

АНАЛІЗ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ ПРИ МОДЕЛЮВАННІ ОСТЕОСИНТЕЗУ УЛАМКІВ ШИЙКИ СТЕГНОВОЇ КІСТКИ

В. А. Попов¹, Н. С. Вадзюк¹, М. Г. Кришук², В. О. Єщенко²

¹Національна медична академія післядипломної освіти ім. П. Л. Шупика, м. Київ, Україна

²Національний технічний університет України “Київський політехнічний інститут”, м. Київ

THE ANALYSIS OF STRESSEDLY-DEFORMED CONDITION IN MODELLING OF NAILING OF FEMORAL NECK FRACTURE FRAGMENTS

V. A. Popov, N. S. Vadzyuk, M. G. Kryschuk, V. O. Yeschenko

By means of computer-assisted simulation modelling (CSM) stressedly-deformed condition (SDC) of the proximal femur in nailing of the femoral neck fractures was analysed and the efficient position of spongoid screws necessary for ensuring optimal stability of bone fragments was found. The three-dimensional CSM SDC of the proximal femur was developed on the basis of CT findings. Depending on the mutual position of fixators CSM SDC were developed. The method of finite elements allows to determine patterns of SDC changes depending on the mutual position of fixators between themselves and relatively to the structures of the proximal femur. It was established that the system of CSM with subcortical position of screws was the most stable. In this system loads were distributed along three points of the each screw which ensure the stability of fragments and prevent rotational displacement.

Key words: femoral neck fracture, computer-assisted modelling.

АНАЛИЗ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ ПРИ МОДЕЛИРОВАНИИ ОСТЕОСИНТЕЗА ОТЛОМКОВ ШЕЙКИ БЕДРЕННОЙ КОСТИ

В. А. Попов, Н. С. Вадзюк, М. Г. Кришук, В. О. Єщенко

При помощи имитационного компьютерного моделирования (ИКМ) проанализировано напряженно-деформированное состояние (НДС) проксимального отдела бедренной кости при остеосинтезе переломов ее шейки и обосновано рациональное расположение спонгиозных винтов, необходимое для обеспечения оптимальной стабильности костных отломков. Трехмерные ИКМ НДС проксимального отдела бедренной кости построены на основании данных компьютерной томографии. ИКМ НДС созданы в зависимости от взаимного расположения винтов. Метод конечных элементов позволяет установить закономерности изменений НДС в зависимости от взаимного расположения винтов между собой и относительно структур проксимального отдела бедренной кости. Установлена наиболее стабильная система ИКМ с субкортикальным расположением винтов. В данной системе нагрузки распределялись по трех точках каждого из винтов, которые обеспечивают стабилизацию отломков и предупреждают ротационные смещения.

Ключевые слова: перелом шейки бедренной кости, компьютерное моделирование.

Вступ

Великої уваги заслуговують роботи, присвячені стабільній фіксації переломів шийки стегнової кістки (ПШСК) — одному з основних факторів, що впливають на перебіг консолидації. Пошук найбільш стабільного способу остеосинтезу призвів до винайдення нових методик, що мають різні принципові підходи [2, 4, 5, 13, 14].

Планування остеосинтезу уламків при переломах ПШСК передбачає оптимальне розташування фіксаторів у зоні перелому [1]. Високі вимоги до стабільної фіксації диктуються наявністю великої кількості післяопераційних ускладнень, а також сучасними можливостями та досягненнями в науці та техніці. Перспективним напрямком біомеханічних досліджень є аналіз напружено-

деформованого стану (НДС) стегнової кістки людини з використанням імітаційних комп'ютерних моделей (ІКМ) із застосуванням математичного моделювання [3]. Вивчення НДС за допомогою ІКМ дозволяє виявити розподіл навантаження при різних способах остеосинтезу та уникнути концентраторів напруження, які можуть попередити негативні результати у клінічній практиці.

