиваемой чашки под действием нагрузки, характерной для положения пациента стоя, в 3 раза меньше, чем у запрессовываемой, что позволяет применять менее жесткие ограничения в процессе послеоперационной реабилитации пациента.

Применение ввинчиваемой чашки тотального эндопротеза ТБС является более предпочтительным по сравнению с запрессовываемой, т. к. нагружение тазовой кости после ее установки приближено к нормальному ТБУ. Полученные результаты также свидетельствуют о том, что эндопротезирование ТБС с ввинчиваемой чашкой возможно в тех случаях, когда противопоказано применение запрессовываемой чашки из-за плохого состояния спонгиозной ткани вследствие остеопороза, т. к. основная нагрузка передается на субхондральную ткань тазовой кости в зоне вертлужной впадины.

Конфликт интересов. Авторы декларируют отсутствие конфликта интересов.

Список литературы

1. Horst P. The economics of total hip and knee arthroplasty / P. Horst, R. C. Sproul, K. J. Bozic / Techniques in revision hip and knee arthroplasty // Ed. By R. Scuderi. — Philadelphia : Elsevier, 2015. — P. 2–5.
2. Ахтиямов И. Ф. Ошибки и осложнения эндопротезирования тазобедренного сустава / И. Ф. Ахтиямов, И. И. Кузьмин. — Казань : Центр оперативной печати, 2006. — 328 с.
3. Загородний Н. В. Эндопротезирование тазобедренного сустава. Основы и практика: руководство / Н. В. Загородний. — М. : ГЭОТАР-Медиа, 2011. — 704 с.
4. Прохоренко В. М. Первичное и ревизионное эндопротезирование тазобедренного сустава / В. М. Прохоренко. — Новосибирск : АНО «Клиника НИИТО», 2007. — 348 с.
5. Сулима О. М. Ревізійне ендопротезування при асептичній нестабільності ацетабулярного компонента ендопротеза та дефектах кульшової западини : автореф. дис. ... канд. мед. наук: спец. 14.01.21 «Травматологія та ортопедія» / О. М. Сулима. — Київ, 2011. — 26 с.
6. Лоскутов А. Е. Эндопротезирование тазобедренного сустава : монография / под ред. проф. А. Е. Лоскутова. — Днепропетровск : Лира, 2010. — 344 с.

7. Филиппенко В. А. Эндопротезирование тазобедренного сустава / В. А. Филиппенко, Н. А. Корж. — Х. : Коллегиум, 2015. — 219 с.
8. Gunther K. P. How to do a cementless hip arthroplasty / K. P. Gunther, F. Al-Dabouby, P. Bernstein // Eur. Instructional Lectures. — 2009. — Vol. 9. — P. 189–202.
9. Total hip replacement for developmental dysplasia of the hip with more than 30 % lateral uncoverage of uncemented acetabular components / H. Li, Y. Mao, J. K. Oni [et al.] // Bone Joint J. — 2013. — Vol. 95-B. — P. 1178–1183. — DOI: 10.1302/0301-620X.95B9.31398.
10. Vasu R. Stress distributions in the acetabular region-1 before and after total joint replacement / R. Vasu, J. Carter, W. H. Harris // J. Biomechanics. — 1982. — Vol. 15 (3). — P. 155–164.

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872017192-97>

Стаття надійшла в редакцію 21.02.2017

ESTIMATION OF THE PRIMARY STABILITY OF THE PRESS-FIT AND SCREWED-IN ACETABULAR COMPONENTS AFTER HIP JOINT ARTHROPLASTY

O. O. Loskutov¹, N. E. Naumenko², O. E. Loskutov¹, D. A. Sinegubov¹, D. V. Gorobets², K. S. Furmanova¹

¹ SE «Dnipropetrovsk Medical Academy of Health Ministry of Ukraine»

² Institute of Technical Mechanics NASU and SSAU, Dnepr. Ukraine

✉ Oleksandr Loskutov, MD, Prof. in Orthopaedics and Traumatology: loskutovae@ukr.net