

М. А. ТКАЧУК, О. В. ВЕРЕТЕЛЬНИК, В. М. ШИМОН, С. П. АЛФЕЛДИЙ, І. І. ПУШКАШ

ЧИСЕЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ НОГИ ЛЮДИНИ ПІСЛЯ ОПЕРАТИВНОГО ЛІКУВАННЯ ІЗ ЗАСТОСУВАННЯМ БІОСКЛА

У роботі пропонуються результати чисельного дослідження впливу на напружено-деформований стан елементів ноги людини здійснення оперативного лікування, заміни пошкоджених остеомиєлітом тканин імплантатами, виготовлених з біоскла. Математична модель здійснених досліджень застосовує основні співвідношення механіки суцільного середовища у зв'язі з чисельними методами, зокрема, методом скінченних елементів. В ході дослідження розглядалися три розрахункові групи, відмінності яких полягали у розмірах імплантату з біоскла, кожна група, в свою чергу, складалася з чотирьох розрахункових схем, дві з яких описували «інтактний» стан та «пошкоджений», інші дві розрахункові схеми описували ногу людини після оперативного лікування з установки імплантатів, виготовлених з різних типів біоскла – AC-5 та FAR-5, відповідно. За підсумками досліджень були отримані характеристики напружено-деформованого стану та здійснено порівняльний аналіз.

Ключовими словами: напружено-деформований стан; нога людини; остеомиєліт; біоскло; метод скінченних елементів; еквівалентні напруження

Н. А. ТКАЧУК, О. В. ВЕРЕТЕЛЬНИК, В. М. ШИМОН, С. П. АЛФЕЛДИЙ, И. И. ПУШКАШ **ЧИСЛЕННОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ НОГИ ЧЕЛОВЕКА ПОСЛЕ ОПЕРАТИВНОГО ЛЕЧЕНИЯ С ПРИМЕНЕНИЕМ БИОСТЕКЛА**

В работе предлагаются результаты численного исследования влияния на напряженно-деформированное состояние элементов ноги человека проведения оперативного лечения, замены поврежденных остеомиелитом тканей имплантатами, изготовленных из биостекла. Математическая модель проведенных исследований базировалась на основных соотношениях механики сплошной среды в связке с численными методами, в частности, методом конечных элементов. В ходе исследования рассматривались три расчетные группы, различия которых заключались в размерах имплантатов из биостекла, каждая группа, в свою очередь, состояла из четырех расчетных схем, две из которых описывали «интактное» состояние и «поврежденное», другие две расчетные схемы описывали ногу человека после оперативного лечения по установке имплантатов, изготовленных из различных типов биостекла – AC-5 и FAR-5, соответственно. По итогам исследований были получены характеристики напряженно-деформированного состояния и проведен сравнительный анализ.

Ключевые слова: напряженно-деформированное состояние; нога человека; остеомиелит; биостекло; метод конечных элементов; эквивалентные напряжения

М. ТКАЧУК, О. ВЕРЕТЕЛЬНИК, В. ШИМОН, С. АЛФЕЛДИЙ, І. ПУШКАШ **NUMERICAL STUDY OF STRESS-STRAIN STATE OF HUMAN FEET AFTER OPERATIONAL TREATMENT WITH BIOGLASS APPLICATION**

The paper presents the results of a numerical study of the effect on stress-strain state of the elements of a person's leg after surgical treatment, replacement of damaged tissues with osteomyelitis with implants made of bioglass. The mathematical model of conducted research was based on the basic relations of continuum mechanics, in conjunction with numerical methods, in particular, by the finite element method. In the course of the study, three design groups were considered, the differences of which consisted in the size of bioglass implants, each group, in turn, consisted of four design schemes, two of which described an "intact" state and a "damaged" state, the other two the schemes described the human leg after surgical treatment of implant installation made of various types of bioglass -AC-5 and FAR-5, respectively. According to the results of the research, characteristics of stress-strain state were obtained and a comparative analysis was carried out.

Keywords: stress-strain state; human foot; osteomyelitis; bioglass; finite element method; equivalent stresses

Вступ. Сучасна медицина досить широко використовує штучні імплантати для заміщення пошкоджених у результаті різних захворювань тканин. Так, при різноманітних захворюваннях кісткових тканин, наприклад, остеомиєліті, використовуються різні матеріали [1–6]. Одним із таких матеріалів є біоскло. У роботі пропонується дослідження правої ноги людини з декількома осередками ураження кісткових тканин.

Дослідження було здійснене за допомогою методу скінченних елементів, оскільки цей метод дає можливість розглядати складні тривимірні геометричні моделі. Також суттєвою перевагою використання цього методу [7] є те, що у випадках, коли важко або неможливо здійснити клінічний аналіз проблематики із використання спеціальних технічних медичних засобів (імплантатів), які використовуються для відновлення цілісності кісткових тканин, а також супутні причини – варіювання параметрів імплантатів в природних умовах. Крім того, слід взяти до уваги неможливість здійснення експериментальних досліджень: аналіз багатьох

різних параметрів вимагає виробництва багатьох прототипів і може бути дуже дорогим. Також важливо, що граничні умови, такі як м'язові сили, не можуть бути реалізовані в експериментальній установці, а експериментальні дослідження на зразку людини можуть не відтворюватися через зміни біологічних властивостей. Ще одним фактором є те, що результати клінічного або експериментального дослідження не можуть бути у багатьох випадках однозначно інтерпретовані. У свою чергу, чисельна модель може допомогти в інтерпретації клінічних та експериментальних результатів.

Таким чином, використання методу скінченних елементів для аналізу напружено-деформованого стану досліджуваних біологічних і біомеханічних систем є найбільш ефективним рішенням.

Як було зазначено вище, метод скінченних елементів часто використовується при розробці імплан-

© М. А. Ткачук, О. В. Веретельник, В.М. Шимон, С.П. Алфелдій, І.І. Пушкаш, 2019

татів, допомагаючи вирішити невирішені питання [8, 9], пов'язані з клінічними дослідженнями. На теперішній час публікуються різні підходи до створення моделей з'єднання «імплантат – кістка» [10–14].

В аспекті моделювання та проектування варто взяти до уваги, що досліджувані структури в біомеханіці не створені людиною, а мають біологічне походження. Отже, при аналізі кістки не існує точно визначених геометричних примітивів, а є специфічна для пацієнта морфологія, яка сильно неоднорідна і змінюється протягом життя в залежності від фізіологічних навантажень, стану здоров'я, віку і харчування.

Одним із найбільш важливих аспектів біомеханічних систем є їх геометрична складність, яка значно ускладнює створення точних моделей. Класичні моделі страждали від цього недоліку – геометричної неточності, присутньої навіть у недавніх моделях [15, 16], що ставило під сумнів в більшості досліджень достовірність результатів та їх екстраполяцію на клінічні умови. Отже, необхідний розвиток методів та моделей для дослідження напружено-деформованого стану елементів біомеханічних систем.

Здійснені дослідження були реалізовані на підставі договору про спільну роботу між ДВНЗ «Ужгородський національний університет» та центром комп'ютерного моделювання «Тензор» Національного технічного університету «Харківський політехнічний інститут», який оснащений комп'ютерним кластером «ПОЛІТЕХНІК-125».

Метою роботи є розробка методів та здійснення дослідження змін напружено-деформованого стану елементів правої ноги людини після здійснення оперативного лікування з метою заміни пошкоджених кісткових тканин із захворюванням остіємілітом імплантатами, виготовленими із біоскла.

Теоретичні основи математичного опису. Основні співвідношення механіки суцільного середовища для опису напружено-деформованого стану біологічних і біомеханічних систем. Здійснення досліджень напружено-деформованого стану біологічних і біомеханічних систем ґрунтується на рівняннях теорії пружності.

Як відомо, для визначення компонентів напружено-деформованого стану теорія пружності в своєму розпорядженні має три групи рівнянь. Дані групи рівнянь включають в себе: геометричні (відомі як співвідношення Коші), фізичні (відомі як закон Гука) і статичні співвідношення.

Вектор переміщень u , тензора деформацій ε та напружень σ можуть бути визначені як із переліченої системи рівнянь, так і за допомогою методу скінченних елементів [17–23]. За допомогою основних співвідношень методу скінченних елементів можна отримати загальну картину напружено-деформованого стану для всієї досліджуваної моделі.

Згідно із загальними положеннями даного методу [17–23], досліджувана модель біологічних і біомеханічних систем розбивається на скінченне

число дискретних елементів, які пов'язані між собою вузлами. У цих вузлах визначаються величини функції u (ще відомі як вузлові переміщення). При цьому величина в рамках одного дискретного елемента визначається за допомогою апарату інтерполяції за відомими функціями форми α_i :

$$u = \sum \alpha_i u_i . \quad (1)$$

За допомогою матриці жорсткості $[k]^e$ можна записати зв'язок вузлових зусиль $\{R\}^e$ і вузлових переміщень $\{u\}^e$ у наступному вигляді:

$$\{R\}^e = [k]^e \{u\}^e . \quad (2)$$

За допомогою принципу віртуальної роботи напружено-деформований стан скінченного елемента можна подати у наступному вигляді [21]:

$$\{\delta u\}^T \{R\} - \iiint_V \{\delta \varepsilon\}^T \{\sigma\} dV = 0 , \quad (3)$$

де $\{u\}$ – вектор вузлових переміщень,

$\{R\}$ – вектор вузлових зусиль,

$\{\varepsilon\}$ – вектор вузлових деформацій,

$\{\sigma\}$ – вектор вузлових напружень,

V – об'єм елемента.