ІКМ НДС — це математичне моделювання переміщень, деформацій та напружень у біомеханічних системах при різноманітних видах навантаження за допомогою рівнянь механіки суцільних середовищ. Компоненти моделі ПШСК відтворюють основні властивості модельованого об'єкта — структуру неоднорідного суцільного середовища кістки людини і функції її навантаження, таких як сили, пружні зв'язки, кінематичні обмеження [11].

Створення ІКМ НДС біомеханічної системи полягає в побудові її аналога з необхідною точністю параметрів математичного моделювання.

ІКМ НДС шийки стегнової кістки представляє певну форму математичної моделі, у якій:

1) ієрархія компонентів біомеханічної системи вибудовується з урахуванням структури проєктованого об'єкта і наділення його структурними параметрами за даними томографії;

2) як постійні значення, що потрібні для вирівнювання біомеханічної системи, можуть бути використані емпіричні дані, які були отримані під час натурних експериментів;

3) пошук зусиль проводиться розрахунково-експериментальними методами;

4) залежність системи від часу навантаження визначається за допомогою застосування математичних моделей пружного або в'язкопружного середовища на основі чисельного експерименту в системах інженерного аналізу й ілюструється полями переміщень, деформацій та напружень [9].

ІКМ НДС біомеханічних систем можуть бути побудовані за допомогою методу кінцевих елементів (МКЕ). Вони дозволяють з високою точністю визначати розподіл локальних навантажень, напрямків і величину деформації в окремих точках і об'ємах моделі, запас міцності та особливості руйнування при дії навантажень. Достовірність НДС ІКМ визначається точністю відображення вхідних даних геометрії об'єкта, властивостей матеріалу, силового навантаження та особливостей кінематичних обмежень моделі, що стало основою для нашого дослідження.

Модель навантаження шийки стегнової кістки

Кісткові структури та м'язи нижніх кінцівок людини утворюють біомеханічну систему, яка в кульшовому суглобі (КС) дозволяє рухати у двох взаємно перпендикулярних напрямках та здійснювати ротаційні переміщення навколо власної осі.

У роботі T.D. Stewart показав, що максимальне кутове відхилення в площині переміщень ноги при ходьбі становить 170° (згинання — 140° , розгинання — 30°), а кут між вектором дії м'язів-розгиначів і віссю ноги під час ходьби становить 17° [12]. Можливість ротаційних та лінійних переміщень у суглобі значно більша ніж використовується в повсякденному житті при ходьбі. Тобто, вертикальне положення тіла під час ходьби забезпечується виключно за рахунок дії сили м'язів. Для аналізу навантажень на головку стегнової кістки можна використати закони теоретичної механіки.

Контакт стопи із землею при ходьбі викликає силу реакції землі, що дорівнює добутку маси тіла m на миттєве прискорення цієї маси (гравітаційне (g) та лінійне (a) прискорення). Сила реакції землі може бути виміряна експериментально, наприклад із застосуванням силової платформи при вимірюваннях ваги тіла P_m [7]. Сила реакції землі R_z , яка діє на стопу, створює момент відносно центру головки стегна, що дорівнює $M_a = R_z \times a$, де $R_z = m(g + a)$. Плече моменту M_a дорівнює довжині ноги l , помноженої на синус кута згинання (30°), а саме

$a = l \times \sin 30^\circ = 0,5l$. Таким чином, у головці стегнової кістки виникає момент згинання $M_a = P_m \times 0,5l$.

Момент згинання збалансований м'язами-розгиначами, які стабілізують вертикальне положення тіла та створюють момент M_b . Для спрощення розрахунків узято сумарну силу м'язів P_m за умови стану рівноваги біомеханічної системи за аналогією важелів (рис. 1) [8].

