

УДК 616.728.2-089.843:615.461]-06(045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-598720184107-114>

Закрытие дефекта капсулы тазобедренного сустава пропиленовой сеткой. Клинико-биомеханическое исследование

С. О. Масленников¹, С. П. Панченко², М. Л. Головаха¹

¹ Запорожский государственный медицинский университет. Украина

² ГБУЗ «Приднепровская государственная академия строительства и архитектуры», Днепр. Украина

Dislocation of the femoral component of the endoprosthesis is one of the most common complications after hip total arthroplasty. The best way of prevention is to prevent the development of primary instability. Even with the proper positioning of endoprosthesis components, there are dislocations associated with the weakness or defect of the capsular-connective structures of the joint. Today, a lot of ways have been developed to strengthen and restore the posterior structures of the capsule of the hip joint with the help of auto and allomaterials, differing in the method of fixation and physical and chemical characteristics. The paper proposes a method of restoring and strengthening the posterior structures of the capsule using polypropylene mesh implants. Objective: to construct a model of the hip joint capsule after capsulotomy with the help of the specialized software program and to determine the hardness of the defect closed with a polypropylene mesh. Methods: the study was made in a software complex based on the finite element method. A calculation model was constructed consisting of capsule and endoprosthesis femoral head. Two methods of sewing the dissected capsule were studied: seam thread and polypropylene mesh. In the control model, the capsule was not fixed. Results: pictures of the distribution of stress-strain state in the system «endoprosthesis – joint capsule» were obtained. Conclusions: under the conditions of the kinematic loading of the model, the smallest sizes of the capsule cut opening are in case of its closure with the mesh. In the case of thread, they were 8.5 % higher. The values of equivalent stresses in the model with the mesh were the largest: in the capsule of the joint by 23.8 %, the endoprosthesis head — by 60.4 % compared with the thread fixation. The obtained results indicate that the mesh model is more rigid. Key words: endoprosthesis, hip joint, modeling, biomechanics, polypropylene.

Вивих стегнового компонента ендопротеза є одним із найчастіших ускладнень тотального ендопротезування кульшового суглоба. Крайнім варіантом його профілактики є запобігання розвитку первинної нестабільності. Існують випадки, коли навіть за умов правильного встановлення компонентів ендопротеза виникають вивихи, пов'язані зі слабкістю або дефектом капсульно-зв'язкового апарата. Сьогодні розроблено безліч способів зміцнення та відновлення задніх структур капсули кульшового суглоба за допомогою ауто- й аломатеріалів, що розрізняються за методикою фіксації та фізико-хімічними характеристиками. У роботі запропоновано спосіб відновлення та зміцнення задніх структур капсули кульшового суглоба за допомогою сітчастих імплантатів на основі поліпропілену. Мета: за допомогою спеціалізованого програмного забезпечення побудувати модель капсули кульшового суглоба після капсулотомії та визначити жорсткісні можливості дефекту, закритого поліпропіленою сіткою. Методи: дослідження виконано в програмному комплексі, заснованому на методі скінчених елементів. Побудовано розрахункову модель, яка складалася з капсули та головки ендопротеза. Вивчено два способи зашивання розсіченої капсули: вузловими швами ниткою та поліпропіленою сіткою. У контрольній моделі капсулу не фіксували. Результати: отримані картини розподілу напружено-деформованого стану в системі «головка ендопротеза – капсула суглоба». Висновки: за умов кінематичного навантаження моделі найменші величини розкриття розрізу капсули в разі його закриття сіткою. У випадку використання нитки вони виявилися вищими на 8,5 %. Величини еквівалентних напружень у моделі з сіткою були найбільшими: у капсулі суглоба на 23,8 %, головці ендопротеза — на 60,4 % порівняно з фіксацією ниткою. Отримані результати свідчать, що жорсткішою є модель з сіткою. Ключові слова: ендопротез, кульшовий суглоб, моделювання, біомеханіка, поліпропілен.

Ключевые слова: ендопротез, тазобедренный сустав, моделирование, биомеханика, полипропилен

Введение

Вывих бедренного компонента эндопротеза является одним из самых частых осложнений тотального эндопротезирования тазобедренного сустава (ТБС). Различают множество факторов развития вывихов, объединенных в три основные категории: пациентозависимые, имплантозависимые и связанные с оперативной техникой [1]. Лучшим вариантом «лечения» вывиха бедренного компонента эндопротеза является предотвращение развития первичной нестабильности [2, 3]. Однако существуют случаи, когда даже при правильной установке компонентов эндопротеза возникают вывихи, вызванные слабостью или дефектом капсульно-связочного аппарата. Например, при повторных ревизионных операциях, последствиях тяжелых травм проксимального отдела бедра возникает необходимость иссечения массивно разросшихся рубцовых тканей, диспластических изменений или после операций с удлинением конечности и т. д. Особо актуальным вопрос восстановления капсульно-связочного аппарата является для людей с избыточным весом, у которых из-за большого отложения жировой ткани во время приседания возникает механическая помеха и создается дополнительная точка фиксации. Вокруг нее возникает сила, которая может быть значительной и в некоторых случаях достигать 20 % веса тела [4]. Это меняет кинематику движений при полном сгибании и увеличивает риск вывиха головки из чашки эндопротеза (рис. 1).