Зв'язок між переміщеннями і деформаціями, а також деформаціями і напруженнями має такий вигляд:

$$\{\varepsilon\} = [B]\{u\} , \quad (4)$$

$$\{\sigma\} = [D]\{\varepsilon\} , \quad (5)$$

де $[B]$ – матриця диференціювання переміщень,

$[D]$ – матриця властивостей матеріалу.

На основі співвідношень теорії пружності [22, 24] матриця жорсткості дискретного елемента (5) визначається геометричними і фізичними співвідношеннями.

Розв'язувальна система рівнянь методу скінченних елементів:

$$[K]\{u\} = \{R\} . \quad (6)$$

Чисельні дослідження напружено-деформованого стану правої ноги людини. Сучасні методи візуалізації, такі як комп'ютерна томографія (КТ) та магнітно-резонансна томографія, дають можливість реконструювати біологічні структури для подальшого скінченно-елементного аналізу. Тривимірна реконструкція є основою для представленого підходу. З іншого боку, імплантати, які підлягають аналізу у скінченно-елементних моделях, можуть бути спроектовані з використанням програмного забезпечення САД, наприклад, такою як Solidworks [25].

У процесі моделювання була відновлена геометрична модель за КТ знімками без патологічних структурних змін. В процесі моделювання були виділені області, які описують пошкоджені тканини. Моделювання пошкоджених тканин здійснювалося зменшенням початкових показників фізико-механічних властивостей кісткових тканин. Аналогічним чином моделювалася установка елементів із біоскла.

Побудова тривимірної геометричної моделі виконувалася в системі автоматизованого проектування Solidworks [25]. Після створення геометричної моделі вона була імпортована в програмний комплекс Workbench [26]. Цей програмний комплекс призначений для здійснення досліджень напружено-деформованого стану із використанням методів механіки суцільного середовища у поєднанні з чисельними методами розв'язання систем рівнянь.

Після імпортування моделі в програмному комплексі Workbench на основі тривимірної геометричної моделі була створена скінченно-елементна модель, визначені фізико-механічні властивості матеріалів, прикладені зовнішні граничні умови. Також здійснені подальші дослідження, що дають змогу визначити компоненти напружено-деформованого стану.

В рамках здійснення даного дослідження матеріали вважалися однорідними та ізотропними.



Рисунок 1 – Геометрична модель правої ноги людини (з виділеними областями, ураженими захворюваннями)

Для здійснення досліджень були створені геометричні моделі, які описували праву ногу людини, з виділеними областями, ураженими захворюваннями (рис. 1). Як було викладено вище, у разі здійснення оперативного лікування здійснюється заміщення уражених тканин імплантатами, виготовленими із біоскла. У роботі було промодельовано різні області заміщення пошкоджених тканин імплантатами з біоскла. На рис. 2 представлена геометрична модель із виділеними областями замі-

щення пошкоджених тканин, відповідні області промарковані латинськими буквами А, В, С, D, Е.

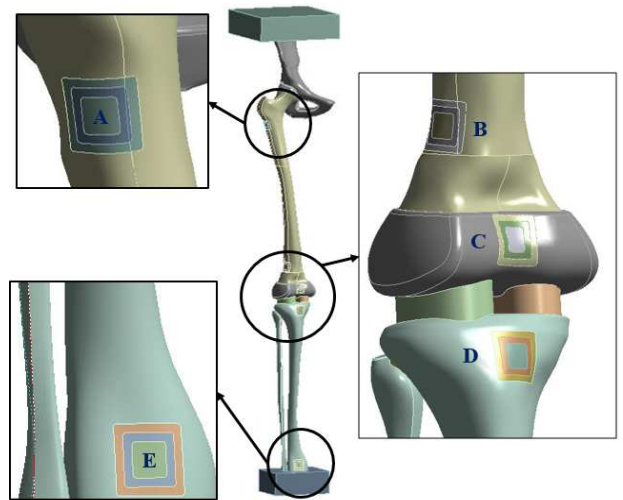


Рисунок 2 – Геометрична модель з виділеними областями заміщення тканин

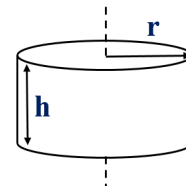


Рисунок 3 – Схема елемента заготовки з біоскла

Розглянуто три типорозміри елементів з біоскла, які застосовуються для заміщення пошкоджених тканин. Ці елементи виготовляються у вигляді дисків з подальшою обробкою зовнішньої поверхні під профіль кістки. На рис. 3 наведена схема заготовки елемента з біоскла, у табл. 1 – розміри елементів, виготовлених із біоскла.

На рис. 4 представлена досліджувана область на прикладі області А.

Таблиця 1 – Габаритні розміри елемента з біоскла

Розрахункова група	h , мм	r , мм
1	10	5
2	15	7,5
3	20	10

При моделюванні оперативного лікування із заміщення пошкоджених тканин було побудовано три розрахункові групи, відмінності між якими полягали у розмірах елемента з біоскла. При цьому, кожна група включає чотири розрахункові схеми які описують різний стан кістки: інтактний стан, пошкоджений, після здійснення оперативного втручання при використанні двох типів біоскла – AC-5 та FAR-5 (див. табл. 2). У табл. 3 наведені фізико-механічні властивості матеріалів біологічних і біомеханічних систем.

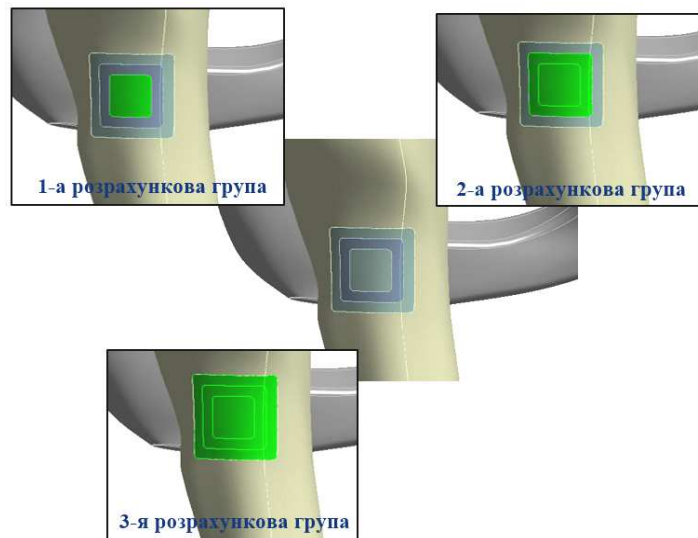


Рисунок 4 – Досліджувана область (на прикладі області А)

При побудові скінченно-елементних моделей (СЕМ) використовувалися скінченні елементи різного типу. Це 10-ти вузловий тетраедр (SOLID187) і 20-ти вузловий кубічний елемент (SOLID186). Застосування різних типів елементів дає можливість отримати якісну СЕМ, яка описує складну геометричну форму елементів біологічних систем. Так, за допомогою кубічного елемента можна розбити більш прості елементи досліджуваної системи, за допомогою тетраедра – більш складні елементи системи.

Таким чином, утворена комбінована скінченно-елементна модель дає можливість отримати вищу апроксимацію з найменшою похибкою.

Таблиця 2 – Розрахункові схеми

№ розрахункової схеми	Стан кістки
1	«Інтактна»
2	«Пошкоджена»
3	AC-5
4	FAR-5

Побудовані скінченно-елементні моделі налічували близько 340 тис. елементів. На рис. 5 наведені

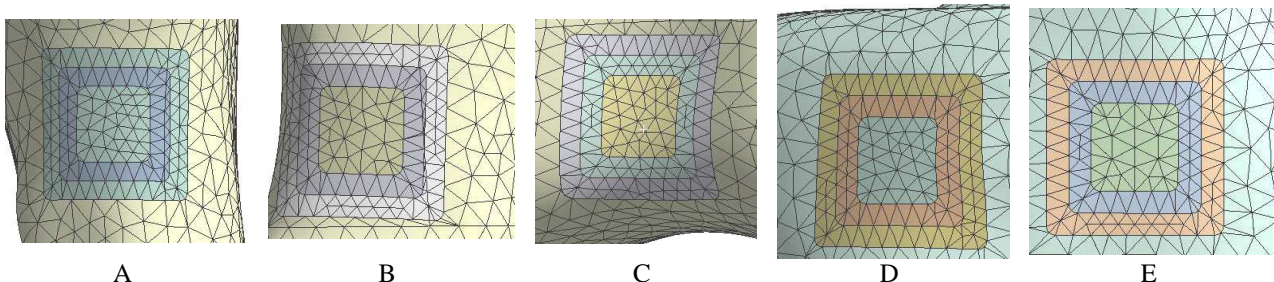


Рисунок 5 – Области скінченно-елементної моделі

області скінченно-елементної моделі у місцях заміщення пошкоджених тканин біоскломом. На рис. 6 наведені схеми навантаження і закріплення, а також додаткові умови, які накладаються на модель у вигляді додаткових переміщень, які додаються до елемента «верхня опора». Сила, яка забезпечує навантаження досліджуваних систем, дорівнює 500Н та прикладається до елемента «верхня опора».