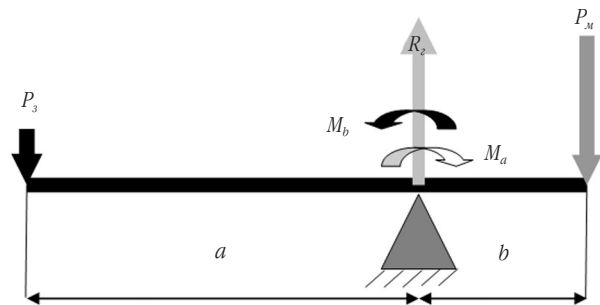


Рис. 1. Схема рівноваги біомеханічної системи при дії сили, плеча та моменту сили

Момент сили м'язів M_b дорівнює величині сили м'язів P_m , помноженої на відстань від лінії дії м'яза до центру головки. Отже плече моменту буде відрізнятися у різних людей, хоча в цьому випадку величина буде близько $0,15l$. Значить момент, що створений м'язами-розгиначами, буде рівним $P_m \times 0,15l$. Для стабілізації стегна момент реакції землі M_a повинен бути рівним моменту м'язів M_b . Отже, сила м'язів P_m при наближених розрахунках буде рівною $3,3 \times P_m$.

Сила реакції R_z діє на суглоб у вертикальному напрямку (рис. 2). Вона складається із суми сили реакції землі P_z і вертикального компонента вектора дії м'язів $P_m \times \cos(30^\circ + \phi)$, де ϕ — кут між вектором дії м'язів і лінією дії стегна. У цьому випадку — 17° . Отже, для цього випадку сила вертикальної реакції на суглоб дорівнює $P_m + 3,3 \times P_m \times 0,68 = 3,25 P_m$.

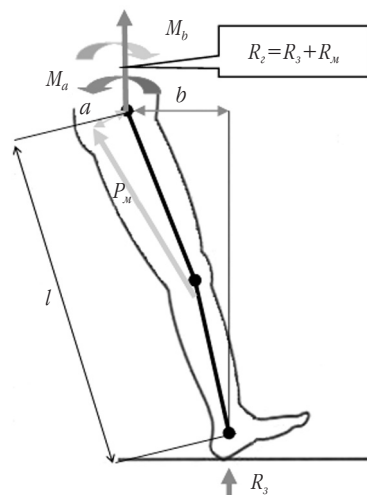


Рис. 2. Спрощена кінетична схема дії сумарної сили на початку одноопорної фази кроку

Мета дослідження — покращити результати оперативного лікування хворих з переломами шийки стегнової кістки за допомогою вирішення таких **задач**:

- 1) проаналізувати НДС проксимального відділу стегнової кістки при моделюванні остеосинтезу ПШСК;
- 2) обґрунтувати раціональне розташування спонгіозних гвинтів, потрібне для забезпечення оптимальної стабільності уламків ШСК.

Матеріали і методи

Тривимірні ІКМ НДС проксимального відділу стегнової кістки побудовані на основі даних комп'ютерної томографії ділянки таза та верхньої третини стегна. Для розрахунків НДС ІКМ проксимального відділу стегнової кістки використовувались програмні комплекси *Autodesk Inventor 11.6* та *Ansys 5.6* [3].

Фізико-механічні властивості кожного скінченного елемента задавали згідно з його рентгенологічною щільністю із застосуванням емпіричних формул. Важливим елементом побудованої моделі було включення анізотропних властивостей головки і шийки стегнової кістки (табл.) [11].

Фіксацію моделі проводили на межі верхньої і середньої третин діафіза. Сила P прикладалась до проксимального уламка у краніо-каудальному напрямку, що відповідає дії сили на КС при одноопорному стоянні людини, яке викликало деформацію згину з'єднань відповідних уламків верхньої третини СК (рис. 3) [8, 10].

Механічні властивості кісткової тканини розглядали як лінійно ортотропні для кожного дискретного частотково-однорідного об'єму ІКМ.

