

УДК 616.728.2-007.2-089.843(045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872017214-22>

Биомеханическое обоснование выбора ацетабулярного компонента при эндопротезировании больных с диспластическим коксартрозом

О. А. Лоскутов

ГУ «Днепропетровская медицинская академия МОЗ Украины»

Loss of anatomical shape of acetabulum under the dysplastic hip arthrosis, presence of defects and segmental bone deficiency in this area cause problems when choosing acetabular cup design. Objective: a comparative biomechanical evaluation of stability of pressing cup fixation and screw in terms of acetabulum segmental defect in patients with dysplastic coxarthrosis for arthroplasty. Methods: we developed a simplified geometric hexadecimal hip model with defects of segmental ter circuit 30°, 60°, 90° and 120°; and finite-element model of «bone – cup – insert – head implant» and estimated stress-strain distribution under axial load of 1000 N. Results: in the case of pressing cups and screw fixation, provided segmental defect up to 30°, the maximum stress in the bone bed is close to that of a healthy joint. This provides a higher quality cup screws initial stability. Given segmental defects of acetabulum 60°, 120° and 90° to reduce stress-strain distribution in bones must perform free plastic and bone screws to apply the cup. Use of pressing cups, with segmental defects over 60° is problematic. Conclusions: both types of fixing cup endoprosthesis provide stress-strain distribution similar to that of a healthy joint. The presence of segmental defect up to 30° did not significantly affect the stiffness and strength of the pelvic bone when using screws cup. Given the short-circuit defect 30° to 60° there is the threat of cracking. If the size of the defect exceeds 60°, significantly increases the risk of destruction circuit. Cup, pressed as compared to screws, moving under a static load of 1000 H. Key words: dysplastic coxarthrosis, hip replacement, segmental acetabular defects stress-strain distribution, finite element method.

Втрата анатомічної форми кульшової западини (КЗ) за умов диспластичного коксартрозу, наявність сегментарних дефектів і дефіцит кісткової тканини в цій ділянці зумовлюють проблеми під час вибору конструкції ацетабулярного компонента ендопротеза. Мета: провести порівняльне біомеханічне оцінювання стабільності фіксації чашок, які запресовують і загвинчують, в умовах сегментарного дефекту КЗ у хворих на диспластичний коксартроз у разі ендопротезування. Методи: розроблено спрощену геометричну модель кульшового суглоба з сегментарними дефектами КЗ 30°, 60°, 90° та 120°; а також кінцево-елементні моделі системи «кісткова тканина – чашка – вкладиш – головка ендопротеза» та оцінено напружено-деформований стан (НДС) за умов осьового навантаження в 1000 Н. Результати: у разі встановлення чашок, які запресовуються та загвинчуються, за умов сегментарного дефекту КЗ менше ніж 30° максимальне напруження кісткової тканини ложа наближається до показників здорового суглоба. При цьому загвинчувана чашка забезпечує якіснішу первинну стабільність. За умов сегментарних дефектів КЗ 60°, 90° та 120° для зниження рівня НДС кістки необхідно виконати вільну кісткову пластику і застосувати загвинчувані чашки. Використання чашок, що запресовуються, за умов сегментарних дефектів понад 60° проблематично. Висновки: обидва типи фіксації чашок ендопротезів забезпечують НДС кісткової тканини, близький до показників у здоровому суглобі. Наявність сегментарного дефекту розміром до 30° значно не впливає на жорсткість і міцність тазової кістки в разі використання загвинчуваної чашки. За умов дефектів КЗ від 30° до 60° з'являється загроза виникнення тріщин. Якщо розмір дефекту перевищує 60°, значно збільшується ризик деструкції КЗ. Чашка, що запресовується, порівняно із загвинчуваною, більш рухома під дією статичного навантаження в 1000 Н. Ключові слова: диспластичний коксартроз, ендопротезування, сегментарні дефекти кульшової западини, напружено-деформований стан, метод кінцевих елементів.

Ключевые слова: диспластический коксартроз, эндопротезирование, сегментарные дефекты вертлужной впадины, напряженно-деформированное состояние, метод конечных элементов

Введение

Изменение анатомической формы вертлужной впадины (ВВ) при диспластическом коксартрозе (ДК), а именно: потеря ее сферичности и глубины, наличие сегментарного дефекта (СД) и дефицита костной ткани, создают много проблем при выборе конструкции ацетабулярного компонента эндопротеза тазобедренного сустава (ЭТС) [1–4].

Анализ данных литературы показал, что после эндопротезирования тазобедренного сустава (ТБС) у больных с сегментарными дефектами ВВ при ДК результаты лечения значительно хуже, чем в случаях эндопротезирования при других нозологических формах патологии ТБС. При этом основной причиной ревизий являются проблемы, связанные с ранней и последующей нестабильностью чашки эндопротеза [5–8].

Дефекты ложа ВВ создают серьезные проблемы при выборе ацетабулярного компонента для эндопротезирования ТБС у больных с ДК, т. к. нет глубоких исследований поведения различных типов бесцементных чашек ЭТС в условиях дефекта ВВ и не оценена стабильность их фиксации в таких условиях.

Именно эти вопросы были и остаются наиболее дискуссионными среди специалистов и обуславливают актуальность проблемы эндопротезирования при ДК, при этом в специальной литературе на многие вопросы найти конкретные ответы сложно.

Цель работы: провести сравнительную биомеханическую оценку стабильности фиксации запрессовываемой и ввинчиваемой чашек в условиях сегментарного дефекта ВВ при эндопротезировании больных с диспластическим коксартрозом.