При задне-латеральном доступе тщательное восстановление задних структур капсулы и внешних ротаторов (сухожилия *m. piriformis*) не рассасывающимися нитями является одним из главных,

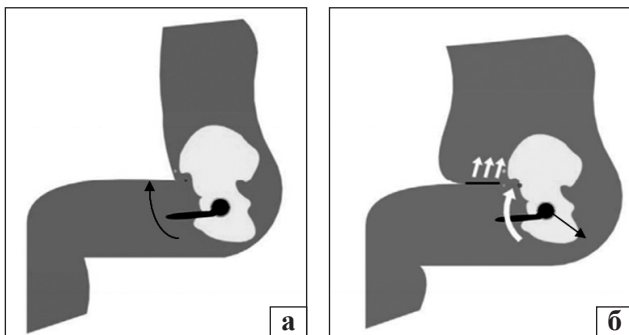


Рис. 1. Схема кинематики движения эндопротеза тазобедренного сустава: а) момент максимального сгибания у пациента, без ожирения; б) возникновение дополнительной точки фиксации с последующим крутящим моментом головки протеза приводит к заднему вывиху бедра при ожирении [11]

но не всегда выполнимых, условий. Многие авторы утверждают, что восстановление мягких тканей или, по крайней мере, сохранение их при помощи модифицированных доступов значительно сокращает частоту возникновения вывихов головки эндопротеза ТБС. Установлено, что при задне-латеральном доступе без восстановления мягких тканей риск возникновения вывиха в 8,21 раза выше, чем при их реконструкции [5]. Кроме того, доказана прямая зависимость стабильности эндопротеза от толщины капсулы ТБС: при толщине в 1 мм она выдерживает в 2 раза меньшие нагрузки, приводящие к вывиху, чем при в 3,5 мм и в 3 раза меньшие, при 6 мм [6]. Следует также отметить, что наложение швов даже в случае значительных повреждений капсулы продольным разрезом успешно восстанавливает стабильность в пределах примерно 10 % от базового уровня. Таким образом, доказанная значимость реконструкции и укрепления структур капсульно-связочного аппарата становится в один ряд с такими методами профилактики развития вывихов эндопротеза ТБС, как тщательное предоперационное планирование, правильная установка компонентов и ведение пациентов в послеоперационном периоде.

В настоящее время разработано множество способов укрепления и восстановления задних структур капсулы ТБС при помощи ауто- и алломатериалов, различающихся и по методике фиксации, и по характеристикам самих материалов, которые наравне с преимуществами обладают и рядом недостатков, будь то дороговизна производства или специальная подготовка хирурга и т. п. Нами предложен способ восстановления и укрепления задних структур капсулы ТБС при помощи сетчатых имплантатов на основе полипропилена. Суть этого способа заключается в том, что после установки всех компонентов эндопротеза ТБС в проекции дефекта капсулы на внешнюю ее поверхность накладывают полипропиленовую сетку, подшивая ее края к свободным краям капсулы. Таким образом, формируется механическая «заплата» дефекта, выступающая в качестве плато для образования прочного фиброзного рубца. Данный способ не требует значительных финансовых затрат, особых навыков хирурга, а его безопасность и биоинертность материала подтверждены в экспериментах на животных с помощью методов гистологии (исследования проведены в соответствии с Законом Украины «О научной и научно-технической деятельности» и конвенции Совета Европы

«О защите позвоночных животных, используемых для экспериментальных и других научных целей», Страсбург 1985 г.). Также в ходе экспериментального исследования получены физико-механические данные (модуль упругости Юнга, коэффициент Пуассона) полипропиленовой сетки с интегрированными в нее мягкими тканями, что было использовано при построении компьютерной модели и в дальнейших расчетах.

Цель работы: при помощи специализированного программного обеспечения построить модель капсулы тазобедренного сустава после капсулотомии и определить жесткостные возможности дефекта, закрытого полипропиленовой сеткой.

