

УДК: [539.4:678.742.3]:616.728.2-089.168

## ОЦІНКА ЕФЕКТИВНОСТІ ФІКСАЦІЇ РОЗРІЗУ КАПСУЛИ КУЛЬШОВОГО СУГЛОБА ПОЛІПРОПІЛЕНОВОЮ СІТКОЮ

**С.П. Панченко<sup>1</sup>**,  
канд. техн. наук, доцент

**С.О. Масленников<sup>2</sup>**,  
асистент

**М.Л. Головаха<sup>2</sup>**,  
д-р .мед. наук, професор

<sup>1</sup>*Державний вищий навчальний заклад «Придніпровська державна академія  
будівництва та архітектури»  
вул. Чернишевського 24а, Дніпро, Україна, 49600*

<sup>2</sup>*Запорізький державний медичний університет  
проспект Маяковського 26, Запоріжжя, Україна, 69035*

Виконується оцінка ефективності закриття дефекту капсули кульшового суглоба поліпропіленовою сіткою на підставі аналізу напружено-деформованого стану моделей фіксації розрізу системи «капсула-головка ендопротеза».

**Ключові слова:** капсула, кульшовий суглоб, ендопротез, напружено-деформований стан, модель, метод скінчених елементів

**Вступ.** Вивих стегнового компонента ендопротеза є одним з найбільш частих ускладнень ТЕКС (тотальне ендопротезування кульшового суглоба). Розрізняють безліч чинників розвитку вивихів, згрупованих в три основні категорії: пацієнтзалежне, імплантатзалежне і пов'язані з оперативною технікою [1]. Кращим варіантом «лікування» вивиху ТЕКС є запобігання розвитку первинної нестабільності [2, 3]. Однак, існують випадки, коли навіть при правильній установці компонентів ендопротеза виникають вивихи, викликані слабкістю або дефектом капсульно-зв'язкового апарату.

Особливо актуальним питання відновлення капсульно-зв'язкового апарату є для людей з ожирінням, яке клінічно характеризується відкладенням жиру в різних частинах тіла, в тому числі в області стегон, передньої черевної стінки. В цьому випадку, через надмірне відкладення жирової тканини, під час присідання виникає механічна перешкода і створюється додаткова точка фіксації, в якій виникає сила. Така сила іноді може досягати 20% ваги тіла [4]. Це змінює кінематику рухів при повному згинанні і збільшує ризик вивиху головки ендопротеза з чашки вертлюжної западини (рис. 1).

При задньо-латеральному доступі, ретельне відновлення задніх структур капсули і зовнішніх ротаторів (сухожилля *m.piriformis*) нитками що не розчиняються, є одним з головних умов, але не завжди можливим для виконання. Багато авторів стверджують, що ретельне відновлення структур м'яких тканин або, принаймні, збереження цих структур за

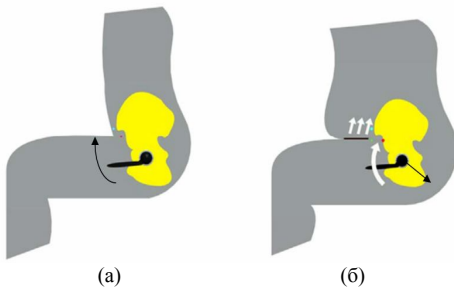


Рис. 1. Схема розвитку вивиху головки ендопротеза кульшового суглоба у пацієнтів з ожирінням: а) схема сагітальній площині у пацієнта, яка не страждає на ожиріння; б) несприятлива кінематика у пацієнта з ожирінням

капсули. Капсула суглоба товщиною 1 мм витримує в 2 рази менші навантаження, що призводять до вивиху, ніж капсула суглоба товщиною в 3,5 мм і в 3 рази менші навантаження при максимальних значеннях товщини капсули – 6 мм [6]. Слід також зазначити, що накладання швів навить при значних пошкодженнях капсули поздовжнім розрізом успішно відновлює стабільність в межах приблизно 10% від базового рівня. Таким чином, доведена значимість відновлення і зміцнення структур капсульно-зв'язкового апарату стає в єдиний ряд з такими методами профілактики розвитку вивихів ендопротеза стегна як ретельне передопераційне планування, вірна установка компонентів і ведення пацієнтів в післяопераційному періоді.

В даний час розроблено безліч способів зміцнення та відновлення задніх структур капсули кульшового суглоба за допомогою ауто- і алломатеріалів, що розрізняються як за методикою фіксації, так і за характеристиками самих матеріалів, які нарівні з перевагами мають і низку недоліків, будь-то дорожнеча виробництва або необхідність особливих навичок оперуючого хірурга і т.п. У даній роботі досліджується спосіб відновлення і зміцнення задніх структур капсули кульшового суглоба за допомогою сітчастих імплантатів на основі поліпропілену. Суть запропонованого способу полягає в тому, що після установки всіх компонентів ендопротеза кульшового суглоба, в проекції дефекту капсули на зовнішню її поверхню накладають поліпропіленову сітку. При цьому її краю підшивають до вільних краях капсули, по всьому її периметру на всю товщу капсули, таким чином, формуючи механічну «латку» дефекту і виступаючи в якості плато для утворення міцного фіброзного рубця. Даний спосіб не вимагає значних фінансових витрат, особливих навичок хірурга і показав переконливі результати гісто-морфологічних досліджень на лабораторних тваринах.