Материал и методы

Для сравнительного анализа первичной стабильности фиксации ввинчиваемой и запрессовываемой чашек ЭТС разработана упрощенная геометрическая модель ТБС и на ее основе рассмотрены два варианта фиксации путем ввинчивания и запрессовывания титановых чашек одинакового диаметра в ложе ВВ при осевой нагрузке на ТБС 1000 Н [9]. Для оценки степени стабильности их фиксации и микроподвижности при различных СД ВВ разработаны с использованием метода конечных элементов расчетные модели взаимодействия фрагмента кости в области ВВ с ацетабулярным компонентом, который за-

прессовывается или ввинчивается, и построена геометрическая конфигурация рассматриваемых систем. При построении модели выбраны объемные тетраэдральные десятиузловые конечные элементы с характерным размером ребра 3 мм [9].

Проведена оценка напряженно-деформированного состояния (НДС) костных тканей ВВ здорового ТБС, а также при установке различных видов ацетабулярных компонентов в условиях СД при действии осевой нагрузки в 1000 Н.

При выполнении расчетов упругих постоянных для полиэтилена, спонгиозной и субхондральной кости были приняты следующие значения модуля упругости: 0,5; 0,03; 12 ГПа соответственно [10, 11].

Для расчета НДС костных тканей ВВ при эндопротезировании ТБС использованы физико-механические свойства материалов имплантата: 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).

Таким образом, для оценки НДС системы «кость – имплантат» в случае действия статической нагрузки 1000 Н, направление которой соответствует положению пациента стоя, разработана расчетная модель многокомпонентной системы «костная ткань – чашка – вкладыш – головка эндопротеза» с учетом неоднородности тазовой кости, способа обработки и вида фиксации применяемого ацетабулярного компонента.

Результаты и их обсуждение

Исследование НДС костной ткани ВВ для запрессовываемого и ввинчиваемого ацетабулярных компонентов эндопротеза ТБС показало, что характер нагруженности тканей тазовой кости незначительно изменяется по сравнению с костью здорового ТБС (таблица).

При эндопротезировании ТБС рассмотрены фазы послеоперационного процесса, различающиеся по уровню восстановления костной ткани: первичной стабильности (послеоперационная), регенерации костного дефекта и полного восстановления (вторичной стабильности) [12] в случаях различных СД ВВ.

На рис. 1 приведено распределение напряжений в субхондральной ткани тазовой кости с СД ВВ с углом $\alpha = 30^\circ$ после установки ЭТС с ввинчиваемой и запрессовываемой чашками.

Таблица

**Значения максимальных напряжений
в тканях тазовой кости в зоне вертлужной впадины
при отсутствии сегментарного дефекта**

Ацетабулярный компонент	Значения максимальных напряжений в тканях тазовой кости, МПа	
	субхондральная	спонгиозная
Нормальный сустав	16,24	0,09
Запрессовываемый	16,38	0,14 (0,23 *)
Ввинчиваемый	14,04	0,20 (0,56 *)

* Локальный концентратор напряжений.

В случае имплантации запрессовываемой чашки максимальное напряжение в субхондральной костной ткани составило 51,4 МПа, ввинчиваемой — 45,1 МПа.

На рис. 2 приведено распределение напряжений в спонгиозной ткани вертлужной впадины после имплантации запрессовываемой и ввинчиваемой чашек. Анализ результатов показывает, что при установке ввинчиваемой чашки напряженное состояние в спонгиозной ткани тазовой кости наиболее приближено к состоянию здорового сустава. В целом значения напряжений в костной ткани при установке запрессовываемого имплантата не превышают уровень 1,3 МПа, ввинчиваемого — 0,82 МПа. При этом необходимо отметить, что максимальные напряжения — это напряжения в локальных местах контакта чашек со спонгиозной костной тканью, которые не оказывали влияния на прочность тазовой кости в целом.

НДС субхондральной костной ткани в фазе полного восстановления и регенерации костного дефекта для обоих типов чашек приведено на рис. 3. Распределения напряжений и их максимальные значения в субхондральной ткани при установке обоих типов чашек незначительно отличаются от показателей здорового сустава.

На рис. 4 показаны распределения напряжений на стадии полного восстановления для спонгиозной костной ткани, которая в этот период не является несущим элементом. За исключением локальных концентраторов напряжений, возникающих вследствие локальных контактов костной ткани с чашкой и не являющихся опасными, НДС также незначительно отличается от распределения напряжений в здоровом суставе.

Таким образом, к моменту завершения реабилитации пациента максимальные напряжения, возникающие при установке имплантата как с запрессовываемой, так и ввинчиваемой чашками приближаются к значениям для здорового ТБС.

Кроме того, изменения напряжений в субхондральной и спонгиозной тканях кости, полученные при СД ВВ с углом $\alpha = 30^\circ$ на стадии полного восстановления, совпадают с результатами расчета напряжений в случае эндопротезирования ТБС, когда нет СД ВВ (рис. 3, 4).

Оценка качества фиксации эндопротезов проведена на основе анализа смещения свода ВВ. Известно, что качество первичной фиксации ацетабулярного компонента имеет значительное влияние как на время, так и на условия реабилитации пациента. При большой подвижности имплантата могут постоянно возникать условия для разрывов регенерируемой ткани в местах сопряжения с имплантатом, что накладывает более жесткие ограничения на сроки нагрузки на конечность.

На рис. 5 для различных фаз послеоперационного процесса показаны перемещения (x , мм) для случая установки в ВВ с СД ($\alpha = 30^\circ$) имплантатов с ввинчиваемой и запрессовываемой чашками. Пунктирной линией отмечено перемещение свода ВВ здорового сустава.

Из анализа результатов расчета следует, что ввинчиваемая чашка обеспечивает более качественную первичную стабильность эндопротеза при СД ВВ ($\alpha = 30^\circ$) по сравнению с запрессовываемым имплантатом, который имеет значительно больший уровень подвижности чашки.