Материал и методы

Исследование выполнено в программном комплексе, основанном на методе конечных элементов. Для рационального использования ресурсов электронной вычислительной машины построена расчетная модель, состоявшая только из капсулы и головки эндопротеза. Кости, формирующие ТБС, не воспроизводили, а их наличие учитывали путем приложения соответствующих граничных условий — запрещались перемещения краев капсулы во всех направлениях.

Модель капсулы соответствовала анатомическим размерам капсулы взрослого человека. Учитывая, что капсула повторяет контуры головки

и шейки бедренной кости и имеет форму цилиндрического рукава, прикрепляясь к краям вертлужной впадины таза и межвертельной линии (рис. 2, а), ее моделировали в виде полого цилиндра длиной 12 см с толщиной стенки 3 мм (рис. 2, б) [7]. Учитывая, что во время движений поверхность головки эндопротеза воздействует на капсулу, то для соблюдения условий взаимодействия между ними диаметр головки и внутренний диаметр цилиндра были одинаковыми и составляли 36 мм [8]. С учетом указанной толщины стенки капсулы наружный диаметр цилиндра был равен 42 мм. Для снижения количества конечных элементов модели рассматривали только 1/2 цилиндра (рис. 2, в).

В отношении модели головки заметим, что жесткость ее значительно выше, чем у капсулы. Кроме того, эндопротез не является непосредственно исследуемым объектом. Поэтому с целью снижения общего количества конечных элементов в модели головку эндопротеза ТБС моделировали в виде полого шара с наружным диаметром 36 мм и внутренним 34 мм (рис. 3).

Для приложения нагрузки к головке эндопротеза, которая и передается на капсулу, к шару прикреплен прямоугольный элемент с размерами поперечного сечения 1×1 см. Взаимодействие между шаром и внутренней поверхностью цилиндра осуществлялось через контактную пару средствами программного комплекса.

В данной работе исследовано два способа ушивания капсулы: узловыми швами и полипропиленовой сеткой, которая закрывала дефект капсулы и фиксировалась к ней по всему периметру через всю толщину капсульно-связочного аппарата при помощи нити «Викрил». Таким образом, построены две расчетные модели, имеющие одинаковую геометрию, но отличавшиеся способом закрытия рассеченной капсулы. Кроме того, использована дополнительная контрольная модель тех же размеров, в которой разрез не ушивали.

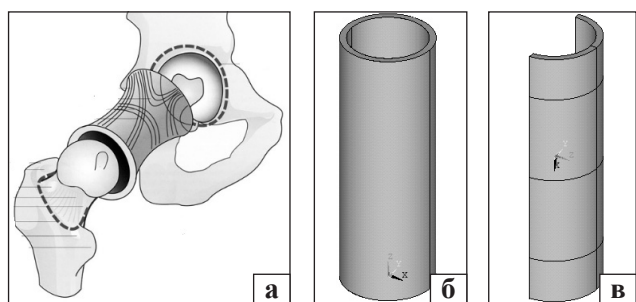


Рис. 2. Схема капсулы ТБС (а) и элемент «капсула» компьютерной модели системы «капсула – головка эндопротеза ТБС» (б, в)

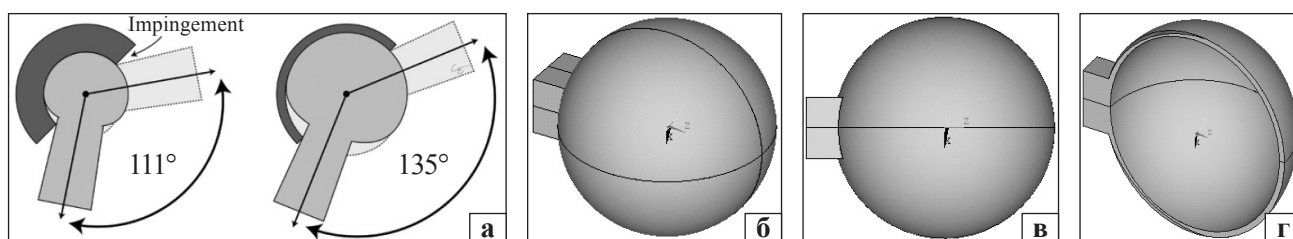


Рис. 3. Схема расположения головки эндопротеза в ацетабулярном компоненте (а) и элемент «головка эндопротеза» компьютерной модели системы «капсула – головка ТБС» (б–г)

Капсулотомию моделировали в виде рассечения нулевой толщины, вдоль образующей цилиндра, т. е. вдоль модели капсулы. Длина рассечения составила 8 см. Располагался разрез симметрично по высоте цилиндра, поэтому отступы от верхнего и нижнего основания модели составили по 2 см.