**Мета роботи:** оцінка ефективності використання поліпропіленової сітки для закриття дефекту капсули кульшового суглоба на підставі

допомогою модифікованих доступів значно скорочує частоту виникнення вивихів, пов'язаних з задньо-латеральним хірургічним доступом. Так, було підраховано, що при зазначеному доступі без відновлення м'яких тканин ризик виникнення вивиху в 8,21 разів вище, ніж при такому ж доступі, але з відновленням м'яких тканин [5]. Крім того, доведено залежність стабільності ендопротеза стегна від товщини

аналізу напружено-деформованого стану моделей ушивання капсули різними способами.

**Матеріали та методи.** Дослідження виконувалось в програмному комплексі, заснованому на методі скінчених елементів. Для раціонального використання ресурсів ЕОМ була побудована розрахункова модель, яка складалася лише з моделі капсули і моделі головки ендопротеза. Кістки, які формують кульшовий суглоб, не моделювалися, а їх наявність враховувалося шляхом накладання відповідних граничних умов: заборонялися переміщення країв капсули у всіх напрямках.

Модель капсули за своїми розмірами відповідала анатомічним розмірам капсули дорослої людини. З огляду на те, що форма капсули повторює контури головки і шийки стегнової кістки і має форму циліндричного рукава, прикріплюючись до країв кульшової западини таза і міжвертельної лінії (рис. 2,(а)), вона моделювалася у вигляді порожнього циліндра з розмірами: довжина 12 см, товщина стінки 3 мм (рис. 2,(б)) [7]. Відносно діаметра циліндра необхідно відзначити наступне. З огляду на те, що під час рухів поверхня головки ендопротеза впливає на капсулу, то для дотримання умов взаємодії між цими елементами, діаметр головки і внутрішній діаметр циліндра мали однаковий розмір, який становив 36 мм [8]. З урахуванням зазначеної товщини стінки капсули, зовнішній діаметр циліндра дорівнював 42 мм. Для зменшення кількості скінчених елементів моделі розглядалася тільки 1/2 циліндра (рис. 2,(в)).

Відносно моделі головки зауважимо, що жорсткість її багато вище, ніж у капсули. Крім того, ендопротез не є безпосередньо досліджуваним об'єктом. Тому з метою зниження загальної кількості скінчених елементів в моделі, головка ендопротеза кульшового суглоба моделювалася у вигляді порожньої кулі, зовнішній діаметр якої, як вказувалося вище, мав розмір 36 мм, а внутрішній – 34 мм, тобто товщина головки складала 1 мм (рис. 3).

Для прикладання навантаження до голівки ендопротеза, яка і передається на капсулу, до кулі прикріплений прямокутний елемент, який мав розміри поперечного перерізу 1х1 см.

Взаємодія між кулею і внутрішньою поверхнею

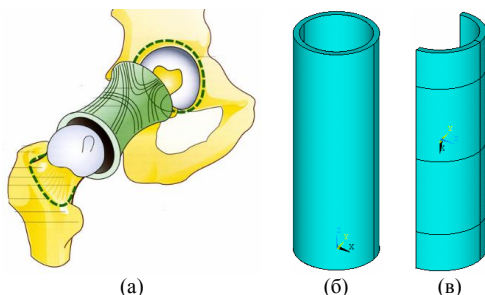


Рис. 2. Схема капсули кульшового суглоба (а); (б), (в) елемент «капсула» комп'ютерної моделі системи «капсула-головка ендопротеза кульшового суглоба»

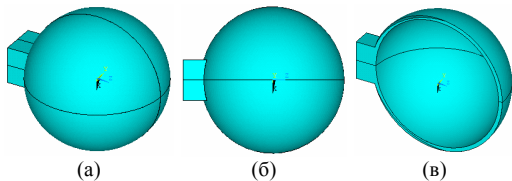


Рис. 3. Модель головки ендопротеза кульшового суглоба: (а) загальний вигляд, (б) вид збоку, (в) вид в розрізі

циліндра здійснювалося шляхом створення контактної пари засобами програмного комплексу.

Зауважимо, що в даній роботі досліджувався два способи ушивання капсули: вузловими швами, а також поліпропіленовою сіткою, яка закривала дефект капсули і фіксувалася до неї по всьому периметру сітки, через всю товщу капсульно-зв'язкового апарату за допомогою нитки «Вікріл». Таким чином, були побудовані дві розрахункові моделі, які мали однакову геометрію, але відрізнялися тільки способом закриття розсіченої капсули. Крім того, побудована додаткова контрольна модель тих же розмірів, але в якій розріз не вшивався.

Капсулотомія моделювалася у вигляді розсічення нульової товщини, уздовж твірної циліндра, тобто вздовж моделі капсули. Довжина розтину – 8 см. Розташовувався розріз симетрично по висоті циліндра, тому відступи від верхньої і нижньої основи моделі склали по 2 см.