Проведены исследования распределения НДС в тканях тазовой кости при фиксации ацетабулярного компонента путем ввинчивания в ВВ, которая имеет СД с углом $\alpha = 60^\circ$ (рис. 6, а) и $\alpha = 90^\circ$ (рис. 6, б).

Для наглядности на рис. 7 показаны дооперационная и фазы восстановления субхондральной костной ткани ВВ (рис. 7, б–г) при эндопротезировании ТБС с сегментарным дефектом ($\alpha = 60^\circ$) с использованием ввинчиваемой чашки.

Послеоперационный период характеризуется острым реактивным асептическим воспалением тканей в области оперативного вмешательства, связанным с установкой ввинчиваемого имплантата. В случае наличия СД происходит разделение субхондральной костной ткани стенок ВВ на отдельные фрагменты, которые на рис. 7, б обозначены разными оттенками. При увеличении размера СД количество отдельных фрагментов стенок ВВ увеличивается до двух.

На рис. 8 показано напряженное состояние костной ткани тазовой кости в послеоперационном периоде при действии вертикальной силы 1000 Н для случаев установки имплантата в ВВ с СД ($\alpha = 60^\circ$).

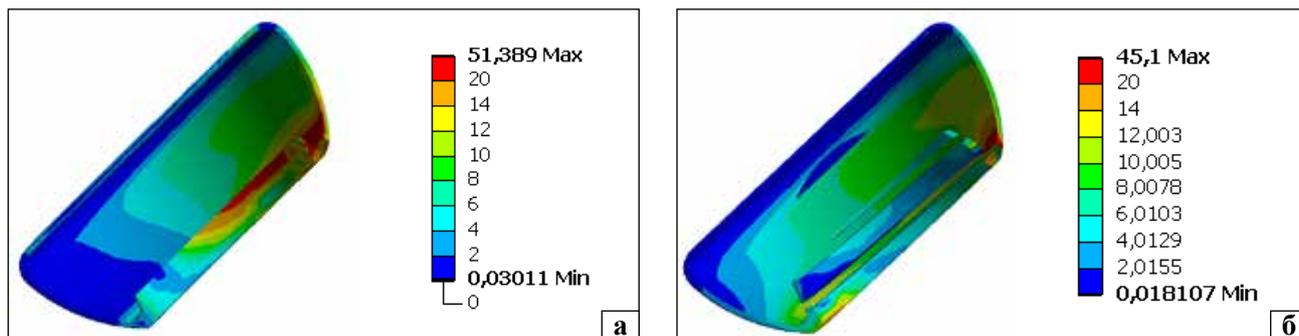


Рис. 1. Распределение напряжений в субхондральной ткани тазовой кости с сегментарным дефектом вертлужной впадины ($\alpha = 30^\circ$) после имплантации запрессовываемой (а) и ввинчиваемой (б) чашек

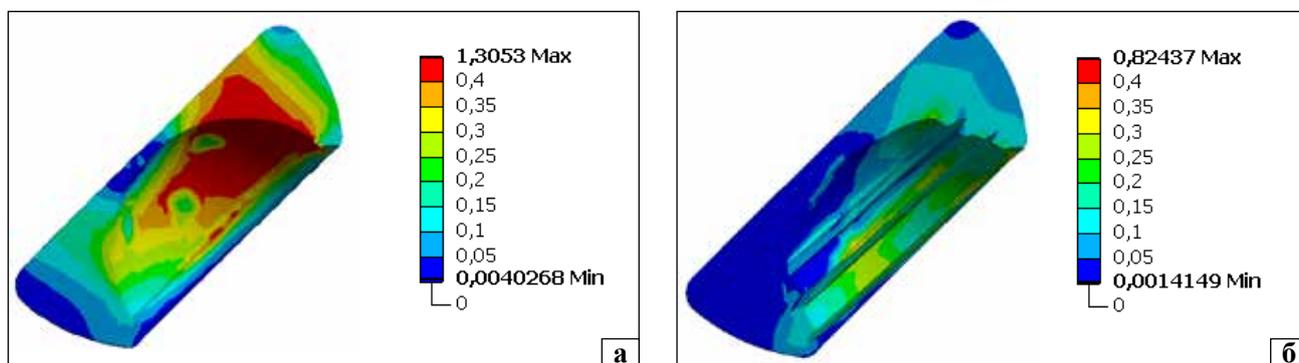


Рис. 2. Распределение напряжений в спонгиозной ткани тазовой кости при сегментарном дефекте ВВ ($\alpha = 30^\circ$) после имплантации запрессовываемой (а) и ввинчиваемой (б) чашек

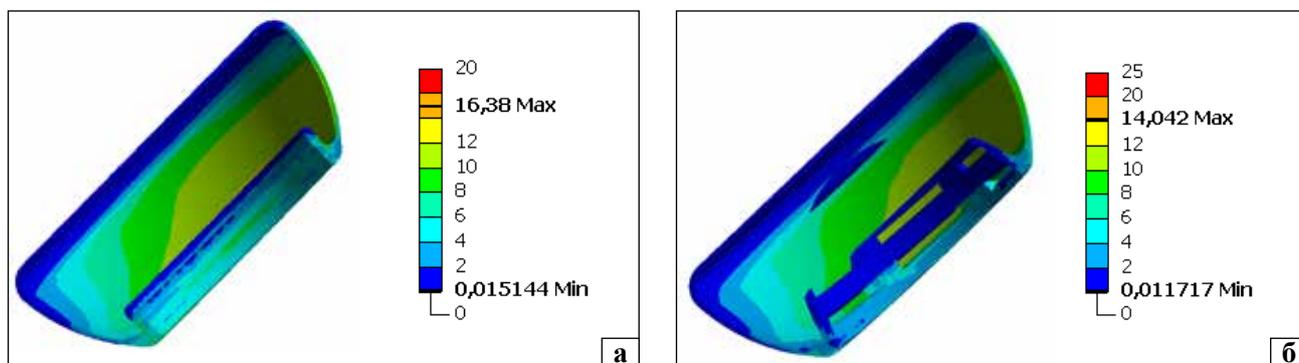


Рис. 3. Распределение напряжений в субхондральной ткани тазовой кости с СД ВВ ($\alpha = 30^\circ$) на стадии полного восстановления: имплантация запрессовываемого (а) и ввинчиваемого (б) компонентов