Фиксирующие элементы (нитка и сетка) также моделировали в соответствии с реальными размерами (рис. 4, а, б): диаметр нитки 0,5 мм, диаметр нитки в сетке 0,5 мм, размер ячеек 2×2 мм.

Физико-механические свойства элементов модели задавались такими: для капсульно-связочного аппарата модуль упругости Юнга — 150 МПа, коэффициент Пуассона — 0,25. Свойства головки эндопротеза были выбраны из соображений высокой жесткости по сравнению с жесткостью капсулы и составили $2 \cdot 10^5$ МПа и 0,25 соответственно. Для нитки и сетки упругие свойства предполагались одинаковыми и соответствовали: модуль Юнга — 17,2 МПа, коэффициент Пуассона 0,25. Однако предварительный расчет показал, что воспроизведение реальной сетки ячеечной структуры создает большое количество дополнительных элементов в модели (линии и поверхности), которым присваивается нумерация. Это в свою очередь, приводит к существенному потреблению ресурсов компьютера. Поэтому модель сетки была заменена на фрагмент цилиндрической поверхности (рис. 4, в) с габаритными размерами сетки и толщиной, совпадающей с диаметром нитки. Указанная замена потребовала пересчета модуля упругости, который составил 1,72 МПа. Заметим, что построение сетки в виде сплошной поверхности является правомерным, т. к. отличие указанных объектов существует только на микроуровне (наличие или отсутствие ячеек). За счет определения нового модуля упругости для сплошной поверхности отличий в поведении моделей сетки (ячеечная или сплошная структура) при ее нагружении не будет. Следовательно, воздействие на капсулу со стороны модели сетки в виде сплошной поверхности будет таким же, как и при воспроизведении ее ячеечной структуры.

Ушивание дефекта моделировали наложением швов и сетки. Швы накладывались шагом 1 см с отступом от краев разреза по 1 см, поэтому общее количество швов составило 7 (рис. 6, б). Отступы от оси разреза также составляли по 1 см. Сетка накладывалась по размерам рассечения, т. е. 8 см — вдоль линии разреза, с отступами по 2,5 см — от его оси (рис. 6, в). Соединение сетки и поверхности капсулы осуществлялось цилиндрическими элементами, которые моделировали пришивание. Их размеры и свойства соответствовали параметрам нитки, которой пришивают сетку к капсуле, а располагались они с шагом 1 см по периметру сетки.

Взаимодействие фиксирующих элементов и капсулы осуществлялось также путем создания контактной пары.

Для исследования жесткости ушивания рассечения различными способами к прямоугольному элементу модели головки прикладывали кинематическую нагрузку — фиксированное перемещение. Вектор приложения нагрузки был направлен по нормали к линии рассечения (образующей цилиндра). Учитывая, что наиболее опасным является действие нагрузки на центр разреза, то предполагалось расположение головки симметрично по отношению к линии разреза — как по длине, так и относительно оси.

Величина перемещения головки эндопротеза в направлении разреза составляла $1/4$ ее диаметра — 9 мм. Поскольку при всех одинаковых условиях отличие между моделями состоит только в способах фиксации, то для сравнения их эффективности, величины нагрузок могут быть выбраны произвольно.

Капсулу закрепляли по всей плоскости верхнего и нижнего основания: запрещались перемещения во всех направлениях, что имитировало присоединение капсулы к костной поверхности. Кроме того, на грани, расположенные со стороны отброшенной части цилиндра, накладывали соответствующие граничные условия, обеспечивающие их неподвижность в направлении вектора нагрузки.

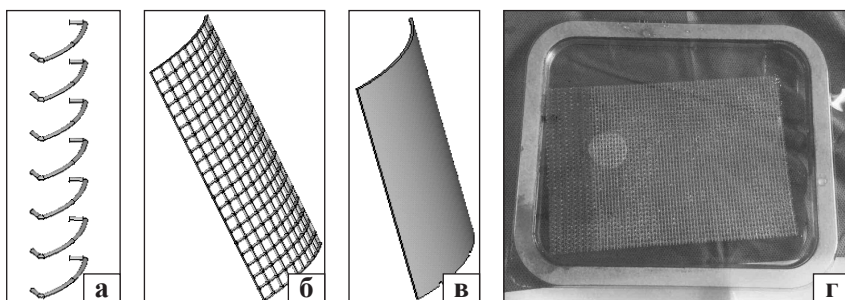


Рис. 4. Элементы компьютерной модели «узловой шов» (а), «пропиленовая сетка» (б, в), использованная в эксперименте пропиленовая сетка (г)

Деление на конечные элементы выполнено генератором сеток программного комплекса. Типом элемента выбран SOLID. Размер конечного элемента задавался на линиях объектов и изменялся от 0,25 до 1,0 мм. Созданная контактная пара «капсула – головка эндопротеза ТБС» предполагала отсутствие трения.