Таблиця 3 – Фізико-механічні властивості матеріалів біологічних і біомеханічних систем

№ розрах. схеми	Кісткова тканина	Модуль Пружності, Па	Коеф. Пуассона
1	Кортикальна тканина	$1 \cdot 10^{10}$	0,3
	Губчаста тканина	$4,5 \cdot 10^8$	0,2
2	Кортикальна тканина	$5 \cdot 10^9$	0,3
	Губчаста тканина	$2,25 \cdot 10^8$	0,2
3	-	$1,5 \cdot 10^8$	0,22
4	-	$0,9 \cdot 10^8$	0,22

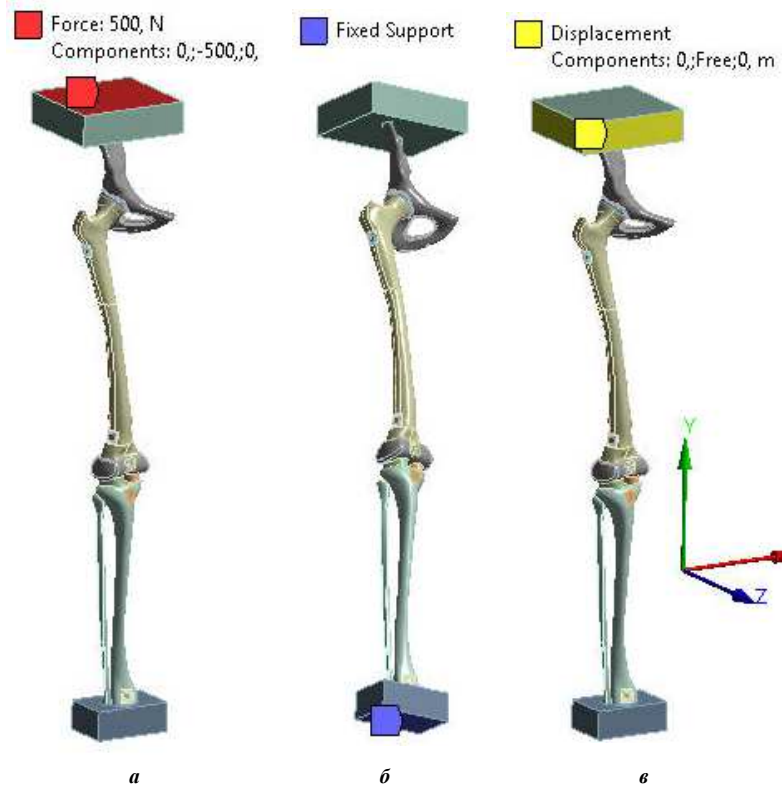



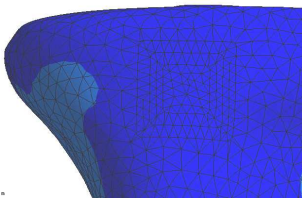
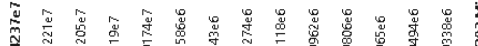
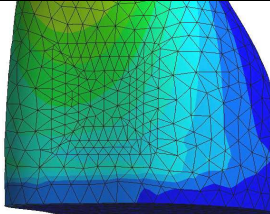

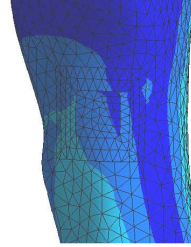

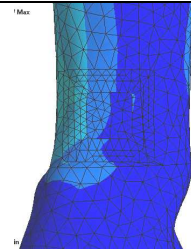
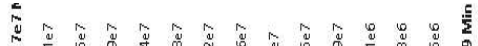
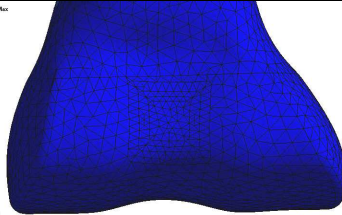

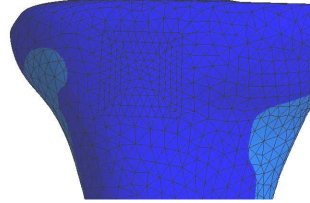

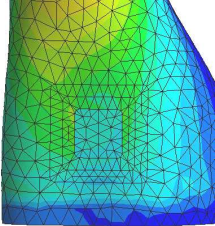
Рисунок 6 – Схеми навантаження (а), закріплення (б) і додаткові умови (в)

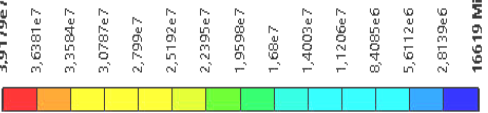
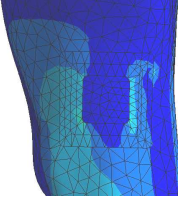
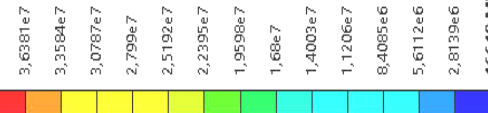
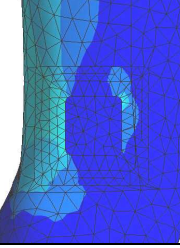
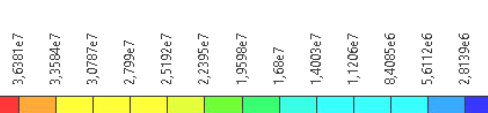
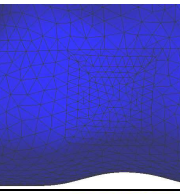
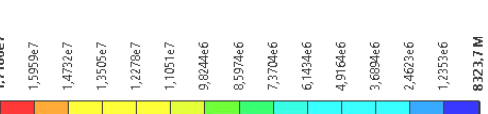
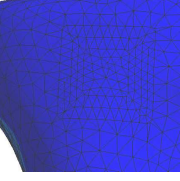

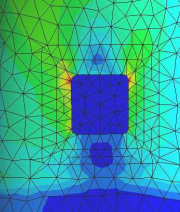
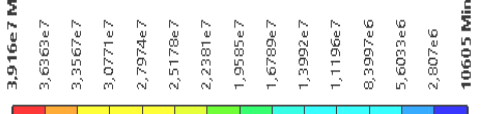
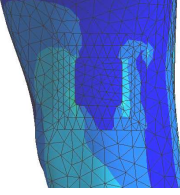
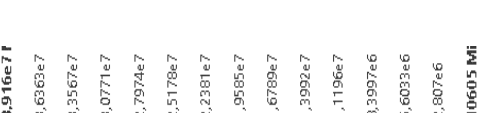
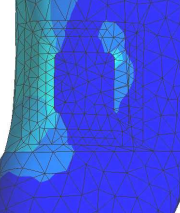

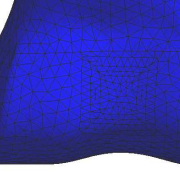
Результати чисельних досліджень. За підсумками здійснених досліджень визначалися еквівалентні напруження та повні переміщення для елементів досліджуваних систем для всіх розрахункових груп і схем.

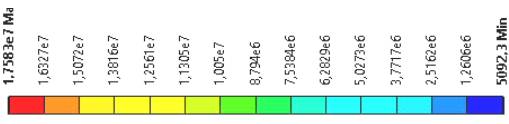
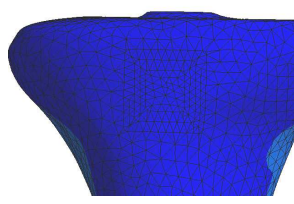
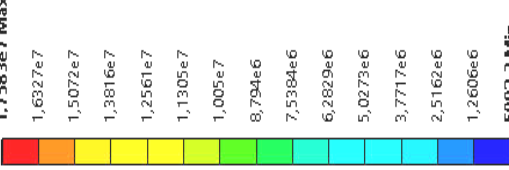
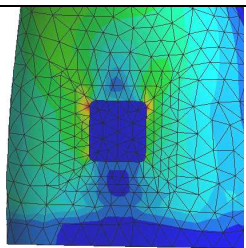
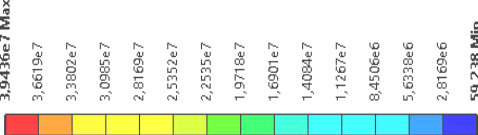
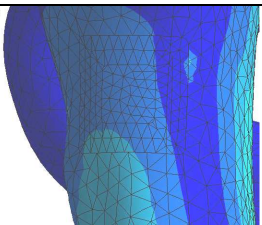
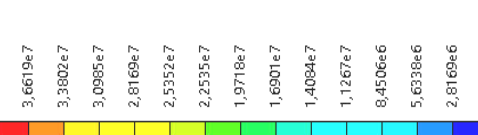
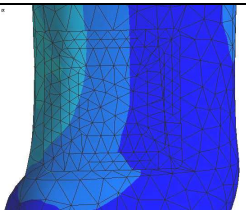
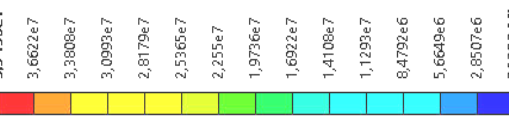
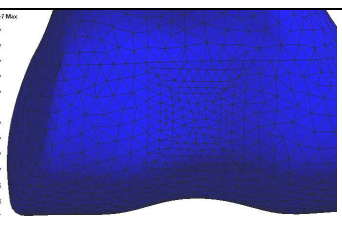
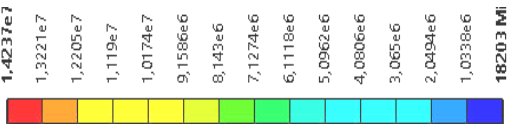
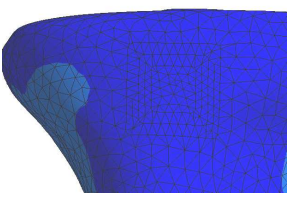

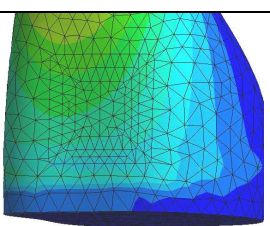
У табл. 4 наведені поля розподілу еквівалентних напружень в розглянутих областях досліджуваної моделі, для всіх розрахункових груп та схем.