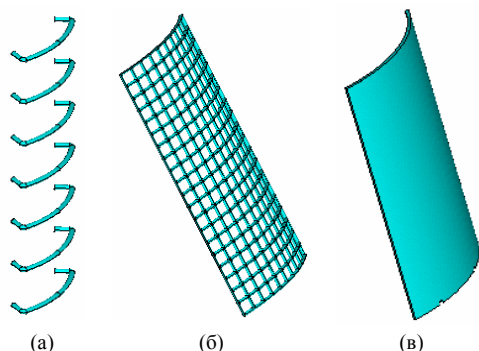


Рис. 4. (а) елемент «вузловий шов», (б)-(в) елемент «пропіленова сітка» комп'ютерної моделі системи «капсула-головка ендопротеза кульшового суглоба»

Фіксуючі елементи (нитка і сітка) також моделювалися відповідно до своїх реальних розмірів (рис. 4, (а), (б)). Діаметр нитки – 0.5 мм, діаметр нитки в сітці – 0.5 мм, розмір комірок – 2x2 мм.

Фізико-механічні властивості елементів моделі задавалися такими. Для капсульно-зв'язкового апарату модуль пружності Юнга – 150 МПа, коефіцієнт Пуассона – 0.25. Властивості головки

ендопротеза були обрані з міркувань високої жорсткості в порівнянні з жорсткістю капсули і склали  $2 \cdot 10^5$  МПа і 0.25, відповідно. Для нитки і сітки пружні властивості передбачалися однаковими і відповідали: модуль Юнга – 17.2 МПа, коефіцієнт Пуассона 0.25. Однак, тут слід зазначити наступне. Попередній розрахунок показав, що моделювання сітки з її реальними розмірами (коміркова структура) створює велику кількість додаткових елементів в моделі (лінії і поверхні), яким присвоюється нумерація. Це в свою чергу, призводить до суттєвого споживання ресурсів комп'ютера. Тому модель сітки була замінена на фрагмент циліндричної поверхні (рис. 4, (в)), габаритні розміри якої відповідали сітці, а товщина збігалася з діаметром нитки. Зазначена заміна потребувала перерахунку пружного модуля, який склав 1.72 МПа. Зауважимо, що моделювання сітки у вигляді суцільної поверхні є правомірним, так як відмінність у будові зазначених об'єктів існує тільки на мікрорівні (наявність або відсутність комірок). На макрорівні, за рахунок визначення нового модуля пружності для суцільної поверхні, відмінності в поведінці моделей сітки

(коміркова або суцільна структура), при її навантаженні, не буде. Отже, вплив на капсулу з боку моделі сітки у вигляді суцільної поверхні буде таким же як і при моделюванні її комірковою структурою.

Ушивання дефекту моделювалося накладенням швів і сітки. Шви накладалися з кроком 1 см з відступом від країв розрізу по 1 см, тому загальна кількість швів склала 7 штук (рис. 5, (б)). Відступи від осі розрізу також складали по 1 см. Сітка накладалася за розмірами розсічення, тобто 8 см – уздовж лінії розрізу, і з відступами по 2.5 см – від його осі (рис. 5, (в)). З'єднання сітки і поверхні капсули здійснювалося циліндричними елементами, які моделювали пришивання. Розміри і властивості циліндричних елементів відповідали розмірам і властивостям нитки, якою здійснюється пришивання сітки до капсулі, а розташовувалися вони з кроком 1 см по периметру сітки.

Взаємодія фіксуючих елементів і капсули здійснювалося також шляхом створення контактної пари.

Для дослідження ефективності ушивання розсічення різними способами до прямокутного елемента моделі головки прикладалася статичне навантаження – у вигляді фіксованої величини сили. Вектор прикладання навантаження був спрямований по нормалі до лінії розсічення (до твірної циліндра). З огляду на те, що найбільш небезпечною є дія навантаження на центр розрізу, то дослідження виконувалося в припущенні, що головка розташовується симетрично по відношенню до лінії розрізу, як по довжині, так і щодо осі.

Величина статичної сили становила 15 кг. Зауважимо, що так як при всіх однакових умовах відмінність між моделями полягає лише в способах фіксації, то для порівняння їх ефективності, величини навантажень можуть бути обрані довільно.

Модель капсули закріплювалася по всій площині верхньої і нижньої основи: заборонялися переміщення у всіх напрямках, що імітувало приєднання капсули до кісткової поверхні. Крім того, до граней, розташованих з боку відкинutoї частини циліндра, накладалися відповідні граничні умови, які забезпечували нерухомість зазначених граней моделі в напрямку вектора навантаження.

Розподіл на скінчені елементи здійснювалося генератором сіток програмного комплексу. Тип елемента обраний SOLID. Розмір скінченного елемента задавався на лініях об'єктів і змінювався від 0.25 до 1.0 мм. Створена контактна пара «капсула-головка ендопротеза кульшового суглоба» передбачала відсутність тертя.