Результаты и их обсуждение

Выполнены расчеты и получены картины распределения напряженно-деформированного состояния в системе «капсула – головка эндопротеза ТБС». Для оценки жесткости способа закрытия капсулы в качестве основных характеристик выбраны величины раскрытия разреза и напряжения, возникающие в капсуле сустава. Дополнительно исследованы напряжения в головке.

Отметим, что в работе выполнен кинематический расчет, направленный на исследование жесткости фиксации. Поскольку задавали одинаковую величину смещения головки для всех моделей, то раскрытие разреза также может оказаться равным или близким по значениям. Показателем же жесткости будут величины напряжений, возникающих в модели, т. к. более жесткая модель больше сопротивляется прикладываемым нагрузкам, что и проявляется в увеличении напряжений.

Расчеты показали, что при заданной схеме нагружения, наибольшие перемещения возникают в центре разреза, т. е. в месте воздействия головки эндопротеза на капсулу. При этом максимальная величина перемещения возникает не на линии разреза, а смещается от него в окружном направлении, что связано с деформацией капсулы. Поэтому эта величина не является основным показателем раскрытия. Таким образом, для оценки величины раскрытия будем использовать перемещения точек, расположенных на линии разреза внутри ($\delta_{\text{вн}}$) и снаружи ($\delta_{\text{сн}}$) капсулы.

В табл. 1 приведены величины максимальных перемещений (δ_{max}), возникающих в капсуле в зависимости от способа ушивания разреза, которые направлены в сторону раскрытия, т. е. по окруж-

ности цилиндра. Кроме того, показаны перемещения точек, расположенных на поверхности разреза в этом же направлении ($\delta_{\text{вн}}$, $\delta_{\text{сн}}$), т. е. отклонения краев разреза от его линии.

Как видно из табл. 1, значения перемещений на краях разреза внутри и снаружи капсулы отличаются. Причем величина перемещения снаружи больше, чем на внутренней поверхности, т. е. происходит разворот краев разреза. Картина разворота показана на рис. 5.

Наименьшие перемещения (5,85 мм) в направлении раскрытия получены в случае фиксации разреза сеткой. При закреплении ниткой эта величина была равной 6,35 мм, что оказалось на 8,5 % больше. Наибольшие перемещения (6,97 мм) получены у контрольной модели (без фиксации), которые превышали показатели в случае использования нитей и сетки на 19,1 и 9,8 % соответственно. В отношении величин отклонения можно заметить, что у модели фиксации сеткой они оказались наименьшими как на внутренней, так и на внешней стороне, а их разница составила 1,56 мм. В случае использования нитки отклонение было большим на 8,7 % с внутренней стороны и на 5,6 % — с внешней при разнице в 1,34 мм. В контроле величины отклонения были наибольшими и превышали показатели для модели с сеткой на 17,2 и 21,9 % соответственно, с ниткой — на 7,8 и 15,4 %. Разница в отклонениях для контрольной модели — 2,36 мм.

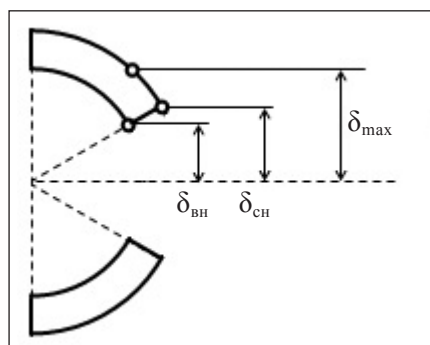


Рис. 5. Схема расположения точек капсулы с наибольшими перемещениями

Таблица 1
Величины перемещений и напряжений в системе «капсула – головка эндопротеза ТБС»

Фиксация	Перемещение, мм			Напряжение σ_{Miz} , МПа	
	δ_{max}	$\delta_{\text{вн}}$	$\delta_{\text{сн}}$	капсула	головка
Без закрытия капсулотомии (контрольная модель)	6,97	5,79	6,97	20,9	27,4
Ушивание дефекта узловыми швами	6,35	5,37	6,04	26,9	54,5
Закрытие дефекта пропиленовой сеткой	5,85	4,94	5,72	33,3	87,4