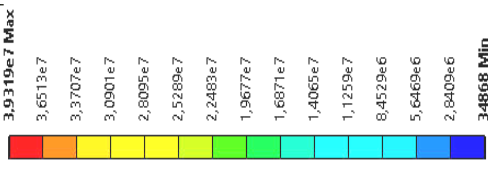
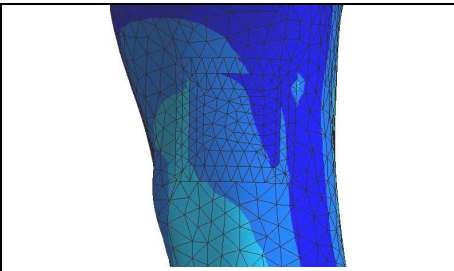
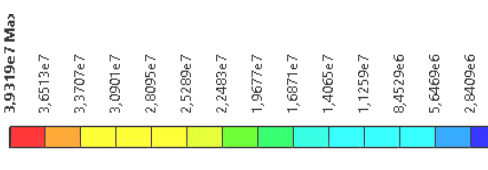
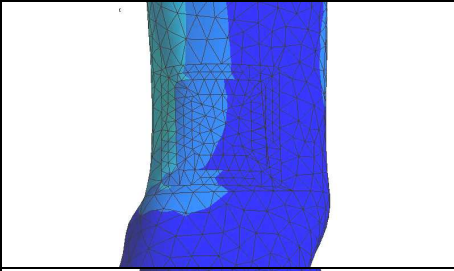
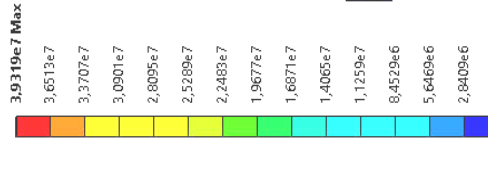

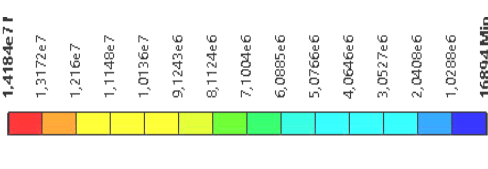
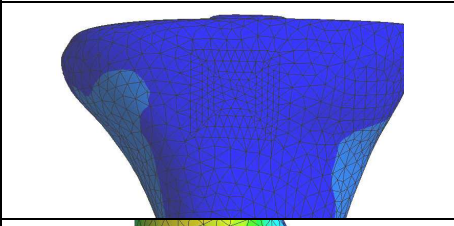
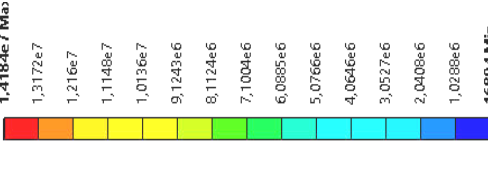
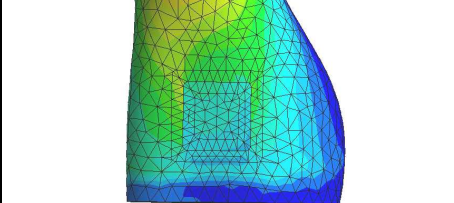
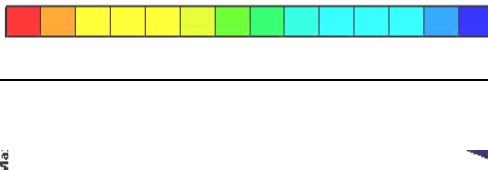
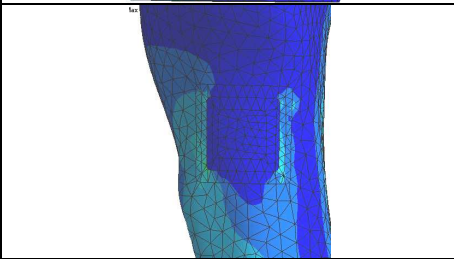
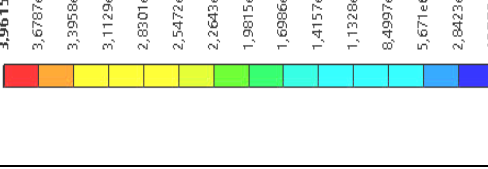
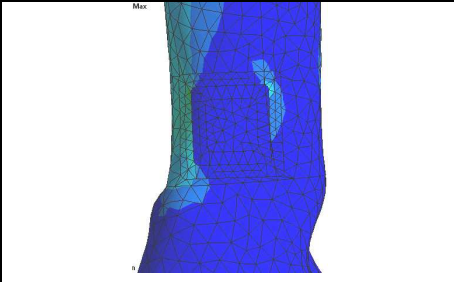
Таблиця 4 – Поля розподілу еквівалентних напружень для різних розрахункових груп

Розрахункова схема	Області СЕМ	Значення	Розподіл еквівалентних напружень
1-а розрахункова група			
1	А	<p>3,9436e7 Max</p> <p>3,6619e7 3,3802e7 3,0985e7 2,8169e7 2,5352e7 2,2535e7 1,9718e7 1,6901e7 1,4084e7 1,1267e7 8,4506e6 5,6338e6 2,8169e6</p> <p>39.238 Min</p>	
	В	<p>3,9436e7 Max</p> <p>3,6619e7 3,3802e7 3,0985e7 2,8169e7 2,5352e7 2,2535e7 1,9718e7 1,6901e7 1,4084e7 1,1267e7 8,4506e6 5,6338e6 2,8169e6</p> <p>39.238 Min</p>	
	С	<p>3,9436e7</p> <p>3,6622e7 3,3808e7 3,0993e7 2,8179e7 2,5365e7 2,255e7 1,9736e7 1,6922e7 1,4108e7 1,1293e7 8,4792e6 5,6649e6 2,8507e6</p> <p>36.393 Mi</p>	

Розрахункова схема	Області СЕМ	Значення	Розподіл еквівалентних напружень
1-а розрахункова група			
	D	<p>1,4237e7</p> <p>1,3221e7</p> <p>1,2205e7</p> <p>1,119e7</p> <p>1,0174e7</p> <p>9,1586e6</p> <p>8,143e6</p> <p>7,1274e6</p> <p>6,1118e6</p> <p>5,0962e6</p> <p>4,0806e6</p> <p>3,065e6</p> <p>2,0494e6</p> <p>1,0338e6</p> <p>18203 M</p> 	
	E	<p>1,4237e7 Max</p> <p>1,3221e7</p> <p>1,2205e7</p> <p>1,119e7</p> <p>1,0174e7</p> <p>9,1586e6</p> <p>8,143e6</p> <p>7,1274e6</p> <p>6,1118e6</p> <p>5,0962e6</p> <p>4,0806e6</p> <p>3,065e6</p> <p>2,0494e6</p> <p>1,0338e6</p> <p>18203 Min</p> 	
2	A	<p>3,9317e7 Max</p> <p>3,6511e7</p> <p>3,3705e7</p> <p>3,0899e7</p> <p>2,8094e7</p> <p>2,5288e7</p> <p>2,2482e7</p> <p>1,9676e7</p> <p>1,687e7</p> <p>1,4065e7</p> <p>1,1259e7</p> <p>8,4531e6</p> <p>5,6473e6</p> <p>2,8415e6</p> <p>35699 Min</p> 	
	B	<p>3,9317e7 Mi</p> <p>3,6511e7</p> <p>3,3705e7</p> <p>3,0899e7</p> <p>2,8094e7</p> <p>2,5288e7</p> <p>2,2482e7</p> <p>1,9676e7</p> <p>1,687e7</p> <p>1,4065e7</p> <p>1,1259e7</p> <p>8,4531e6</p> <p>5,6473e6</p> <p>2,8415e6</p> <p>35699 Min</p> 	
	C	<p>3,9317e7 H</p> <p>3,6511e7</p> <p>3,3705e7</p> <p>3,0899e7</p> <p>2,8094e7</p> <p>2,5288e7</p> <p>2,2482e7</p> <p>1,9676e7</p> <p>1,687e7</p> <p>1,4065e7</p> <p>1,1259e7</p> <p>8,4531e6</p> <p>5,6473e6</p> <p>2,8415e6</p> <p>35699 Min</p> 	
	D	<p>1,4214e7 Max</p> <p>1,32e7</p> <p>1,2186e7</p> <p>1,1172e7</p> <p>1,0158e7</p> <p>9,1437e6</p> <p>8,1297e6</p> <p>7,1157e6</p> <p>6,1017e6</p> <p>5,0878e6</p> <p>4,0738e6</p> <p>3,0598e6</p> <p>2,0458e6</p> <p>1,0318e6</p> <p>17828 Min</p> 	
	E	<p>1,4214e7 Max</p> <p>1,32e7</p> <p>1,2186e7</p> <p>1,1172e7</p> <p>1,0158e7</p> <p>9,1437e6</p> <p>8,1297e6</p> <p>7,1157e6</p> <p>6,1017e6</p> <p>5,0878e6</p> <p>4,0738e6</p> <p>3,0598e6</p> <p>2,0458e6</p> <p>1,0318e6</p> <p>17828 Min</p> 	