Таблиця

Властивості матеріалу ІКМ

Ділянка стегнової кістки	Модуль Юнга, МПа	Коефіцієнт Пуассона
Кортикальний шар ШСК	2000	0,3
Кортикальний шар діафіза	17 000	0,28
Головка СК	600	0,3
Спонгіозний шар ШСК	1000	0,3
Спонгіозний шар СК	600	0,3



Рис. 3. Схематичне зображення напрямку дії сили P

Розрахункові схеми

Залежно від взаємного розташування фіксаторів створені 4 ІКМ НДС проксимального відділу стегнової кістки. Для з'ясування найбільш стабільної біомеханічної системи до кожної ІКМ виконували статичні навантаження поздовжніми силами.

I ІКМ — положення трьох гвинтів на поверхні підвертлюгової ділянки трикутником з вершиною, спрямованою дистально. Розташування гвинтів було субкортикальним і паралельним один одному. Дистальний гвинт опирався на дугу Адамса. Інші розмістились у шийці стегна на 3 та 10 годин циферблата годинника (рис. 4а).

II ІКМ — положення трьох гвинтів на поверхні підвертлюгової ділянки трикутником з основою, спрямованою дистально, причому два дистальних гвинти розміщені над дугою Адамса, а третій — у верхній полюс головки (рис. 4б).

III ІКМ — положення трьох гвинтів на поверхні підвертлюгової ділянки у фронтальній площині, причому дистальний гвинт вводиться над дугою Адамса, середній — через центр шийки, а проксимальний — паралельно попереднім, у верхній полюс головки (рис. 4в).

IV ІКМ — положення трьох гвинтів на поверхні підвертлюгової ділянки трикутником навколо осі шийки СК, вводяться близько один до одного та до субхондріального шару центральної частини головки (рис. 4г).

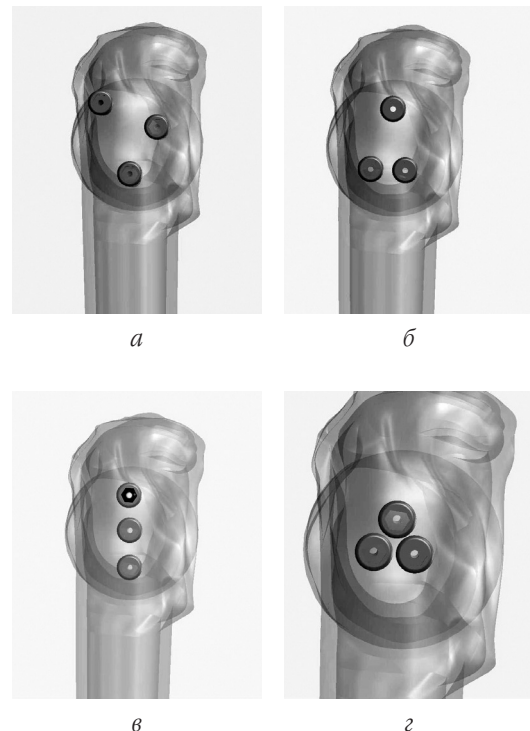


Рис. 4. Розрахункові схеми імітаційних комп'ютерних моделей: а — *I ІКМ*; б — *II ІКМ*; в — *III ІКМ*; г — *IV ІКМ*

Результати та їх обговорення

При навантаженні проксимальна частина СК перебуває в умовах складного напруженого стану, що містить

ділянки деформації стиску, розтягу та згину. Вивчено місця концентрації напружень та зміни внутрішніх зусиль при остеосинтезі спонгіозними гвинтами. Напруження при цьому розподіляються нерівномірно. Максимальна концентрація напружень виникала в різних ділянках гвинтів та кісткової тканини.

При осьовому навантаженні спостерігалась закономірність — напруження передавались від головки до діафіза через гвинти та кортикальний шар різних відділів ШСК. У спонгіозному шарі вони рідко перевищували 4 МПа.