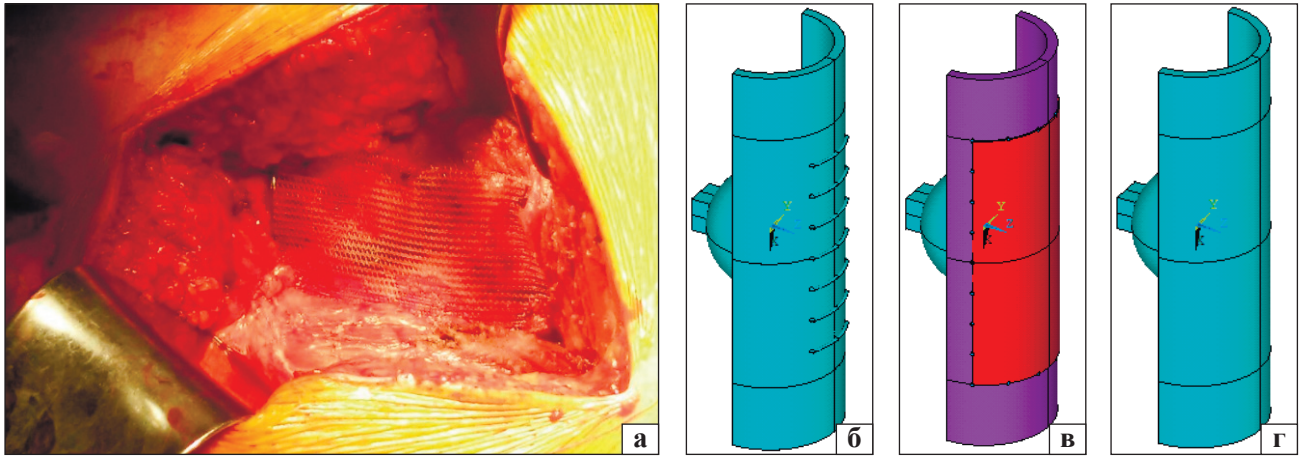


Рис. 6. Полипропиленовая сетка, имплантированная для закрытия капсульного дефекта (а); компьютерные модели системы «капсула – головка эндопротеза ТБС» с закрытием дефекта капсулы узловым швом (б); пропиленовой сеткой (в) и без закрытия (г)

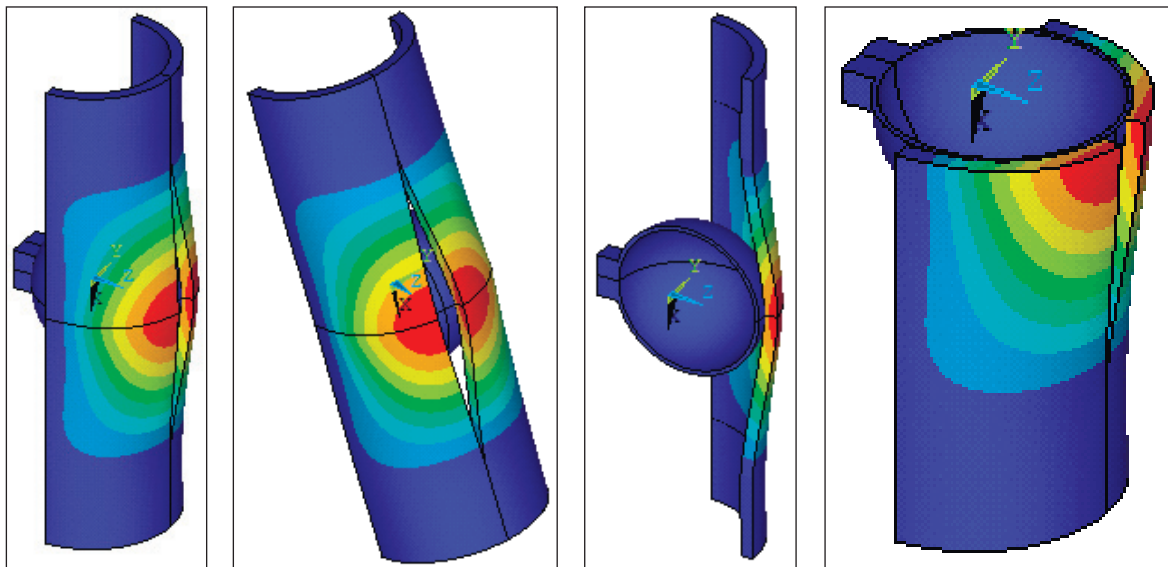


Рис. 7. Картина распределения деформаций в модели «капсула – головка эндопротеза ТБС»