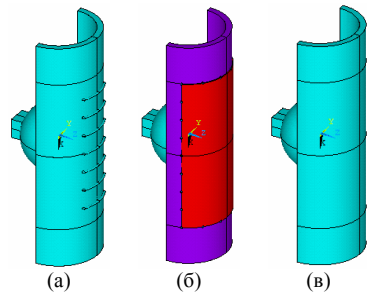


Рис. 5. Комп'ютерна модель системи «капсула-головка ендопротеза кульшового суглоба»: (а) із закриттям дефекту капсули вузловим швом, (б) з закриттям дефекту капсули пропіленою сіткою, (в) без закриття дефекту

**Результати та їх обговорення.** В результаті виконаних розрахунків отримані картини розподілу напружено-деформованого стану в системі «головка-капсула». Для оцінки ефективності способу закриття капсули, в якості основних характеристик, обрані величини розкриття розрізу, а також напруження, що виникають в капсулі суглоба. Додатковою характеристикою обрані напруження в голівці. Отримані результати наведені у відповідних таблицях 1 і 2.

Зауважимо, що в даній роботі виконувався статичний розрахунок, тобто фіксувалася величина прикладеного навантаження. Очевидно, що при фіксованій величині сили у моделей з різною жорсткістю переміщення будуть також різними – чим жорсткіше модель, тим менше переміщення. Тому основним показником такого дослідження є величина розкриття розрізу, а напруження в моделі можна використовувати для додаткової оцінки міцності.

Таблиця 1

Величини переміщень і напружень в системі  
«капсула-головка ендопротеза кульшового суглоба»

Спосіб фіксації	Переміщення в капсулі $\delta$ , мм			Напруження $\sigma_{\text{Міз}}$ , МПа		Переміщення голівки $w$ , мм
	$\delta_{\text{max}}$	$\delta_{\text{вн}}$	$\delta_{\text{сн}}$	Капсула	Головка	
Модель без закриття капсулою (контрольна модель)	3.42	2.87	3.42	10.5	13.6	3.90
Модель системи з закриттям дефекта вузловими швами	1.68	1.43	1.60	8.12	13.8	2.06
Модель системи з закриттям дефекта пропіленою сіткою	1.01	0.86	0.99	7.59	13.5	1.38

Як видно з таблиці 1 значення переміщень на краях розрізу всередині і зовні капсули відрізняються. Причому величина переміщення зовні більше ніж на внутрішній поверхні, тобто відбувається розворот країв розрізу. Картина розвороту показана на рис. 6.

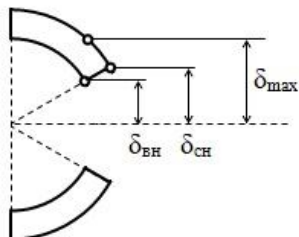


Рис. 6. Розташування точок капсули з найбільшими переміщеннями

Аналіз результатів, наведених у таблиці 1 показав. Найменші переміщення в напрямку розкриття отримані у моделі фіксації розрізу сіткою і склали – 1.01 мм. При фіксації розрізу ниткою ця величина була – 1.68 мм, що виявилось вище на 0.67 мм або 66.3%. Найбільші переміщення отримані у контрольній моделі (без фіксації), які дорівнювали 3.42 мм, і були

більше ніж у моделей з фіксацією нитками і сіткою на 1.74 мм або 103.6%, і 2.41 мм або 238.6%, відповідно.

З огляду на те, що величина  $\delta$  – це відхилення точок капсули від осі розрізу, то відповідно  $\Delta$  – повне розкриття, визначається зі співвідношення  $\Delta = 2*\delta$ , а його величини наведені в таблиці 2.

Таблиця 2

Величини розкриття розрізу в залежності від моделі фіксації

Спосіб фіксації	Переміщення, мм		
	$\Delta_{\max}$	$\Delta_{\text{вн}}$	$\Delta_{\text{сн}}$
Модель без закриття капсулотомії (контрольна модель)	6.84	5.74	6.84
Модель системи з закриттям дефекта вузловими швами	3.36	2.86	3.20
Модель системи з закриттям дефекта пропіленовою сіткою	2.02	1.72	1.98

Відносно величин розкриття можна помітити, що у моделі фіксації сіткою воно виявилось також найменшим як на внутрішній, так і на зовнішній стороні. При цьому різниця в цих величинах дорівнює 0.26 мм. У моделі фіксації ниткою розкриття було вище на 66.3% з внутрішньої сторони і на 61.6% з зовнішньої сторони, а різниця – 0.34 мм. У контрольній моделі величини розкриття були найбільшими і перевищували ці показники на 233.7% з внутрішньої і на 245.5% з зовнішньої сторони для моделі з сіткою, і для моделі з ниткою на 100.7% і 113.8%, відповідно. Різниця в розкриттях для контрольної моделі – 1.10 мм.

На рисунку 7 показані картини розподілу переміщень в окружному напрямку для різних моделей. Для оцінки величин деформації моделей картини показані в однаковому масштабі. Як видно з рисунку найменше розкриття отримано у моделі фіксації сіткою (рис. 7,(а)), при фіксації ниткою – середнє (рис. 7, (б)), а найбільше отримано у моделі без фіксації (рис. 7, (в)).