У **I ІКМ** утворено 57998 елементів та 105052 вузли. Унаслідок прикладання статичного навантаження в 2275 Н максимальні напруження виникали в двох верхніх гвинтах і становили 569 МПа. Напруження сконцентровані у гвинтах та вздовж них у місцях прилягання до кортикального шару з максимальними концентраціями в місці прилягання нижнього гвинта до дуги Адамса; у місці прилягання головки передньо-верхнього гвинта до підвертлюгової ділянки. У *нижній ділянці* ШСК виникали напруження стиску, які також спричинили концентратор напружень у нижньому гвинті в площині перелому. Відповідно, у *верхній ділянці* виникали напруження від розтягу і згину. Максимальні переміщення виникали у *верхній ділянці* ШСК. Величина діастазу вимірювалась за допомогою електронної лінійки і була рівною 0,1 мм. Найменш напруженими були ділянки спонгіозного шару шийки та діафіза, головки СК, крім зон навколо гвинтів, великого вертлюга, передньої та задньої частин діафіза. Спонгіозний шар практично не передавав навантаження і мало впливав на міцність моделі (рис. 5).

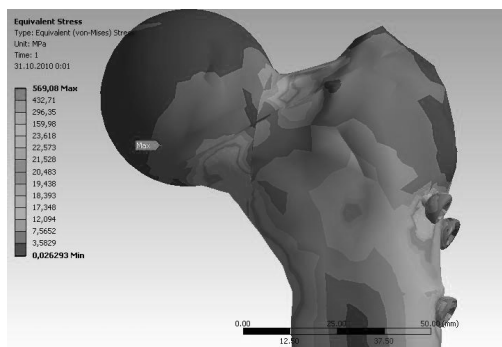


Рис. 5. Розподіл навантажень у I імітаційній комп'ютерній моделі

У **II ІКМ** утворено 52117 елементів та 94418 вузлів. Унаслідок прикладання статичного навантаження в 2275 Н максимальні напруження виникали у верхньому гвинті і становили 650 МПа. Напруження сконцентровані у гвинтах та вздовж них у місцях прилягання до кортикального шару з максимальними концентраціями у місці прилягання нижніх гвинтів до дуги Адамса; у місці прилягання головки верхнього гвинта до підвертлюгової ділянки.

У *ділянці шийки* напруження виникали переважно у передній та нижній частині кортикального шару ШСК.

У *нижній ділянці* ШСК виникали напруження стиску, які також спричинили концентратор напружень з розподілом на два нижні гвинти в площині перелому. Відповідно, у *верхній ділянці* виникали напруження від розтягу і згину. Максимальні переміщення виникали у *верхній ділянці* ШСК. Далі сили передавались від нижніх гвинтів та дуги Адамса на *медіальну частину*; від головок гвинтів на *латеральну частину* кортикального шару діафіза СК.

Деформація спостерігалась у ділянці перелому в зоні розтягу — у краніальній частині уламків ШСК. Величина діастазу вимірювалась за допомогою електронної лінійки і була рівною 1 мм. Найменш напруженими були ділянки спонгіозного шару шийки та діафіза, головки СК, крім зон навколо гвинтів, великого вертлюга, передньої та задньої частин діафіза.

Отже, деформація відбувалась за рахунок розтягу у *верхній ділянці* шийки. Величина деформації обумовлена слабшою фіксацією в зоні дії сил розтягу та згину. Напруження концентрувались у гвинтах та в різних частинах кортикального шару СК. Спонгіозний шар практично не передавав навантаження і не впливав на міцність моделі (рис. 6).

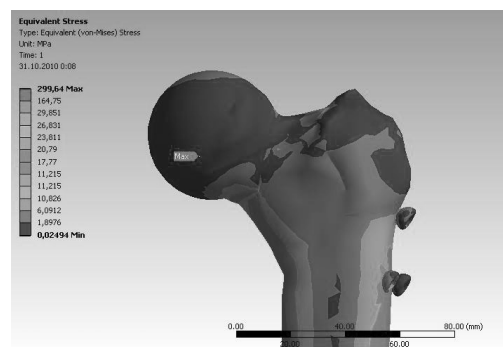


Рис. 6. Розподіл навантажень у II імітаційній комп'ютерній моделі

У **III ІКМ** утворено 52117 елементів та 94418 вузлів. Унаслідок прикладання статичного навантаження в 2275 Н максимальні напруження виникали у двох верхніх гвинтах і становили 601 МПа. Напруження сконцентровані у гвинтах та вздовж них у місцях прилягання до кортикального шару з максимальними концентраціями у місці прилягання гвинтів до дуги Адамса; у місці прилягання головки верхнього гвинта до підвертлюгової ділянки.