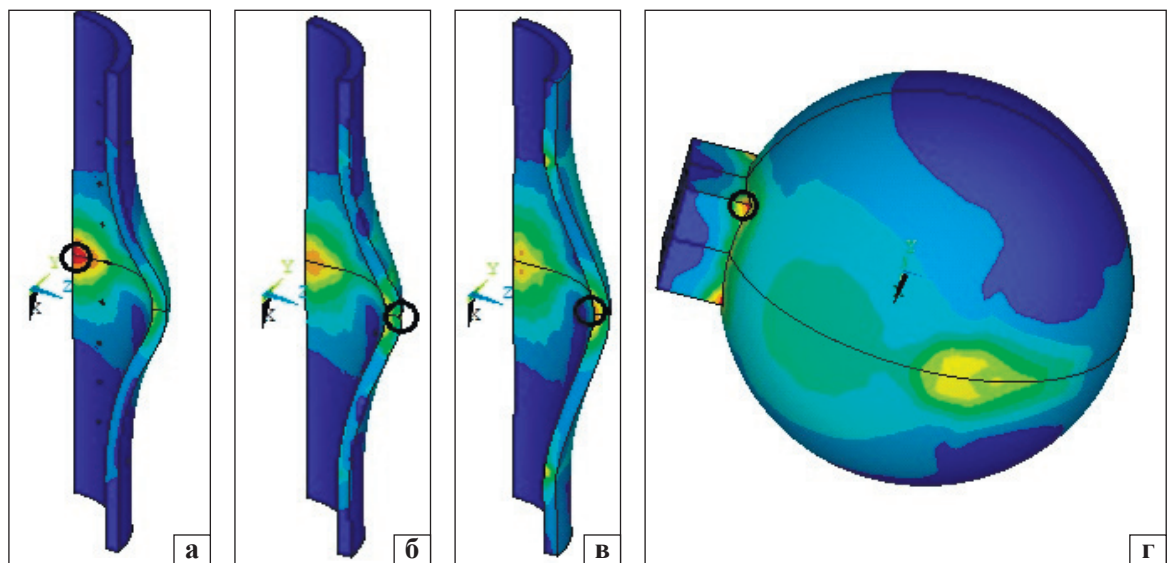


Рис. 8. Картина распределения напряжений в модели «капсула – головка эндопротеза ТБС»: а, б, в) в капсуле; г) в головке

Таблица 2

Величины раскрытия разреза в зависимости от модели фиксации

Фиксация	Перемещения, мм		
	Δ_{\max}	$\Delta_{\text{ш}}$	$\Delta_{\text{сн}}$
Без закрытия капсулотомии (контрольная модель)	13,94	11,58	13,94
Ушивание дефекта узловыми швами	12,70	10,74	12,08
Закрытие дефекта пропиленовой сеткой	11,70	9,88	11,44

Учитывая, что δ — это отклонение точек капсулы от оси разреза, Δ — полное раскрытие, соответственно, определяется из соотношения:

$$\Delta = 2 \cdot \delta. \quad (1)$$

Полные величины раскрытий приведены в табл. 2.

Для визуализации расчетов на рис. 7 показаны картины распределения перемещений в модели в окружном направлении. Даны виды в полном объеме (рис. 7, а, б), а также в продольном (рис. 7, в) и поперечном (рис. 7, г) сечениях по отношению к линии разреза. При этом показаны только капсула и головка эндопротеза без фиксирующего элемента. Заметим, что характер распределения указанных перемещений одинаковый независимо от модели фиксации, поэтому на рис. 7 в качестве примера показан вид модели без фиксации разреза.

Для оценки напряженного состояния системы «капсула – головка эндопротеза ТБС» выбраны величины эквивалентных по Мизесу напряжений.

Из табл. 1 видно, что наибольшие напряжения (33,3 МПа) в капсуле возникают при фиксации сеткой на линии пересечения поперечной плоскости симметрии модели и продольной грани капсулы с внутренней стороны (рис. 8, а). В случае закрепления ниткой указанные напряжения были на 19,2 % меньше и составили 26,9 МПа. Возникли они также в поперечной плоскости симметрии модели, но в центре разреза с наружной стороны (рис. 8, б). Наименьшие напряжения (20,9 МПа) получены в контроле на 37,2 % меньше, чем в модели с сеткой, на 22,3 % — с ниткой. Появлялись эти напряжения в центре разреза, с внутренней стороны модели (рис. 8, в).

Величины максимальных напряжений в головке эндопротеза распределялись между моделями аналогичным образом: наибольшие выявлены в модели с сеткой — 87,4 МПа, на 37,6 % меньшие — в модели с ниткой. Показатели в контроле были снижены по сравнению с применением сетки и нитки на 68,6 и 49,7 % соответственно. Возникли указанные напряжения в точке соединения шара головки с параллелепипедом (рис. 8, г),

т. е. в концентраторе напряжений, чем и объясняется их величина.

Как указывалось выше, при кинематическом расчете распределение напряжений указывает на характеристики жесткости рассматриваемых моделей. Чем выше напряжения при одинаковых условиях нагружения, тем более жесткой является модель. Полученные результаты показывают, что с точки зрения жесткости фиксации более предпочтительной является модель с сеткой.