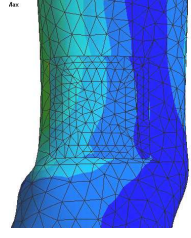

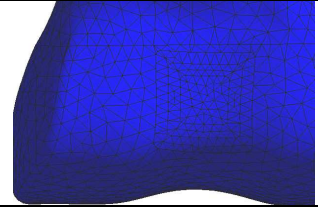

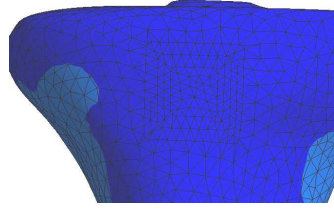

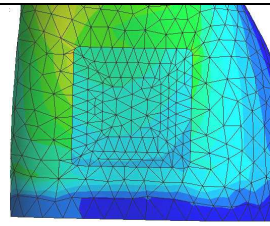

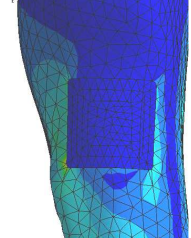

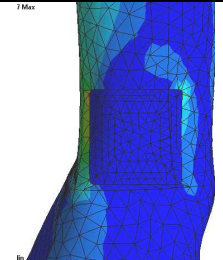

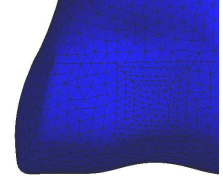
Розрахункова схема	Області СЕМ	Значення	Розподіл еквівалентних напружень
1-а розрахункова група			
3	A	<p>3,9179e7 P</p>  <p>3,6381e7 3,3584e7 3,0787e7 2,799e7 2,5192e7 2,2395e7 1,9598e7 1,68e7 1,4003e7 1,1206e7 8,4085e6 5,6112e6 2,8139e6 16619 Min</p>	
	B	<p>3,9179e7</p>  <p>3,6381e7 3,3584e7 3,0787e7 2,799e7 2,5192e7 2,2395e7 1,9598e7 1,68e7 1,4003e7 1,1206e7 8,4085e6 5,6112e6 2,8139e6 16619 Mi</p>	
	C	<p>3,9179e7 Ma</p>  <p>3,6381e7 3,3584e7 3,0787e7 2,799e7 2,5192e7 2,2395e7 1,9598e7 1,68e7 1,4003e7 1,1206e7 8,4085e6 5,6112e6 2,8139e6 16619 Min</p>	
	D	<p>1,7186e7</p>  <p>1,5959e7 1,4732e7 1,3505e7 1,2278e7 1,1051e7 9,8244e6 8,5974e6 7,3704e6 6,1434e6 4,9164e6 3,6894e6 2,4623e6 1,2353e6 8323,7 M</p>	
	E	<p>1,7186e7 I</p>  <p>1,5959e7 1,4732e7 1,3505e7 1,2278e7 1,1051e7 9,8244e6 8,5974e6 7,3704e6 6,1434e6 4,9164e6 3,6894e6 2,4623e6 1,2353e6 8323,7 Mi</p>	
4	A	<p>3,916e7 Ma</p>  <p>3,6363e7 3,3567e7 3,0771e7 2,7974e7 2,5178e7 2,2381e7 1,9585e7 1,6789e7 1,3992e7 1,1196e7 8,3997e6 5,6033e6 2,807e6 10605 Min</p>	
	B	<p>3,916e7 P</p>  <p>3,6363e7 3,3567e7 3,0771e7 2,7974e7 2,5178e7 2,2381e7 1,9585e7 1,6789e7 1,3992e7 1,1196e7 8,3997e6 5,6033e6 2,807e6 10605 Mi</p>	
	C	<p>3,916e7 Ma</p>  <p>3,6363e7 3,3567e7 3,0771e7 2,7974e7 2,5178e7 2,2381e7 1,9585e7 1,6789e7 1,3992e7 1,1196e7 8,3997e6 5,6033e6 2,807e6 10605 Min</p>	


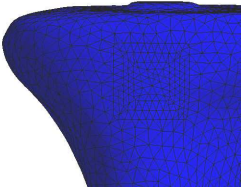

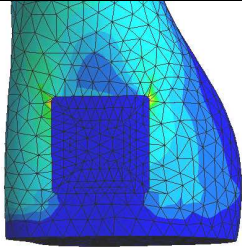

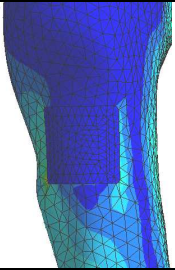

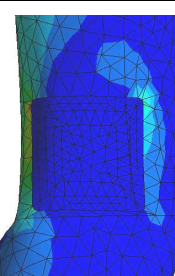

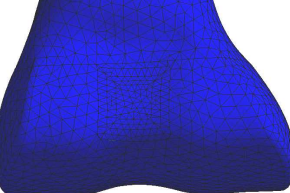
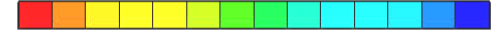
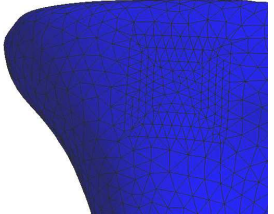

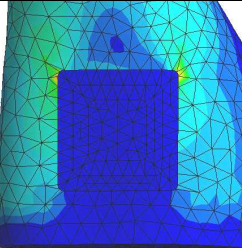
Розрахункова схема	Області СЕМ	Значення	Розподіл еквівалентних напружень
1-а розрахункова група			
4	D	<p>1.7583e7 Ma</p> <p>1,6327e7 1,5072e7 1,3816e7 1,2561e7 1,1305e7 1,005e7 8,794e6 7,5384e6 6,2829e6 5,0273e6 3,7717e6 2,5162e6 1,2606e6 5092.3 Min</p> 	
	E	<p>1.7583e7 Max</p> <p>1,6327e7 1,5072e7 1,3816e7 1,2561e7 1,1305e7 1,005e7 8,794e6 7,5384e6 6,2829e6 5,0273e6 3,7717e6 2,5162e6 1,2606e6 5092.3 Min</p> 	
2-а розрахункова група			
1	A	<p>3.9436e7 Max</p> <p>3,6619e7 3,3802e7 3,0985e7 2,8169e7 2,5352e7 2,2535e7 1,9718e7 1,6901e7 1,4084e7 1,1267e7 8,4506e6 5,6338e6 2,8169e6 59.238 Min</p> 	
	B	<p>3.9436e7 Max</p> <p>3,6619e7 3,3802e7 3,0985e7 2,8169e7 2,5352e7 2,2535e7 1,9718e7 1,6901e7 1,4084e7 1,1267e7 8,4506e6 5,6338e6 2,8169e6 59.238 Min</p> 	
	C	<p>3.9436e7</p> <p>3,6622e7 3,3808e7 3,0993e7 2,8179e7 2,5365e7 2,2557e7 1,9736e7 1,6922e7 1,4108e7 1,1299e7 8,4792e6 5,6649e6 2,8507e6 36393 Mi</p> 	
	D	<p>1.4237e7</p> <p>1,3221e7 1,2205e7 1,119e7 1,0174e7 9,1586e6 8,143e6 7,1274e6 6,1118e6 5,0962e6 4,0806e6 3,065e6 2,0494e6 1,0338e6 18203 Mi</p> 	
	E	<p>1.4237e7 Max</p> <p>1,3221e7 1,2205e7 1,119e7 1,0174e7 9,1586e6 8,143e6 7,1274e6 6,1118e6 5,0962e6 4,0806e6 3,065e6 2,0494e6 1,0338e6 18203 Min</p> 	