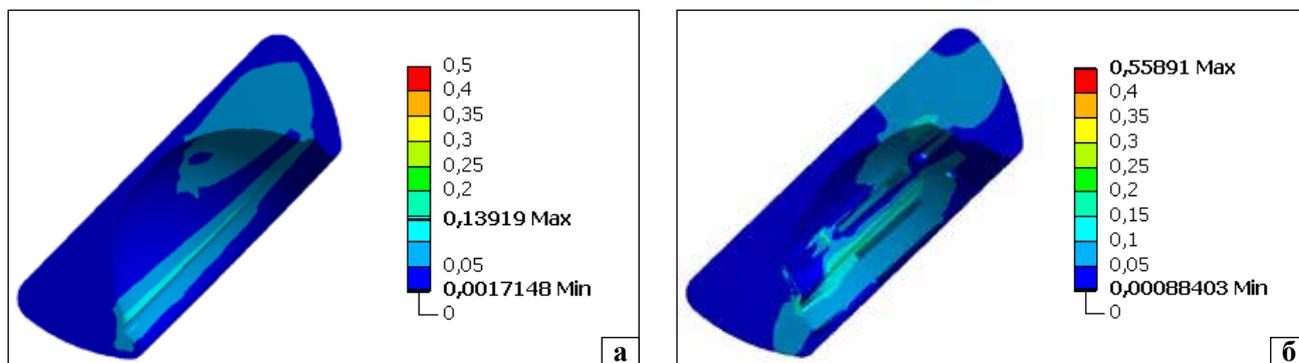


Рис. 4. Распределение напряжений в спонгиозной ткани тазовой кости с СД ВВ ($\alpha = 30^\circ$) на стадии полного восстановления: запрессовываемый (а) и ввинчиваемый (б) имплантаты

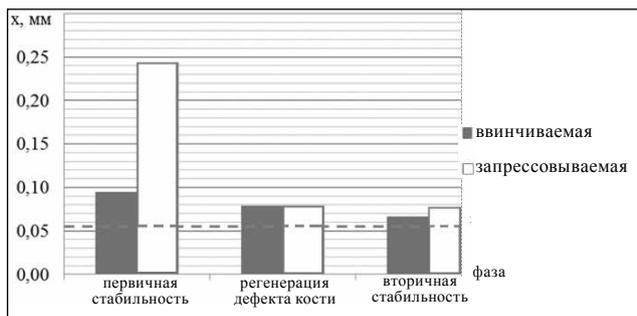


Рис. 5. Диаграмма перемещений свода ВВ с сегментарным дефектом ($\alpha = 30^\circ$) для случая установки в нее ввинчиваемой и запрессовываемой чашек эндопротеза тазобедренного сустава

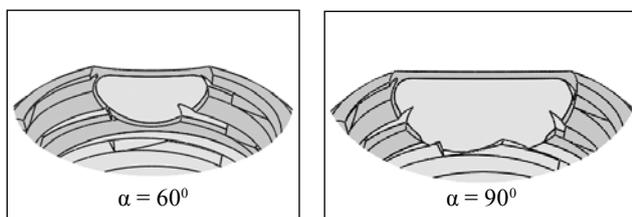


Рис. 6. Сегментарные дефекты ВВ тазовой кости (темным цветом обозначена субхондральная ткань, светлым — спонгиозная)

Анализ полученных результатов показал, что при наличии в ВВ СД $\alpha = 60^\circ$ сразу после установки ацетабулярного компонента существенно повышается напряжение на локальных участках как спонгиозной, так и субхондральной кости по сравнению с напряжениями в кости здорового ТБС. Наличие дефекта характеризуется разрушением и отсутствием в зоне СД ВВ субхондральной ткани стенок, что нарушает равномерную передачу нагрузки от имплантата на несущую субхондральную ткань тазовой кости. Локально значения напряжений в субхондральной ткани достигают 71,6 МПа, в спонгиозной — 7,92 МПа.

Концентратор напряжений в спонгиозной ткани (рис. 10, а) не представляет угрозы, т. к. он возникает локально и локальные разрывы ткани в случае их возникновения не окажут существенного влияния на несущую способность

тазовой кости и первичную стабильность фиксации чашки. В то же время концентратор напряжений в субхондральной ткани (рис. 9, б) может способствовать образованию трещин в тазовой кости. Таким образом, при наличии СД ВВ с углом $\alpha = 60^\circ$ фаза реабилитации больных при эндопротезировании ТБС более продолжительная по времени, чем при отсутствии дефектов.

На момент завершения фазы регенерации дефекта кости происходит ремоделирование ее в стенках ВВ, оставленных резьбовыми выступами корпуса чашки при установке имплантата. На рис. 10 для указанной фазы показано распределение напряжений костной ткани тазовой кости. Восстановление стенок ВВ путем выполнения костной пластики СД понижает уровень НДС как спонгиозной, так и субхондральной костной ткани.

На рис. 11 приведена диаграмма перемещений центра головки эндопротеза, характеризующих прогибы свода ВВ в процессе реабилитации пациента при СД ($\alpha = 60^\circ$) в зависимости от течения послеоперационного процесса при использовании ввинчиваемой чашки. При анализе результатов увеличение перемещений при действии постоянной силы интерпретировалось как уменьшение жесткости тазовой кости.