Выводы

При кинематическом нагружении модели наименьшие величины раскрытия разреза получены при его закреплении сеткой, а в случае использования нитки они оказались выше на 8,5 %.

Величины эквивалентных напряжений и в капсуле сустава, и в головке эндопротеза в модели с сеткой оказались наибольшими. При этом в капсуле они оказались на 23,8 % большими, а в головке — на 60,4 %, по сравнению с моделью с ниткой.

Полученные результаты указывают, что из рассмотренных вариантов фиксации более жесткой является модель с сеткой.

Применение пропиленовой сетки для закрытия и укрепления задних структур ТБС способствует удержанию в чашке головки эндопротеза, что может быть дополнительным фактором для снижения риска развития ее вывиха.

Конфликт интересов. Авторы декларируют отсутствие конфликта интересов.

Список литературы

1. Sanchez-Sotelo J. Epidemiology of instability after total hip replacement / J. Sanchez-Sotelo, D. J. Berry // *Orthopedic Clinics of North America*. — 2001. — Vol. 32 (4). — P. 543–552.
2. Does surgical approach affect total hip arthroplasty dislocation rates? / M. S. Kwon, M. Kuskowski, K. J. Mulhall [et al.] // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. — 2006. — Vol. 447. — P. 34–38. — DOI: 10.1097/01.blo.0000218746.84494.df.
3. Browne J. A. Surgical technique: a simple softtissue-only repair of the capsule and external rotators in posterior-approach THA / J. A. Browne, M. W. Pagnano // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. — 2012. — Vol. 470 (2). — P. 511–515. — DOI: 10.1007/s11999-011-2113-6.
4. Abdomen-thigh contact forces during functional reaching tasks in obese individuals / B. Singh, T. D. Brown, J. J. Callaghan, H. J. Yack : the 34th Annual Meeting of the American

- Society of Biomechanics, Providence, RI. August 18–21 2010.
5. Modified posterior approach to total hip arthroplasty to enhance joint stability / Y. S. Kim, S. Y. Kwon, D. H. Sun [et al.] // *Clinical Orthopaedics and Related Research*. — 2008. — Vol. 466 (2). — P. 294–299. — DOI: 10.1007/s11999-007-0056-8.
 6. The effect of posterolateral reconstruction on range of motion and muscle strength in total hip arthroplasty / T. Yamaguchi, M. Naito, I. Asayama [et al.] // *Journal of Arthroplasty*. — 2003. — Vol. 18 (3). — P. 347–351. — DOI: 10.1054/arth.2003.50060.
 7. Менщикова Т. И. Использование метода УЗИ для оценки структурного состояния тазобедренного сустава у больных с различными стадиями коксартроза / Т. И. Менщикова, О. К. Чегуров, И. Н. Менщиков // *Международный журнал прикладных и фундаментальных исследований*. — 2017. — № 1–1. — С. 42–46.
 8. Head size in primary total hip arthroplasty / G. Tsikandylakis, M. Mohaddes, P. Cnudde [et al.] // *EFORT Open Reviews*. — 2018. — Vol. 3 (5). — P. 225–231. — DOI: 10.1302/2058-5241.3.170061.
 9. Чижев Д. В. Полипропиленовые материалы в хирургии грыж брюшной стенки (экспериментально-клиническое исследование): дис. ... д-ра мед. наук / Д. В. Чижев. — М., 2016. — 351 с.
 10. The pros and cons of using larger femoral heads in total hip arthroplasty / P. Rathi, G. C. Pereira, M. Giordani, P. E. Di Cesare // *The American Journal of Orthopedics*. — 2013. — Vol. 42 (18). — P. E53–E59.
 11. Elkins J. M. Biomechanics of failure modalities in total hip arthroplasty / J. M. Elkins // *Iowa Research online*. — 2013.

Статья поступила в редакцию 01.11.2018

CLOSURE OF THE HIP JOINT CAPSULE DEFECT WITH A PROPYLENE MESH. CLINICAL AND BIOMECHANICAL RESEARCH

S. O. Maslennikov ¹, S. P. Panchenko ², M. L. Golovakha ¹

¹ Zaporizhzhia State Medical University. Ukraine

² SHEI «Pridneprovskaya State Academy of Civil Engineering and Architecture», Dnipro. Ukraine

✉ Sergey Maslennikov: travmatology1@i.ua

✉ Sergey Panchenko: serpanko@mail.ru

✉ Maksym Golovaha, MD, Prof. in Traumatology and Orthopaedics: golovaha@ukr.net