Розрахункова схема	Області СЕМ	Значення	Розподіл еквівалентних напружень
2-а розрахункова група			
2	A	<p>3.9319e7 Max</p> <p>3,6513e7 3,3707e7 3,0901e7 2,8095e7 2,5289e7 2,2483e7 1,9677e7 1,6871e7 1,4065e7 1,1259e7 8,4529e6 5,6469e6 2,8409e6</p> <p>34868 Min</p> 	
	B	<p>3.9319e7 Max</p> <p>3,6513e7 3,3707e7 3,0901e7 2,8095e7 2,5289e7 2,2483e7 1,9677e7 1,6871e7 1,4065e7 1,1259e7 8,4529e6 5,6469e6 2,8409e6</p> <p>34868 Min</p> 	
	C	<p>3.9319e7 Max</p> <p>3,6513e7 3,3707e7 3,0901e7 2,8095e7 2,5289e7 2,2483e7 1,9677e7 1,6871e7 1,4065e7 1,1259e7 8,4529e6 5,6469e6 2,8409e6</p> <p>34868 Min</p> 	
	D	<p>1.4184e7 I</p> <p>1,3172e7 1,216e7 1,1148e7 1,0136e7 9,1243e6 8,1124e6 7,1004e6 6,0885e6 5,0766e6 4,0646e6 3,0527e6 2,0408e6 1,0288e6</p> <p>16894 Min</p> 	
	E	<p>1.4184e7 Ma</p> <p>1,3172e7 1,216e7 1,1148e7 1,0136e7 9,1243e6 8,1124e6 7,1004e6 6,0885e6 5,0766e6 4,0646e6 3,0527e6 2,0408e6 1,0288e6</p> <p>16894 Min</p> 	
3	A	<p>3.9615e7 Ma</p> <p>3,6787e7 3,3958e7 3,1129e7 2,8301e7 2,5472e7 2,2643e7 1,9815e7 1,6986e7 1,4157e7 1,1328e7 8,4997e6 5,671e6 2,8423e6</p> <p>13579 Min</p> 	
	B	<p>3.9615e7 Ma</p> <p>3,6787e7 3,3958e7 3,1129e7 2,8301e7 2,5472e7 2,2643e7 1,9815e7 1,6986e7 1,4157e7 1,1328e7 8,4997e6 5,671e6 2,8423e6</p> <p>13579 Min</p> 	

Розрахункова схема	Області СЕМ	Значення	Розподіл еквівалентних напружень
2-а розрахункова група			
3	C	<p>3,9615e7 Ma</p> <p>3,6787e7 3,3958e7 3,1129e7 2,8301e7 2,5472e7 2,2643e7 1,9815e7 1,6986e7 1,4157e7 1,1328e7 8,4997e6 5,671e6 2,8423e6</p> <p>13579 Min</p>	
	D	<p>2,1552e7 M</p> <p>2,0013e7 1,8474e7 1,6935e7 1,5396e7 1,3857e7 1,2318e7 1,0779e7 9,2403e6 7,7013e6 6,1623e6 4,6232e6 3,0842e6 1,5452e6</p> <p>6198,6 Min</p>	
	E	<p>2,1552e7 Max</p> <p>2,0013e7 1,8474e7 1,6935e7 1,5396e7 1,3857e7 1,2318e7 1,0779e7 9,2403e6 7,7013e6 6,1623e6 4,6232e6 3,0842e6 1,5452e6</p> <p>6198,6 Min</p>	
4	A	<p>3,9601e7 Max</p> <p>3,6773e7 3,3945e7 3,1117e7 2,8289e7 2,5461e7 2,2633e7 1,9805e7 1,6977e7 1,4149e7 1,1321e7 8,499e6 5,6649e6 2,8369e6</p> <p>8819,9 Min</p>	
	B	<p>3,9601e7</p> <p>3,6773e7 3,3945e7 3,1117e7 2,8289e7 2,5461e7 2,2633e7 1,9805e7 1,6977e7 1,4149e7 1,1321e7 8,499e6 5,6649e6 2,8369e6</p> <p>8819,9 Mi</p>	
	C	<p>3,9601e7 Ma</p> <p>3,6773e7 3,3945e7 3,1117e7 2,8289e7 2,5461e7 2,2633e7 1,9805e7 1,6977e7 1,4149e7 1,1321e7 8,499e6 5,6649e6 2,8369e6</p> <p>8819,9 Min</p>	
	D	<p>2,2265e7 M</p> <p>2,0675e7 1,9085e7 1,7495e7 1,5905e7 1,4315e7 1,2725e7 1,1135e7 9,5445e6 7,9544e6 6,3643e6 4,7742e6 3,1841e6 1,594e6</p> <p>3942,1 Min</p>	

Розрахункова схема	Області СЕМ	Значення	Розподіл еквівалентних напружень
2-а розрахункова група			
4	Е	<p>2.2265e7 Max</p> <p>2,0675e7 1,9085e7 1,7495e7 1,5905e7 1,4315e7 1,2725e7 1,1135e7 9,5445e6 7,9544e6 6,3643e6 4,7742e6 3,1841e6 1,594e6 3942.1 Min</p>	
3-я розрахункова група			
1	A	<p>3.9436e7 Max</p> <p>3,6619e7 3,3802e7 3,0985e7 2,8169e7 2,5352e7 2,2535e7 1,9718e7 1,6901e7 1,4084e7 1,1267e7 8,4506e6 5,6338e6 2,8169e6 59,238 Min</p>	
	B	<p>3.9436e7 Max</p> <p>3,6619e7 3,3802e7 3,0985e7 2,8169e7 2,5352e7 2,2535e7 1,9718e7 1,6901e7 1,4084e7 1,1267e7 8,4506e6 5,6338e6 2,8169e6 59,238 Min</p>	
	C	<p>3.9436e7 Max</p> <p>3,6622e7 3,3808e7 3,0993e7 2,8179e7 2,5365e7 2,255e7 1,9736e7 1,6922e7 1,4108e7 1,1293e7 8,4792e6 5,6649e6 2,8507e6 36,393 Min</p>	
	D	<p>1.4237e7</p> <p>1,3221e7 1,2205e7 1,119e7 1,0174e7 9,1586e6 8,143e6 7,1274e6 6,1118e6 5,0962e6 4,0806e6 3,065e6 2,0494e6 1,0338e6 18203 Min</p>	
	E	<p>1.4237e7</p> <p>1,3221e7 1,2205e7 1,119e7 1,0174e7 9,1586e6 8,143e6 7,1274e6 6,1118e6 5,0962e6 4,0806e6 3,065e6 2,0494e6 1,0338e6 18203 Min</p>	
2	A	<p>2.0581e7 Max</p> <p>1,9113e7 1,7645e7 1,6178e7 1,471e7 1,3243e7 1,1775e7 1,0308e7 8,84e6 7,3725e6 5,9049e6 4,4373e6 2,9698e6 1,5022e6 34653 Min</p>	

Розрахункова схема	Області СЕМ	Значення	Розподіл еквівалентних напружень
3-я розрахункова група			
2	B	<p>2,0581e7 M</p> <p>1,9113e7 1,7645e7 1,6178e7 1,471e7 1,3243e7 1,1775e7 1,0308e7 8,84e6 7,3725e6 5,9049e6 4,4373e6 2,9698e6 1,5022e6</p> <p>34653 Min ,</p> 	
	C	<p>2,0581e7 Mi</p> <p>1,9113e7 1,7645e7 1,6178e7 1,471e7 1,3243e7 1,1775e7 1,0308e7 8,84e6 7,3725e6 5,9049e6 4,4373e6 2,9698e6 1,5022e6</p> <p>34653 Min</p> 	
	D	<p>1,4146e7 Ma</p> <p>1,3137e7 1,2127e7 1,1118e7 1,0109e7 9,0996e6 8,0903e6 7,081e6 6,0718e6 5,0625e6 4,0532e6 3,044e6 2,0347e6 1,0254e6</p> <p>16170 Min</p> 	
	E	<p>1,4146e7 Max</p> <p>1,3137e7 1,2127e7 1,1118e7 1,0109e7 9,0996e6 8,0903e6 7,081e6 6,0718e6 5,0625e6 4,0532e6 3,044e6 2,0347e6 1,0254e6</p> <p>16170 Min</p> 	
3	A	<p>2,7689e7 Max</p> <p>2,5712e7 2,3735e7 2,1758e7 1,9782e7 1,7805e7 1,5828e7 1,3851e7 1,1874e7 9,8971e6 7,9202e6 5,9433e6 3,9665e6 1,9896e6</p> <p>12692 Min</p> 	
	B	<p>2,7689e7 M</p> <p>2,5712e7 2,3735e7 2,1758e7 1,9782e7 1,7805e7 1,5828e7 1,3851e7 1,1874e7 9,8971e6 7,9202e6 5,9433e6 3,9665e6 1,9896e6</p> <p>12692 Min ,</p> 	
	C	<p>2,7689e7 Ma:</p> <p>2,5712e7 2,3735e7 2,1758e7 1,9782e7 1,7805e7 1,5828e7 1,3851e7 1,1874e7 9,8971e6 7,9202e6 5,9433e6 3,9665e6 1,9896e6</p> <p>12692 Min</p> 	