У *ділянці шийки* напруження виникали переважно у нижній частині кортикального шару ШСК. У *нижній ділянці* ШСК виникали напруження стиску, які також спричинили концентратор напружень з розподілом на нижній гвинт у площині перелому. Дещо більше напруження виникало у *центральної частині* ШСК — навколо розміщення середнього гвинта, яке становило 14 МПа. Відповідно, у *верхній ділянці* виникали напруження від розтягу і згину. Максимальні переміщення виникали у *верхній частині* ШСК. Далі сили передавались від нижнього гвинта та дуги Адамса на *медіальну частину*; від головок

гвинтів на *латеральну частину* кортикального шару діафіза СК.

Деформація спостерігалась у ділянці перелому в зоні розтягу — у краніальній частині уламків ШСК. Величина діастазу вимірювалась за допомогою електронної лінійки і була рівною 1,5 мм. Найменш напруженими були ділянки спонгіозного шару шийки та діафіза, головки СК, крім зон навколо гвинтів, великого вертлюга, передньої та задньої частин діафіза.

Отже, деформація відбувалась за рахунок розтягу у верхній частині шийки. Величина деформації обумовлена слабшою фіксацією в зоні дії сил розтягу та згину. Напруження концентрувались у гвинтах та в різних частинах кортикального шару СК. Спонгіозний шар передавав невелике навантаження і не впливав на міцність моделі (рис. 7).

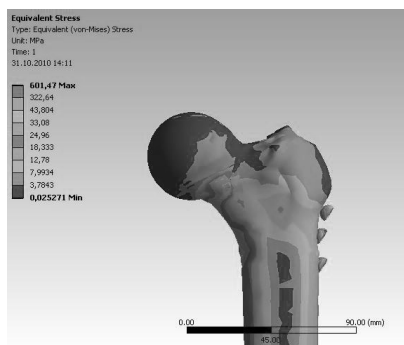


Рис. 7. Розподіл навантажень у III імітаційній комп'ютерній моделі

У **IV ІКМ** утворено 52 275 елементів та 94 675 вузлів. Унаслідок прикладання статичного навантаження в 2275 Н максимальні напруження виникали в трьох гвинтах і становили 677 МПа. Напруження сконцентровані у гвинтах та вздовж них у місцях прилягання до спонгіозного шару; у місці прилягання головки верхнього гвинта до підвертлюгової ділянки. У *нижній ділянці* ШСК виникали напруження стиску, які також спричинили концентратор напружень з розподілом на нижні гвинти та спонгіозний шар у площині перелому, яке становило 348 МПа. Відповідно, у *верхній ділянці* виникали напруження від розтягу і згину. Максимальні переміщення виникали у *верхній частині* ШСК. Далі сили передавались від гвинтів та дуги Адамса на *медіальну частину*; від головок гвинтів на *латеральну частину* кортикального шару діафіза СК.

Деформація спостерігалась у ділянці перелому по зоні розтягу — у краніальній частині уламків ШСК. Величина діастазу вимірювалась за допомогою електронної лінійки і була рівною 5 мм. Найменш напруженими були ділянки спонгіозного шару шийки та діафіза, головки СК, крім зон навколо гвинтів, великого вертлюга, передньої та задньої частин діафіза (рис. 8).