Из вышеприведенного видно, что полное восстановление костной ткани после установки ввинчиваемой чашки позволяет практически достигнуть жесткости тазовой кости, которая соответствует показателю здорового сустава (сравнение столбцов 1 и 4 на рис. 11). Сразу после операции наблюдается уменьшение показателя кости (сравнение столбцов 1 и 2), затем его увеличение на момент завершения фазы регенерации (сравнение столбцов 2, 3 и 4).

В случае использования запрессовываемой чашки эндопротеза при СД с углом $\alpha = 60^\circ$ из-за значительных перемещений свода ВВ невозможно оценить распределения напряжений тканей тазовой кости (нет сходимости итерационного процесса решения задачи).

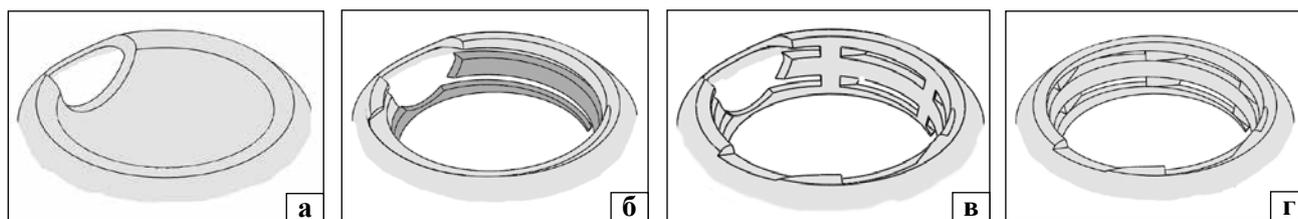


Рис. 7. Фазы восстановления субхондральной кости ВВ при эндопротезировании ТБС с СД ВВ ($\alpha = 60^\circ$): а) дооперационное состояние; б) фаза первичной стабильности; в) конец фазы регенерации дефекта кости; г) фаза вторичной стабильности

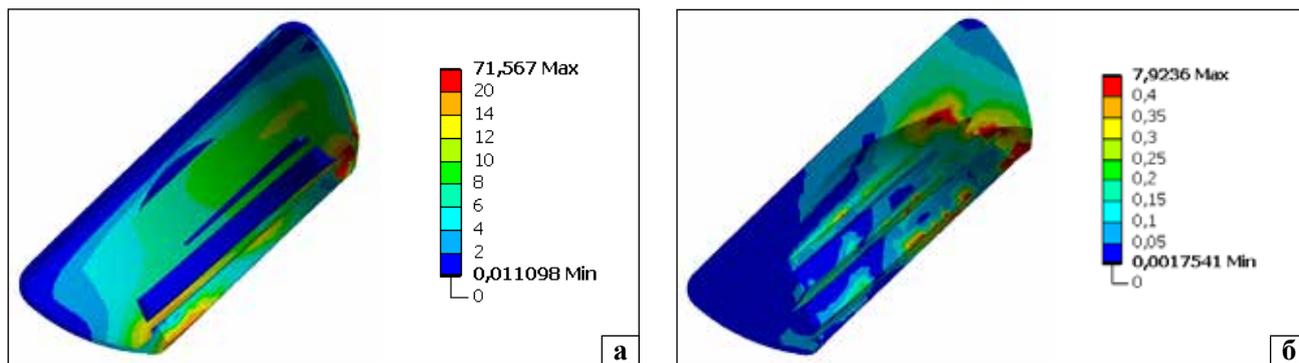


Рис. 8. Послеоперационное состояние тазовой кости с винчивающимся имплантатом при наличии СД ВВ ($\alpha = 60^\circ$): субхондральная (а) и спонгиозная (б) ткани

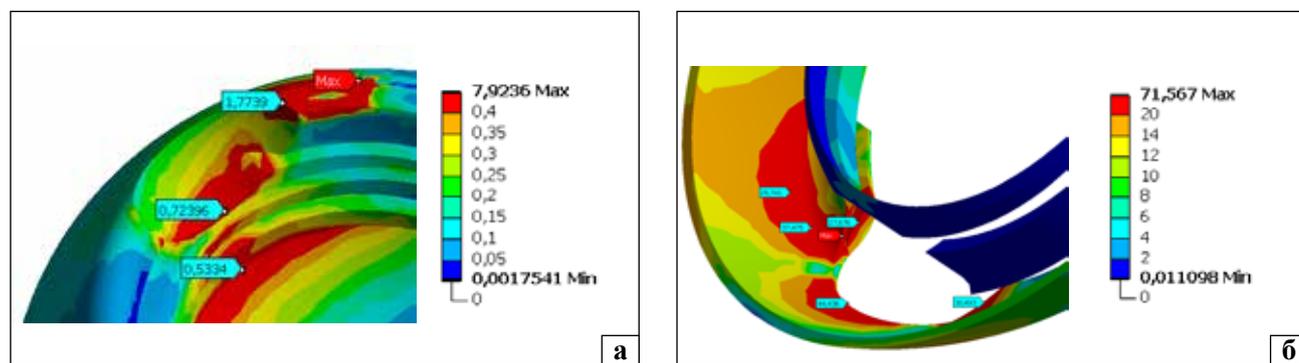


Рис. 9. Места концентрации напряжений в тазовой кости с винчивающимся имплантатом при дефекте ВВ ($\alpha = 60^\circ$) в послеоперационном периоде: спонгиозная (а) и субхондральная (б) ткани