Розрахункова схема	Області СЕМ	Значення	Розподіл еквівалентних напружень
3-я розрахункова група			
3	D	<p>3.1426e7 Mi</p> <p>2,9181e7 2,6937e7 2,4692e7 2,2448e7 2,0204e7 1,7959e7 1,5715e7 1,347e7 1,1226e7 8,9815e6 6,7371e6 4,4927e6 2,2483e6 3924.4 Min</p> 	
	E	<p>3.1426e7 Max</p> <p>2,9181e7 2,6937e7 2,4692e7 2,2448e7 2,0204e7 1,7959e7 1,5715e7 1,347e7 1,1226e7 8,9815e6 6,7371e6 4,4927e6 2,2483e6 3924.4 Min</p> 	
4	A	<p>2.8923e7 Ma</p> <p>2,6858e7 2,4793e7 2,2727e7 2,0662e7 1,8597e7 1,6531e7 1,4466e7 1,2401e7 1,0335e7 8,2701e6 6,2048e6 4,1395e6 2,0742e6 8920.9 Min</p> 	
	B	<p>2.8923e7 Ma</p> <p>2,6858e7 2,4793e7 2,2727e7 2,0662e7 1,8597e7 1,6531e7 1,4466e7 1,2401e7 1,0335e7 8,2701e6 6,2048e6 4,1395e6 2,0742e6 8920.9 Min</p> 	
	C	<p>2.8923e7 Ma</p> <p>2,6858e7 2,4793e7 2,2727e7 2,0662e7 1,8597e7 1,6531e7 1,4466e7 1,2401e7 1,0335e7 8,2701e6 6,2048e6 4,1395e6 2,0742e6 8920.9 Min</p> 	
	D	<p>3.2996e7 Mi</p> <p>3,064e7 2,8283e7 2,5926e7 2,357e7 2,1213e7 1,8856e7 1,65e7 1,4143e7 1,1786e7 9,4294e6 7,0727e6 4,716e6 2,3593e6 2609.8 Min</p> 	
	E	<p>3.2996e7 Max</p> <p>3,064e7 2,8283e7 2,5926e7 2,357e7 2,1213e7 1,8856e7 1,65e7 1,4143e7 1,1786e7 9,4294e6 7,0727e6 4,716e6 2,3593e6 2609.8 Min</p> 	

Висновки

1. Створено параметричну модель, яка описує результат хірургічного втручання із заміщенням пошкоджених тканин елементами, які виготовлені з різних типів біоскла.

2. З аналізу отриманих значень напружень у стегновій кістці видно, що рівні напруження показали близькість для 1-ї та 2-ї розрахункових груп, відмінності склали менше 1%, а для 3-ї розрахункової групи – 30% для усіх розрахункових схем.

3. З аналізу отриманих значень напружень у великогомілкової кістці видно, що рівні напружень для 1-ї розрахункової групи склали 16%, для 2-ї розрахункової групи – 36%, а для 3-ї розрахункової групи – 56% для всіх розрахункових схем відповідно.

4. З аналізу максимальних значень еквівалентних напружень, отриманих для всіх розрахункових груп, видно, що вони не перевищують максимальних допустимих, оскільки для кортикальної кістки вони складають 160 МПа [27].

5. З аналізу отриманих напружень для елементів, виконаних із біоскла, видно, що напруження в імплантатах виконаних, з АС-5, вищі на 40%, ніж у імплантатах із FAR-5.

6. Розгляд отриманих значень повних переміщень для всіх розрахункових груп та відповідних схем показали невідповідність, яка істотно менша 1%.

Таким чином, за підсумками здійснених досліджень можна зробити висновки, які свідчать про ефективне використання імплантатів, виконаних із різних типів біоскла АС-5 і FAR-5 при оперативному лікуванні із заміщення пошкоджених тканин остеомиєлітом.

Список літератури

1. N. A. P. van Gestel, J. Geurts, D. J. W. Hulsen, B. van Rietbergen, S. Hofmann, and J. J. Arts. Clinical Applications of S53P4 Bioactive Glass in Bone Healing and Osteomyelitic Treatment: A Literature Review. *Hindawi Publishing Corporation BioMed Research International*, vol. 2015, article ID 684826, 12 p. <http://dx.doi.org/10.1155/2015/684826>
2. Ferrando A., Part Jo., Baeza Jo. Treatment of Cavitary Bone Defects in Chronic Osteomyelitis: Bioactive glass S53P4 vs. Calcium Sulphate Antibiotic Beads. *J. Bone Joint Infect.* 2017, vol. 2(4), pp. 194-201. doi: 10.7150/jbji.20404.
3. Larry L. Hench and Julia M. Polak Third-Generation Biomedical Materials. *Science*. 2002, vol. 295(5557), pp. 1014–1017. doi: 10.1126/science.1067404.
4. Geurts J., Vranken T., Gabriels F., Arts J.J., Moh P. Contemporary treatment of chronic osteomyelitis: implementation in low- and middle-income countries. *Geurts J et al. SA Orthop J.* 2018, vol. 17(2), pp. 40-43. doi: 10.17159/2309-8309/2018/v17n2a7.
5. Karasu B., Yanar A. Ozan, Koçak A., Kisacik Ö. Bioactive Glasses. *El-Cezeri Journal of Science and Engineering*. 2017, vol. 4, no. 3, pp. 436–471.
6. L. Drago, M. Toscano, M. Bottagisio Recent Evidence on Bioactive Glass Antimicrobial and Antibiofilm Activity: A Mini-Review. *Materials*. 2018, no. 11, pp. 326; doi:10.3390/ma11020326
7. https://www.researchgate.net/publication/221909127_Finite_Element_Analysis_in_Orthopaedic_Biomechanics
8. Wei Xiao, Mohsen Asle Zaem, Delbert E. Day, Mohamed N. Rahaman. Finite Element Modeling of the Flexural Mechanical Response of Polymer-Coated Bioactive Glass Scaffolds Composed of Thermally-Bonded Unidirectional Fibers. *Biomed. Glasses*. 2017, no. 3, pp. 86-95. doi: <https://doi.org/10.1515/bglass-2017-0008>

9. Xin Liu, Mohamed N. Rahaman, Gregory E. Hilmas, B. Sonny Bal. Mechanical properties of bioactive glass (13-93) scaffolds fabricated by robotic deposition for structural bone repair. *Acta Biomater.* 2013, no. 9(6), 24 p. doi:10.1016/j.actbio.2013.02.026.
10. Spears I. R., M. Pfeleiderer, et al. (2001). The effect of interfacial parameters on cup-bone relative micromotions. A finite element investigation. *J Biomec.* 34(1): 113-20.
11. Thompson M. S., Northmore-Ball M. D., et al. (). Effects of acetabular resurfacing component material and fixation on the strain distribution in the pelvis. *Proc Inst Mech Eng [H]*. 2002, no. 216(4), pp. 237-45.
12. Kaku N., H. Tsumura, et al. (2004). Biomechanical study of load transfer of the pubic ramus due to pelvic inclination after hip joint surgery using a three-dimensional finite element model. *J Orthop Sci*. 9(3): 264-9.
13. Oki, H., M. Ando, et al. (2004). Relation between vertical orientation and stability of acetabular component in the dysplastic hip simulated by nonlinear threedimensional finite element method. *Artif Organs*. 28(11): 1050-4.
14. Manley, M. T., K. L. Ong, et al. (2006). The potential for bone loss in acetabular structures following THA. *Clin Orthop Relat Res*. 453: 246-53.
15. Guan Y, Yoganandan N, Zhang J, Pintar FA, Cusick JF, Wolfla CE, Maiman DJ. Validation of a clinical finite element model of the human lumbosacral spine. *Med Biol Eng Comput*. 2006; 44: 633–641.
16. Little JP, Adam CJ, Evans JH, Pettey GJ, Pearcy MJ. Nonlinear finite element analysis of anular lesions in the L4/5 intervertebral disc. *J Biomech*. 2007; 40:2744–2751.
17. Zienkiewicz O. C., Taylor R. L., Zhu J.Z. *The Finite Element Method: Its Basis and Fundamentals*. Amsterdam; Heidelberg: Butterworth-Heinemann. 2006. 631 p.
18. Образцов И.Ф., Савельев Л.М., Хазанов Х.С. *Метод конечных элементов в задачах строительной механики летательных аппаратов*: Учеб. пособие для студентов авиац. спец. вузов. Москва: Высшая школа, 1985. 392 с.
19. Zienkiewicz, O. C. *The Finite Element Method: Its Basis and Fundamentals* [Text] / O. C. Zienkiewicz, R. L. Taylor, J. Z. Zhu. – 7th ed. Oxford: Butterworth-Heinemann, 2013. 756 p.
20. Сегерлинд Л. *Применение метода конечных элементов*. М.: Мир, 1979, 388 с.
21. Морозов Е.М. Никишков Г.П. *Метод конечных элементов в механике разрушения*. М.: Наука, 1980.–256 с.
22. Васидзу К. *Вариационные методы в теории упругости и пластичности*. М: Мир, 1987. 542 с.
23. Belytschko, T., Liu, W. K. and Moran, B. *Nonlinear Finite Elements for Continua and Structures*. J. Wiley & Sons, New York, 2000, 600 p.
24. Тимошенко С.П., Гудьер Дж. *Теория упругости*. М.: Наука, 1979. 560 с.
25. Solidworks - <http://www.solidworks.com/>
26. Workbench - <http://www.ansys.com/>.
27. Бойко И.В., Сабсай А.В., Макаров В.Б., Раджабов О.В. Математическое моделирование напряженно-деформированного состояния системы «кость-имплантат» при межвертлбовом переломе бедренной кости // *Вісник СевНТУ: зб. наук. пр. Вип. 133/2012. Серія: Механіка, енергетика, екологія*. Севастополь, 2012. С. 355-360.