Для оцінки напруженого стану обрані величини еквівалентних по Мизесу напружень як в капсулі, так і в голівці.

З таблиці 1 видно, що найбільші напруження в капсулі виникають в моделі без фіксації, які за величиною дорівнювали 10.5

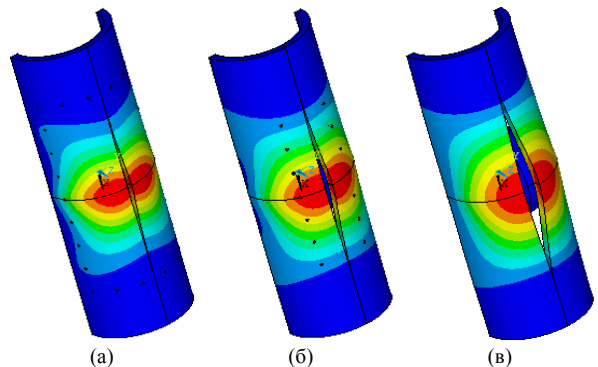


Рис. 7. Розподіл переміщень в капсулі для різних моделей

МПа. При фіксації ниткою ці напруження були на 22.7% менше і склали 8.12 МПа. Найменші напруження виникли в моделі фіксації сіткою (7.59 МПа) і були меншими на 27.7% ніж у контрольній моделі, і на 6.53% ніж у моделі з ниткою. Виникали ці напруження у всіх моделях в точці контакту головки і капсули, тобто в центрі розрізу (рис. 8, (а)).

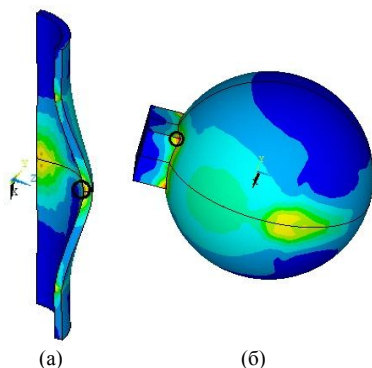


Рис. 8. Розподіл еквівалентних по Мизесу напружень в капсулі (а) і в голівці (б)

Максимальні напруження в голівці за величиною практично не відрізнялися для різних моделей фіксації. Найбільші з цих напружень досягалися у моделі з ниткою і склали 13.8 МПа. У моделі без фіксації напруження були менше на 1.45%. А найменші отримані у моделі з сіткою, які були менше ніж у моделей з фіксацією ниткою і контрольної на 2.17% і 0.74%, відповідно. Виникали зазначені напруження в точці з'єднання кулі головки з параллелепипедом (рис. 8, (б)), тобто в концентраторі напружень, чим і пояснюється їх величина.

Тут необхідно зазначити, що при статичному розрахунку крім розглянутих величин деформацій і напружень, і використовуваних для оцінки ефективності способу закриття капсули, важливими також є величини переміщень головки в напрямку прикладеного навантаження. Це пояснюється тим, що при прикладанні фіксованою сили до голівки, переміщення в моделі не контролюються, а є результатом. Тому показником жорсткості будуть не тільки величини розкриття, а й величина переміщення головки в напрямку розрізу ( $w$  – переміщення в напрямку прикладеного навантаження).

З таблиці 1 видно, що найменшими ці переміщення виявилися у моделі фіксації сіткою, які дорівнювали 1.38 мм. У моделі фіксації ниткою ця величина дорівнювала 2.06 мм, що більше на 49,3%. Найбільші переміщення головки отримані у моделі без фіксації, які дорівнювали 3.90 мм, які були більше ніж у моделі з сіткою на 182,6% і на 89,3% ніж у моделі з ниткою, відповідно.

Як зазначалося вище, при статичному розрахунку розподіл переміщень вказує на характеристики жорсткості розглянутих моделей. Чим нижче переміщення при однакових умовах навантаження, тим жорсткішою є модель. Отримані переміщення показують, що з точки зору жорсткості фіксації більш жорсткою є модель з сіткою. Крім того, величини отриманих напружень в капсулі вказують на те, що з точки зору міцності модель з сіткою є також і більш міцною.

## Висновки

1. Найменші величини розкриття розрізу отримані у моделі фіксації його сіткою.



2. З усіх моделей фіксації, напруження в капсулі виявилися найменшими у моделі закриття дефекту капсули сіткою, а ці ж напруження в голівці незначно відрізнялися за величиною для різних моделей.

3. Переміщення голівки в напрямку прикладеного навантаження, також виявилися найменшими у моделі закриття дефекту капсули кульшового суглоба сіткою.

4. Отримані результати розрахунків вказують на те, що при розглянутих варіантах фіксації розрізу, як з точки зору жорсткості, так і міцності, ефективнішою є модель фіксації дефекту сіткою.

#### СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. *Sanchez-Sotelo J., Berry D.J.* Epidemiology of instability after total hip replacement. *Orthop Clin North Am.* 2001;32:543-52.
2. *Kwon M.S., Kuskowski M., Mulhall K.J., Macaulay W., Brown T.E., Saleh K.J.* Does surgical approach affect total hip arthroplasty dislocation rates? *Clin Orthop Relat Res.* 2006; 447(447):34-38.
3. *Browne J.A., Pagnano M.W.* Surgical technique: a simple softtissue-only repair of the capsule and external rotators in posterior-approach THA. *Clin Orthop Relat Res.* 2012; 470(2): 511-515.
4. *Singh B., Brown T.D., Callaghan J.J., Yack H.J.* Abdomen-thigh contact forces during functional reaching tasks in obese individuals. The 34th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, Providence, RI. August 18-21 2010.
5. *Kim Y.S., Kwon S.Y., Sun D.H., Han S.K., Maloney W.J.* Modified posterior approach to total hip arthroplasty to enhance joint stability. *ClinOrthopRelatRes* 2008.
6. *Yamaguchi T., Naito M., Asayama I., Kambe T., Fujisawa M., Ishiko T.* The effect of posterolateral reconstruction on range of motion and muscle strength in total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2003
7. *Менщикова Т.И., Чегуров О.К., Менщиков И.Н.* Использование метода узи для оценки структурного состояния тазобедренного сустава у больных с различными стадиями коксартроза // Международный журнал прикладных и фундаментальных исследований. – 2017. – № 1-1. – С. 42-46.
8. *Georgios Tsikandylakis, Maziar Mohaddes, Peter Cnudde, Antti Eskelinen, Johan Kärrholm, Ola Rolfson* Head size in primary total hip arthroplasty EFORT Open Reviews Volume 3, Issue 5, 2018: P. 73-79.
9. *Чижов Дмитрий Всеволодович.* Полипропиленовые материалы в хирургии грыж брюшной стенки (экспериментально-клиническое исследование): диссертация на соискание ученой степени доктора медицинских наук; Москва, 2016
10. *Pranav Rathi, Gavin C. Pereira, Mauro Giordani, Paul E. Di Cesare.* The Pros and Cons of Using Larger Femoral Heads in Total Hip Arthroplasty. *The American Journal of Orthopedics.* 2013; 53-59

#### REFERENCES

1. *Sanchez-Sotelo J., Berry D.J.* Epidemiology of instability after total hip replacement. *Orthop Clin North Am.* 2001; 32: 543-52.
2. *Kwon M.S., Kuskowski M., Mulhall K.J., Macaulay W., Brown T.E., Saleh K.J.* Does surgical approach affect total hip arthroplasty dislocation rates? *Clin Orthop Relat Res.* 2006; 447 (447): 34-38.
3. *Browne J.A., Pagnano M.W.* Surgical technique: a simple softtissue-only repair of the capsule and external rotators in posterior-approach THA. *Clin Orthop Relat Res.* 2012; 470 (2): 511-515.
4. *Singh B., Brown T.D., Callaghan J.J., Yack H.J.* Abdomen-thigh contact forces. The 34th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics, Providence, RI. August 18-21.

5. Kim Y.S., Kwon S.Y., Sun D.H., Han S.K., Maloney W.J. Modified posterior approach to total joint stability. ClinOrthopRelatRes 2008.
6. Yamaguchi T., Naito M., Asayama I., Kambe T., Fujisawa M., Ishiko T. The effect of posterolateral reconstruction on the range of motion and muscle strength in total hip arthroplasty. J Arthroplasty 2003
7. Menshikova T.I., Chegurov O.K., Menshikov I.N. Ispol'zovaniye metoda uzi dlya otsenki strukturnogo sostoyaniya tazobedrennogo sustava u bol'nykh s razlichnymi stadiyami koksartroza (The use of the ultrasound method for assessing the structural condition of the hip joint in patients with different stages of coxarthrosis) // International Journal of Applied and Fundamental Research. - 2017. - No. 1-1. - P. 42-46.
8. Georgios Tsikandylakis, Maziar Mohaddes, Peter Cnudde, Antti Eskelinen, Johan Kärrholm, Ola Rolfson EFORT Open Reviews Volumes 3, Issue 5, 2018: P. 73-79.
9. Chizhov Dmitry Vsevolodovich. Polipropilenovyye materialy v khirurgii gryzh bryushnoy stenki (eksperimental'no-klinicheskoye issledovaniye): dissertatsiya na soiskaniye uchenoy stepeni doktora meditsinskikh nauk (Polypropylene materials in surgery of hernia of the abdominal wall (experimental and clinical study): dissertation for the degree of Doctor of Medical Sciences); Moscow, 2016
10. Pranav Rathi, Gavin C. Pereira, Mauro Giordani, Paul E. Di Cesare. The Pros and Cons of Using Larger Femoral Heads in Total Hip Arthroplasty. The American Journal of Orthopedics. 2013; 53-59