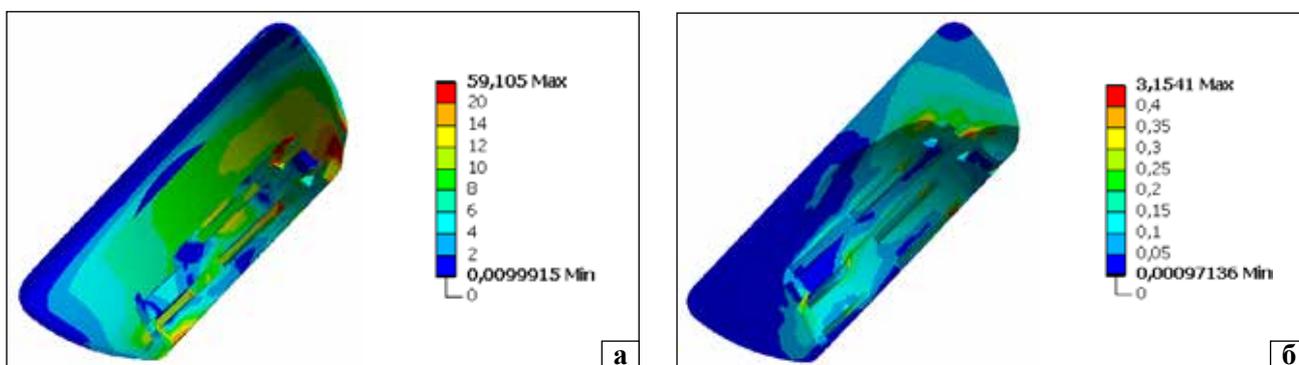


Рис. 10. Состояние тазовой кости с винчивающейся чашкой при СД ВВ ($\alpha = 60^\circ$) по завершению фазы регенерации кости: субхондральная (а) и спонгиозная (б) ткани



Рис. 11. Диаграмма перемещений центра головки эндопротеза ТБС в процессе реабилитации пациента при наличии СД ($\alpha = 60^\circ$) после установки винчиваемой чашки

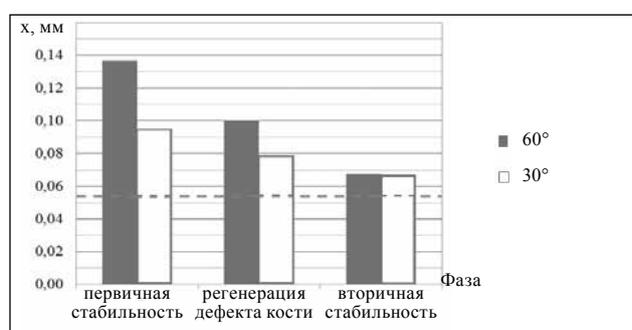


Рис. 12. Диаграмма прогиба свода ВВ в процессе реабилитации пациента при наличии СД ($\alpha = 60^\circ$) и ($\alpha = 30^\circ$)

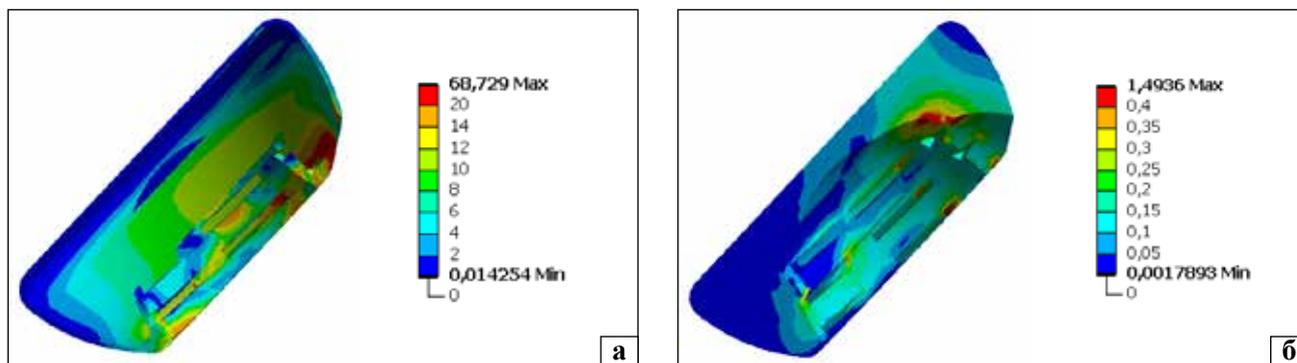


Рис. 13. Состояние тазовой кости с ввинчивающейся чашкой при СД ($\alpha = 90^\circ$) по завершению фазы регенерации костного дефекта: субхондральная (а) и спонгиозная (б) ткани