References (transliterated)

1. N. A. P. van Gestel, J. Geurts, D. J. W. Hulsen, B. van Rietbergen, S. Hofmann, and J. J. Arts. Clinical Applications of S53P4 Bioactive Glass in Bone Healing and Osteomyelitic Treatment: A Literature Review. *Hindawi Publishing Corporation BioMed Research International*, vol. 2015, article ID 684826, 12 p. <http://dx.doi.org/10.1155/2015/684826>
2. Ferrando A., Part Jo., Baeza Jo. Treatment of Cavitary Bone Defects in Chronic Osteomyelitis: Bioactive glass S53P4 vs. Calcium Sulphate Antibiotic Beads. *J. Bone Joint Infect.* 2017, vol. 2(4), pp. 194-201. doi: 10.7150/jbji.20404.
3. Larry L. Hench and Julia M. Polak Third-Generation Biomedical Materials. *Science*. 2002, vol. 295(5557), pp. 1014–1017. doi: 10.1126/science.1067404.
4. Geurts J., Vranken T., Gabriels F., Arts J.J., Moh P. Contemporary treatment of chronic osteomyelitis: implementation in low- and

- middle-income countries. *Geurts J et al. SA Orthop J.* 2018, vol. 17(2), pp. 40-43. doi: 10.17159/2309-8309/2018/v17n2a7.
5. Karasu B., Yanar A., Ozan, Koçak A., Kisacik Ö. Bioactive Glasses. *El-Cezeri Journal of Science and Engineering.* 2017, vol. 4, no. 3, pp. 436-471.
 6. L. Drago, M. Toscano, M. Bottagisio Recent Evidence on Bioactive Glass Antimicrobial and Antibiofilm Activity: A Mini-Review. *Materials.* 2018, no. 11, pp. 326; doi:10.3390/ma11020326
 7. https://www.researchgate.net/publication/221909127_Finite_Element_Analysis_in_Orthopaedic_Biomechanics
 8. Wei Xiao, Mohsen Asle Zaem, Delbert E. Day, Mohamed N. Rahaman. Finite Element Modeling of the Flexural Mechanical Response of Polymer-Coated Bioactive Glass Scaffolds Composed of Thermally-Bonded Unidirectional Fibers. *Biomed. Glasses.* 2017, no. 3, pp. 86-95. doi: <https://doi.org/10.1515/bglass-2017-0008>
 9. **Xin Liu, Mohamed N. Rahaman, Gregory E. Hilmas, B. Sonny Bal.** Mechanical properties of bioactive glass (13-93) scaffolds fabricated by robotic deposition for structural bone repair. *Acta Biomater.* 2013, no. 9(6), 24 p. doi:10.1016/j.actbio.2013.02.026.
 10. Spears, I. R., M. Pfeleiderer, et al. (2001). The effect of interfacial parameters on cup-bone relative micromotions. A finite element investigation. *J Biomech.* 34(1): 113-20.
 11. Thompson, M. S., M. D. Northmore-Ball, et al. (2002). Effects of acetabular resurfacing component material and fixation on the strain distribution in the pelvis. *Proc Inst Mech Eng [H]* 216(4): 237-45.
 12. Kaku, N., H. Tsumura, et al. (2004). Biomechanical study of load transfer of the pubic ramus due to pelvic inclination after hip joint surgery using a three-dimensional finite element model. *J Orthop Sci* 9(3): 264-9.
 13. Oki, H., M. Ando, et al. (2004). Relation between vertical orientation and stability of acetabular component in the dysplastic hip simulated by nonlinear three-dimensional finite element method. *Artif Organs.* 28(11): 1050-4.
 14. Manley, M. T., K. L. Ong, et al. (2006). The potential for bone loss in acetabular structures following THA. *Clin Orthop Relat Res.* 453: 246-53.
 15. Guan Y, Yoganandan N, Zhang J, Pintar FA, Cusick JF, Wolfla CE, Maiman DJ. Validation of a clinical finite element model of the human lumbosacral spine. *Med Biol Eng Comput.* 2006; 44: 633-641.
 16. Little JP, Adam CJ, Evans JH, Pettet GJ, Pearcy MJ. Nonlinear finite element analysis of anular lesions in the L4/5 intervertebral disc. *J Biomech.* 2007; 40: 2744-2751.
 17. Zienkiewicz O. C., Taylor R. L., Zhu J.Z. *The Finite Element Method: Its Basis and Fundamentals.* Amsterdam; Heidelberg: Butterworth-Heinemann. 2006. 631 p.
 18. Obratsov I.F., Savelev L.M., Hazanov H.S., *Metod konechnykh elementov v zadachah stroitelnoy mehaniki letatelnykh apparatov: Ucheb. posobie dlya studentov iviats. spets. vuzov* [The finite element method in the problems of structural mechanics of aircraft]. Moscow: Vysshaya shkola Publ., 1985. 392 p.
 19. Zienkiewicz, O. C. *The Finite Element Method: Its Basis and Fundamentals* [Text] / O. C. Zienkiewicz, R. L. Taylor, J. Z. Zhu. – 7th ed. Oxford: Butterworth-Heinemann, 2013. 756 p.
 20. Segerlind L. *Applied Finite Element Analysis.* John Wiley & Sons; 1976, 422 p. (Russ. ed. Segerlind L. *Primenenie metoda konechnykh elementov.* Moscow, Mir Publ., 1979. 388 p.)
 21. Morozov E.M., Nikishkov G.P. *Metod konechnykh elementov v mehanike razrusheniya* [Finite element method in fracture mechanics]. Moscow, Nauka Publ., 1980. 256 p.
 22. Washizu K. *Variational Methods in Elasticity and Plasticity.* Pergamon Press, 1975. 420 p. (Russ. ed. Washizu K. *Variatsionnyye metody v teorii uprugosti i plastichnosti.* Moscow, Mir Publ., 1987. 542 p.)
 23. Belytschko, T., Liu, W. K. and Moran, B. *Nonlinear Finite Elements for Continua and Structures - J.* Wiley & Sons, New York, 2000, 600 p.
 24. Timoshenko S.P., Guder Dzh. *Teoriya uprugosti* [Elasticity theory]. Moscow, Nauka Publ., 1979. 560 p.
 25. *Solidwork.* <http://www.solidworks.com/>.
 26. *Workbench.* <http://www.ansys.com/>.
 27. Boyko I.V., Sabsay A.V., Makarov V.B., Radzhabov O.V. *Matematicheskoe modelirovanie napryazhenno-deformirovannogo sostoyaniya sistemy «kost-implantat» pri mezhvertelnom perelome bedrennoy kosti* [Mathematical modeling of the stress-strain state of the bone-implant system during intertrochanteric fracture of the femur]. *Visnik SevNTU: zb. nauk. pr., iss. 133/2012. Seriya: Mehanika, energetika, ekologiya.* Sevastopol, 2012, pp. 355-360.

Поступила (received) 26.07.2019

Відомості про авторів / Сведения об авторах / About the Authors

Ткачук Микола Анатолійович (Ткачук Николай Анатольевич, Tkachuk Mykola) – доктор технічних наук, професор, Національний технічний університет «Харківський політехнічний інститут», завідувач кафедри «Теорія і системи автоматизованого проектування механізмів і машин», м. Харків, Україна, ORCID: <http://orcid.org/0000-0002-4174-8213>, e-mail: tma@tmm-sapr.org.

Веретельник Олег Вікторович (Веретельник Олег Викторович, Veretelnyk Oleg) – науковий співробітник, Національний технічний університет «Харківський політехнічний інститут», кафедри «Теорія і системи автоматизованого проектування механізмів та машин»; м. Харків, Україна; ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-4174-8213>. тел.: (057)7076166; e-mail: veretelnyk.oleg@gmail.com

Шимон Василь Михайлович (Шимон Василий Михайлович, Shimon Vasily) – доктор медичних наук, професор, завідувач кафедри загальної хірургії (з курсами травматології, оперативної хірургії та судової медицини); медичний факультет, ДВНЗ «Ужгородський національний університет», м.Ужгород, Україна, тел.: 0506739595

Алфелдій Сергій Павлович (Алфелдий Сергей Павлович, Alfeldiy Sergey) – аспірант кафедри загальної хірургії (з курсами травматології, оперативної хірургії та судової медицини); медичний факультет, ДВНЗ «Ужгородський національний університет», м.Ужгород, Україна

Пушкаш Іван Іванович (Пушкаш Иван Иванович, Pushkash Ivan) – кандидат медичних наук, доцент, кафедри загальної хірургії (з курсами травматології, оперативної хірургії та судової медицини); медичний факультет, ДВНЗ «Ужгородський національний університет», м.Ужгород, Україна, тел.: 0505101535; e-mail: ivanpushkash86@gmail.com