*Стаття надійшла до редакції 03.07.2019 р.*

*Панченко С.П., Масленніков С.О., Головаха М.Л.*

### **ОЦІНКА ЕФЕКТИВНОСТІ ФІКСАЦІЇ РОЗРІЗУ КАПСУЛИ КУЛЬШОВОГО СУГЛОБА ПОЛІПРОПІЛЕНОВОЮ СІТКОЮ**

**Актуальність.** Вивих стегнового компонента ендопротеза є одним з найбільш частих ускладнень при тотальному ендопротезуванні кульшового суглоба (ТЕКС). Розрізняють безліч чинників розвитку вивихів. Кращим варіантом «лікування» вивиху при ТЕКС є запобігання розвитку первинної нестабільності. Особливо актуальним питанням відновлення капсульно-зв'язкового апарату є для людей з ожирінням. Ретельне відновлення структур м'яких тканин або збереження цих структур за допомогою модифікованих доступів значно скорочує частоту виникнення вивихів. В даний час розроблено безліч способів зміцнення та відновлення задніх структур капсули кульшового суглоба. У даній роботі досліджується спосіб відновлення і зміцнення задніх структур капсули кульшового суглоба за допомогою сітчастих імплантатів на основі поліпропілену. **Мета роботи:** оцінка ефективності використання поліпропіленової сітки для закриття дефекту капсули кульшового суглоба. **Матеріали та методи.** Дослідження виконувалось в програмному комплексі, заснованому на методі скінчених елементів. Для раціонального використання ресурсів ЕОМ була побудована розрахункова модель, яка складалася лише з моделі капсули і моделі головки ендопротеза. Розміри елементів розрахункової моделі відповідали дійсним розмірам цих об'єктів. У роботі досліджувалося два способи ушивання капсули: вузловими швами і поліпропіленовою сіткою. Також, побудована додаткова контрольна модель тих же розмірів, але в якій розріз не вшивався. **Результати та їх обговорення.** В результаті виконаних розрахунків отримані картини розподілу напружено-деформованого стану в системі «головка-капсула». Для оцінки ефективності способу закриття капсули, в якості основних характеристик, обрані величини розкриття розрізу, а також напруження, що виникають в капсулі суглоба. Додатковою характеристикою обрані напруження в голівці. **Висновки.** Отримані результати розрахунків вказують на те, що при розглянутих варіантах фіксації розрізу, як з точки зору жорсткості, так і міцності, ефективнішою є модель фіксації дефекту сіткою.

**Ключові слова:** капсула, кульшовий суглоб, ендопротез, напружено-деформований стан, модель, метод скінчених елементів.

*Panchenko S.P., Maslennikov S.O., Golovakha M.L.*

## **ESTIMATION OF EFFICIENCY OF HIP JOINT CAPSULE CUT FIXATION WITH POLYPROPYLENE MESH**

**Relevance.** Dislocation of the femoral component of the endoprosthesis is one of the most frequent complications in the total hip joint endoprosthesis (THJE). There are many factors for the development of dislocations. The best option to «treatment» a dislocation in THJE is to prevent the development of primary instability. Of particular relevance to the restoration of the capsule-ligament apparatus is for people with obesity. Careful restoration of soft tissue structures or the preservation of these structures using modified accesses significantly reduces the incidence of dislocations. Currently developed many ways to strengthen and restore the posterior structures of the hip joint capsule. In this paper, we study a method for restoring and strengthening the posterior structures of the hip joint capsule using polypropylene-based mesh implants. **Purpose:** to evaluate the effectiveness of using a polypropylene mesh to close a defect in the hip joint capsule. **Materials and methods.** The study was carried out in a software package based on the finite element method. For the rational use of computer resources, a computational model was built, which consisted only of the capsule model and the endoprosthesis head model. The dimensions of the elements of the computational model corresponded to the actual dimensions of these objects. In this paper, two ways of capsule suturing were investigated: interrupted sutures and polypropylene mesh. Also, an additional control model of the same dimensions was constructed, but in which the incision was not sutured. **Results and its discussion.** As a result of the calculations, pictures of the distribution of the stress-strain state in the «head-capsule» system were obtained. To assess the effectiveness of the method of closing the capsule, as the main characteristics, the values of the opening of the incision, as well as the stresses arising in the joint capsule, were chosen. An additional characteristic is selected stresses in the head. **Conclusions.** The obtained calculation results indicate that with the considered options for fixing the cut, both in terms of rigidity and strength, the model of fixing the defect with a mesh is more effective.