Таким чином, при остеосинтезі уламків ШСК деформація відбувається за рахунок розтягу та згину у *верхній частині* шийки. Величина деформації залежить пере-

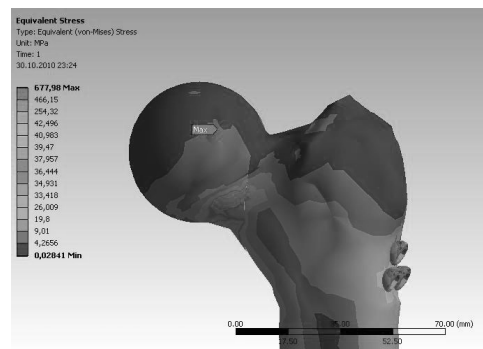


Рис. 8. Розподіл навантажень у IV імітаційній комп'ютерній моделі

важно від фіксації в зоні дії сил розтягу та згину. Напруження виникають у гвинтах та в різних частинах спонгіозного й кортикального шару СК. Кортикальний шар передає переважну більшість навантаження та достатньою мірою впливає на міцність моделі. Спонгіозний шар мало впливає на міцність фіксації уламків.

Висновки

МКЕ дозволяє встановити закономірності зміни НДС залежно від взаємного розташування фіксаторів між собою та відносно структур проксимального відділу стегнової кістки. Виявлено місця концентрації напружень у кістковій тканині, що впливають на показники міцності моделей. Застосування МКЕ розкриває нові перспективи у моделюванні оптимального остеосинтезу, що вдалось виконати на прикладі НДС уламків ШСК.

Встановлено, що найбільш стабільною системою є **I ІКМ** із субкортикальним розташуванням гвинтів. Досліджено, що в цій системі навантаження розподілялось по трьох точках кожного з гвинтів — дві з них були аналогічними з іншими групами, це головка та латеральний кортикальний шар підвертлюгової ділянки СК; третя точка розташована субкортикально в ділянці найвузочі частини ШСК, яка забезпечує додаткову стабілізацію та попереджує зміщення уламків.

У **IV ІКМ** напруження виникали у гвинтах та навколо них у слабкій спонгіозній тканині, що призвело до значної деформації системи.

Література

1. Биомеханическое обоснование остеосинтеза переломов шейки бедренной кости / Голик П.Н., Белоноженко А.В., Эйтулис Ю.Г. [и др.] // 36. наук. праць співробіт. КМАПО ім. П.Л. Шулика. — К., 2002. — Вип. 11, кн. 1. — С. 342–346.
2. Блискунов А.И. Фланцевый стабильный остеосинтез при переломах шейки бедренной кости / А.И. Блискунов, Авад Басель Араби: материалы XII з'їзду травматологів-ортопедів України. — К., 1996. — С. 14–16.
3. Климовицкий В.Г. Анализ изменений напряженно-деформированного состояния шейки бедренной кости при ее остеосинтезе / Климовицкий В.Г., Кандзюба М.А., Кандзюба А.И. // Укр. мед. альманах. — 2005. — Т. 8, № 2 (додаток). — С. 77–80.