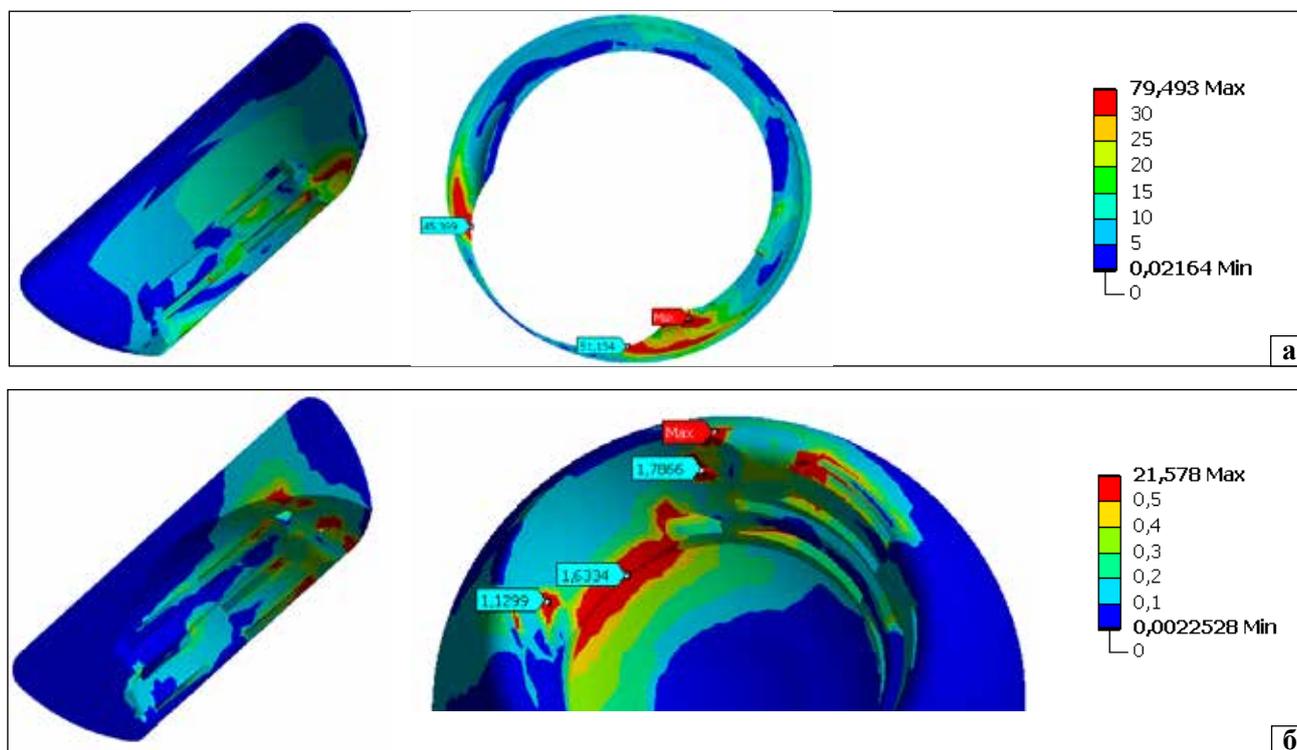


Рис. 14. Распределение напряжений в субхондральной (а) и спонгиозной (б) ткани тазовой кости с ввинчиваемой чашкой при сегментарном дефекте с углом $\alpha = 120^\circ$ по завершению фазы регенерации костного дефекта

Таким образом, использование эндопротеза с запрессовываемой чашкой при сегментарном дефекте вертлужной впадины с углом α большим или равным 60° весьма проблематично, т. к. для получения надежной первичной стабильности данного типа чашки необходимо применение объемных цельных трансплантатов, их фиксация винтами для восстановления полноценной сферы ВВ и обеспечение эффекта запрессовывания чашки с последующим длительным периодом реабилитации для полной регенерации трансплантата в зоне дефекта вертлужной впадины, о чем свидетельствуют и многочисленные данные литературы.

На примере дефектов ВВ, составляющих $\alpha = 30^\circ$ и $\alpha = 60^\circ$, можно наблюдать (рис. 12), как с увеличением размера сегментарного дефекта после эндопротезирования ТБС с использованием ввинчиваемой чашки в фазах первичной и вторичной стабильности увеличиваются прогибы свода ВВ относительно показателей для здорового сустава (пунктирная линия).

Приведенная зависимость прогибов от фаз реабилитации больных после эндопротезирования ТБС отражает закономерность уменьшения жесткости тазовой кости при увеличении объема ее СД и коррелирует с полученными ранее результатами о состоянии костных тканей на основе

анализа их напряженного состояния в процессе восстановления.

Рассмотрен СД, составляющий угол $\alpha = 90^\circ$ (рис. 6, б), когда размер дефекта приводит к образованию разрыва по всей высоте в стенке субхондральной ткани ВВ. При таком дефекте наблюдается дальнейшее повышение НДС в костной ткани в области СД (рис. 13) по сравнению со случаем СД кости при $\alpha = 60^\circ$ (рис. 11). Концентратор напряжений в спонгиозной ткани не учитывали, т. к. он возникает локально вследствие контактного взаимодействия с краем пера чашки и на прочность тазовой кости не влияет.

Рассмотрен сегментарный дефект ВВ с углом $\alpha = 120^\circ$ и определены напряжения (МПа) в субхондральной (рис. 14, а) и спонгиозной (рис. 14, б) костной тканях по завершению фазы регенерации костного дефекта при действии вертикальной нагрузки 1000 Н с использованием ввинчиваемой чашки.

Как видно из приведенных результатов, по завершению фазы регенерации дефекта получен высокий уровень напряжений как в субхондральной, так и в спонгиозной костной тканях.

Таким образом, с увеличением размера СД ВВ при ДК наблюдается повышение общего уровня напряжений как в субхондральной, так и спонгиозной костной тканях в области дефекта ВВ. Анализ полученных результатов показал, что при размерах дефектов, превышающих 30° (дефект становится глубже одного резьбового выступа ввинчиваемой чашки), происходит существенное нарушение целостности стенки ВВ, что может привести к возникновению и распространению трещин в субхондральной ткани тазовой кости в области дефекта.

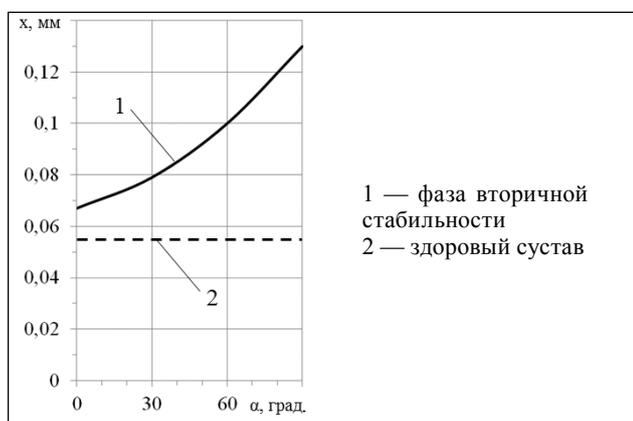


Рис. 15. График перемещения свода ВВ в зависимости от размера СД в фазе вторичной стабильности чашки

На рис. 15 показана зависимость перемещений свода ВВ под действием вертикальной нагрузки от величины СД (α) на стадии позднего заживления для ввинчиваемой чашки. По мере роста размера дефекта происходит увеличение перемещения, а когда угол выше 60° , оно становится в 2 раза большим по сравнению со здоровым суставом.