**Keywords:** capsule, hip joint, endoprosthesis, stress-strain state, model, finite element method

*Панченко С.П., Масленников С.О., Головаха М.Л.*

## **ОЦЕНКА ЭФФЕКТИВНОСТИ ФИКСАЦИИ РАЗРЕЗА КАПСУЛЫ ТАЗОБЕДРЕННОГО СУСТАВА ПОЛИПРОПИЛЕНОВОЙ СЕТКОЙ**

**Актуальность.** Вывих бедренного компонента эндопротеза является одним из самых частых осложнений при тотальном эндопротезировании тазобедренного сустава (ТЭТС). Различают множество факторов развития вывихов. Лучшим вариантом «лечения» вывиха при ТЭТС является предотвращение развития первичной нестабильности. Особо актуальным вопрос восстановления капсульно-связочного аппарата является для людей с ожирением. Тщательное восстановление структур мягких тканей или сохранение этих структур при помощи модифицированных доступов значительно сокращает частоту возникновения вывихов. В настоящее время разработано множество способов укрепления и восстановления задних структур капсулы тазобедренного сустава. В данной работе исследуется способ восстановления и укрепления задних структур капсулы тазобедренного сустава при помощи сетчатых имплантатов на основе полипропилена. **Цель работы:** оценка эффективности использования полипропиленовой сетки для закрытия дефекта капсулы тазобедренного сустава. **Материалы и методы.** Исследование выполнялось в программном комплексе, основанном на методе конечных элементов. Для рационального использования ресурсов ЭВМ была построена расчетная модель, которая состояла только из модели капсулы и модели головки эндопротеза. Размеры элементов расчетной модели соответствовали действительным размерам этих объектов. В работе исследовалось два способа ушивания капсулы: узловыми швами и полипропиленовой сеткой. Также, построена дополнительная контрольная модель тех же размеров, но в которой разрез не ушивался. **Результаты и их обсуждение.** В результате выполненных расчетов получены картины распределения напряженно-деформированного состояния в системе «головка-капсула». Для оценки эффективности способа закрытия капсулы, в качестве основных характеристик, выбраны величины раскрытия разреза, а также напряжения, возникающие в капсуле сустава. Дополнительной характеристикой выбраны напряжения в головке. **Выводы.** Полученные результаты расчетов указывают на то, что при рассмотренных вариантах фиксации разреза, как с точки зрения жесткости, так и прочности, более эффективной является модель фиксации дефекта сеткой.

**Ключевые слова:** капсула, тазобедренный сустав, эндопротез, напряженно-деформированное состояние, модель, метод конечных элементов.

УДК: [539.4:678.742.3]:616.728.2-089.168

*Панченко С.П., Масленников С.О., Головаха М.Л. Оцінка ефективності фіксації розрізу капсули кульшового суглоба поліпропіленовою сіткою // Опір матеріалів і теорія споруд: наук.-тех. збірн. – К.: КНУБА, 2019. – Вип. 103. – С. 177-188.*

*Виконується оцінка ефективності закриття дефекту капсули кульшового суглоба поліпропіленовою сіткою на підставі аналізу напружено-деформованого стану моделей фіксації розрізу системи «капсула-головка ендопротеза».*

Табл. 2. Ил. 8. Библиогр. 10 назв.

UDC: [539.4:678.742.3]:616.728.2-089.168

*Panchenko S.P., Maslennikov S.O., Golovakha M.L. Estimation of efficiency of hip joint capsule cut fixation with polypropylene mesh // Strength of Materials and Theory of Structures: Scientific-&-Technical collected articles – Kyiv: KNUBA, 2019. – Issue 103. – P. 177-188. – Ukr*

*The effectiveness of the closure of the hip joint capsule defect is assessed with a polypropylene mesh based on the analysis of the stress-strain state of the models for fixing the incision of the capsule-head endoprosthesis system.*

Tabl. 2. Fig. 8. Ref. 10.

УДК: [539.4:678.742.3]:616.728.2-089.168

*Панченко С.П., Масленников С.О., Головаха М.Л. Оценка эффективности фиксации разреза капсулы тазобедренного сустава полипропиленовой сеткой // Сопротивление материалов и теория сооружений: науч.-тех. сборн. – К.: КНУСА, 2019. – Вип. 103. – С. 177-188. – Укр.*

*Выполняется оценка эффективности закрытия дефекта капсулы тазобедренного сустава полипропиленовой сеткой на основании анализа напряженно-деформированного состояния моделей фиксации разреза системы «капсула-головка эндопротеза».*

Табл. 2. Ил. 8. Библиогр. 10 назв.

**Автор:** Кандидат технічних наук, доцент, доцент кафедри будівельної механіки та опору матеріалів Панченко Сергій Павлович

**Адреса:** 49000, Україна, м. Дніпро, вул. Чернишевського 24а, ДВНЗ «Придніпровська державна академія будівництва та архітектури»

**Робочий телефон:** +38-056-756-34-22

**Мобільний телефон:** +38-095-816-99-41

**Імейл:** [panchenko.serhii@pgasa.dp.ua](mailto:panchenko.serhii@pgasa.dp.ua)

**ORCID ID:** <https://orcid.org/0000-0001-5826-3645>

**Автор:** Асистент кафедри травматології та ортопедії Масленников Сергій Олегович

**Адреса:** 69035, Україна, м. Запоріжжя, проспект Маяковського, 26, Запорізький державний медичний університет

**Мобільний телефон:** +38-093-304-78-38

**Імейл:** [travmatology1@i.ua](mailto:travmatology1@i.ua)

**Автор:** Доктор медичних наук, професор, зав. кафедри травматології та ортопедії

Головаха Максим Леонідович

**Адреса:** 69035, Україна, м. Запоріжжя, проспект Маяковського, 26, Запорізький державний медичний університет

**Мобільний телефон:** +38-067-563-01-17

**Імейл:** [golovaha@ukr.net](mailto:golovaha@ukr.net)