4. *Коптюх В.В.* Управляемый множественный остеосинтез при переломах шейки бедренной кости (концепция конструирования технических средств фиксации) / *В.В. Коптюх* // Ортопед., травматол. и протезир. — 1992. — Вып. 22. — К. : Здоров'я. — С. 50–53.
5. *Ролік А.В.* Хирургическое лечение внутрисуставных переломов шейки бедренной кости: автореферат дис. на соискание ученой степени доктора мед. наук : спец. 14.01.21. "Травматология–ортопедия" / *А.В. Ролік*. — Х., 1997. — 33 с.
6. *Цибенко О.С.* Системи автоматизованого проектування та інженерного аналізу в машинобудуванні : навч. посібник / *О.С. Цибенко, М.Г. Крищук*. — К. : НУТУ "КПІ", 2008. — 100 с.
7. *Bassey E.J.* Relations between compressive axial forces in an instrumented massive femoral implant, ground reaction forces, and integrated electromyographs from vastus lateralis during various "osteogenic" exercises / *Bassey E.J., Littlewood J.J., Taylor S.J. G.* // J. Biomech. — 1997. — Vol. 30, № 3. — P. 213–233.
8. *Bergmann G.* Hip joint contact forces during stumbling / *Bergmann G., Graichen F., Rohlmann A.* // *Langenbecks Arch. Surg.* — 2004. — Vol. 389, № 1. — P. 53–59.
9. Direct comparison of calculated hip joint contact forces with those measured using instrumented implants. An evaluation of a three-dimensional mathematical model of the lower limb / *Stansfield B. W., Nicol A. C., Paul J. P. [et al.]* // *Biomech.* — 2003. — Vol. 36, № 7. — P. 929–936.
10. Hip contact forces and gait patterns from routine activities / *Bergmann G., Deuretzbacher G., Heller M. [et al.]* // *J. Biomech.* — 2001. — Vol. 34, № 7. — P. 859–871.
11. *Hobatho M. C.* Anatomical variation of human cancellous bone mechanical properties in vitro / *Hobatho M. C., Rbo J. Y., Asbman R. B.* // *Stud. Health. Technol. Inform.* — 1997. — Vol. 40. — P. 157–173.
12. *Stewart T. D.* Basic biomechanics of human joints: Hips, knees and the spine / *T. D. Stewart, R. M. Hall* // *Current Orthopaedics.* — 2006. — Vol. 20. — P. 23–31.
13. *Manual of Internal Fixation* / *Muller M. E., Allgover M., Schneider R., Willenegger H.* — New York : Springer Verlag, 1990. — 750 p.
14. *Parker M. J.* Internal fixation versus arthroplasty for intracapsular proximal femoral fractures in adults / *M. J. Parker, K. Gurusamy* // *Cochrane Database of Systematic Reviews* 2006. — Issue 4. Art. No. : D001708. DOI: 10.1002/14651858. CD001708. pub2.

УДК 616.833.727.4–071–089.82

МЕТОД РОЗРАХУНКУ НАПРУЖЕНОСТІ СТІНКИ ГАНГЛІОНА КИСТЬОВОГО СУГЛОБА

С. С. Страфун¹, В. Г. Лєсков¹, О. В. Юрченко², А. М. Лакиша³, В. Г. Шитунів⁴

¹ДУ "Інститут травматології та ортопедії АМН України", м. Київ

²Секція прикладних проблем Президії Національної академії наук України, м. Київ

³Українська військово-медична академія, м. Київ

⁴Головний військово-медичний клінічний центр "ГВКГ", м. Київ, Україна

THE METHOD OF CALCULATION OF TENSION OF GANGLION WALL OF THE WRIST JOINT

S. S. Strafun, V. H. Leskov, O. V. Yurchenko, A. M. Lapsba, V. H. Shypunov

Change of geometrical parameters of single-chamber ganglion of the back of the wrist joint depending on intraganglion pressure was studied. It allowed to confirm the hypothesis about submission of formation and development process of the single-chamber ganglion to the Laplace's law.

The mathematical formula of calculation of walls ganglion intensity (σ) without taking into account the index of intraganglion pressure was developed. This allows to refuse from a invasive (puncture) investigation of ganglion.

Key words: ganglion of the wrist joint, the law of Laplace.

МЕТОД РАСЧЕТА НАПРЯЖЕННОСТИ СТЕНКИ ГАНГЛИОНА КИСТЕВОГО СУСТАВА

С. С. Страфун, В. Г. Лєсков, О. В. Юрченко, А. М. Лакиша, В. Г. Шитунів

Изучено изменение геометрических параметров однокамерного ганглиона тыльной поверхности кистевого сустава в зависимости от внутриганглионарного давления. Это позволило подтвердить гипотезу о подчинении процесса формирования и развития однокамерного ганглиона закону Лапласа.

Выведена математическая формула расчета напряженности стенки ганглиона без учета показателя внутриганглионарного давления, что позволяет отказаться от инвазивного (пункционного) этапа обследования ганглиона.

Ключевые слова: ганглион кистевого сустава, закон Лапласа.