Выводы

Установлено, что при имплантации как ввинчиваемой, так и запрессовываемой чашек при сегментарных дефектах меньше 30° в фазе вторичной стабильности распределение напряжений в костных тканях тазовой кости практически одинаково. Оба типа фиксации чашек эндопротезов обеспечивают НДС костной ткани, которое соизмеримо с показателем для тазовой кости здорового сустава.

Прочность фиксации ввинчиваемой чашки в послеоперационном периоде сравнима с прочностью ее фиксации на фазе позднего заживления и имплантации в ВВ, не имеющую СД.

Анализ уровней перемещений свода ВВ и характера распределения напряжений в тканях тазовой кости при эндопротезировании ТБС с использованием ввинчиваемой чашки показал, что наличие сегментарного дефекта размером до $\alpha = 30^\circ$ не оказывает значительного влияния на жесткость и прочность тазовой кости. При дефектах, величина которых лежит в пределах от 30° до 60° , появляется угроза возникновения трещин. При дефектах, превышающих 60° , существенно повышается риск разрушения ВВ, ослабленной операцией эндопротезирования.

Запрессовываемая чашка в большей степени, чем ввинчиваемая, подвержена подвижности под действием статической нагрузки в 1000 Н, направление которой соответствует положению пациента стоя. Использование эндопротеза с запрессовываемой чашкой при сегментарном дефекте ВВ с углом большим или равным 60° весьма проблематично.

Конфликт интересов. Автор декларирует отсутствие конфликта интересов.

Список литературы

1. Загородний Н. В. Эндопротезирование тазобедренного сустава. Основы и практика: руководство / Н. В. Загородний. — М. : ГЭОТАР-Медиа, 2011. — 704 с.
2. Филиппенко В. А. Эндопротезирование тазобедренного сустава / В. А. Филиппенко, Н. А. Корж. — Х. : Коллегиум, 2015. — 219 с.
3. Cementless total hip arthroplasty in patients with high congenital hip dislocation / A. Eskeilinen, I. Helenius, V. Remes [et al.] //

- J. Bone Joint Surg. Am. — 2006. — Vol. 88 (1). — P. 80–91. — DOI: 10.2106/JBJS.E.00037.
4. Біомеханічне та математичне обґрунтування передумов розвитку асептичної нестабільності тотального безцементного ендопротеза кульшового суглоба / Г. В. Гайко, В. М. Підгаєцький, О. М. Сулима [та ін.] : мат. наук.-практ. конф. з міжнар. участю [«Актуальні проблеми ендопротезування»]. — Вінниця, 2008. — С. 23–24.
 5. Ошибки и осложнения после первичного эндопротезирования тазобедренного сустава, их профилактика и лечение / В. А. Танькут, В. А. Филиппенко, А. В. Танькут, О. А. Подгайская : мат. наук.-практ. конф. з міжнар. участю [«Актуальні питання протезування суглобів»]. — Київ, 2013. — С. 93–95.
 6. Hailer N. P. Uncemented and cemented primary total hip arthroplasty in the Swedish Hip Arthroplasty Register / N. P. Hailer, G. Garellick, J. Karrholm // Acta Orthop. Scand. — 2010. — Vol. 81 (1). — P. 34–41. — DOI: 10.3109/17453671003685400.
 7. Total hip arthroplasty for adult hip dysplasia / B. A. Rogers, S. Garbedian, R. A. Kuchinad [et al.] // J. Bone Joint Surg. Am. — 2012. — Vol. 94 (19). — P. 1809–1821. — DOI: 10.2106/JBJS.K.00779.
 8. Total hip arthroplasty in patients with high dislocation: a concise follow-up, at minimum of fifteen years, of previous reports / G. Hartofilakidis, T. Karachalios, G. Georgiades, G. Kourlaba // J. Bone Joint Surg. Am. — 2011. — Vol. 93 (17). — P. 1614–1618. — DOI: 10.2106/JBJS.J.00875.
 9. Оценка первичной стабильности запрессовываемого и ввинчиваемого ацетабулярных компонентов при эндопротезировании тазобедренного сустава / О. А. Лоскутов, Н. Е. Науменко, А. Е. Лоскутов [и др.] // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2017. — № 1. — С. 92–97. — DOI: 10.15674/0030-59872017192-97.
 10. Лоскутов А. Е. Эндопротезирование тазобедренного сустава / под ред. проф. А. Е. Лоскутова. — Днепропетровск : Лира, 2010. — 344 с.
 11. 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.
 12. 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, K. Dai [et al.] // J. Bone Joint Surg. — 2013. — Vol. 95-B (9). — P. 1178–1183. — DOI: 10.1302/0301-620X.95B9.31398.

Статья поступила в редакцию 18.05.2017

BIOMECHANICAL RATIONALE FOR ACETUBALAR COMPONENT SELECTION FOR TOTAL HIP REPLACEMENT IN PATIENTS WITH DYSPLASTIC COXARTHROSIS

O. A. Loskutov

SE «Dnipropetrovsk Medical Academy of Health Ministry of Ukraine»

✉ Oleg Loskutov, PhD: oleg.orten@mail.ru