

УДК 004.925.8:617.58

Олена САВЄЛЬЄВА

vseleonnaya.my@gmail.com

ORCID: 0000-0001-8027-4324

Тамара СТАРУШКЕВИЧ

tamara.isonp@gmail.com

ORCID: 0000-0003-0696-5922

м. Одеса

МАТЕМАТИЧНИЙ АНАЛІЗ ТА КОМП'ЮТЕРНЕ ПРОЕКТУВАННЯ НАПРУЖЕНИХ СТАНІВ АРМОВАНОЇ СТЕГНОВОЇ КІСТКИ

У статті розглядається рішення задачі математичного та комп'ютерного моделювання напружених станів стегнової кістки, що армована оригінальними імплантатами. Здійснюється будівництво моделей нових оригінальних конструкцій методом комп'ютерного моделювання та доведення корисності їх використання за допомогою проведення математичного моделювання напружених станів

Ключові слова: математичне моделювання, проксимальний відділ стегнової кістки, профілактичне армування, імплантат, розрахунок навантажень, Fusion 360, AnsysWorkbench.

Постановка проблеми

Комп'ютерні інженерні технології швидко інтегруються у різні галузі життя. Біомедична інженерія або біоінженерія – це застосування технічних принципів в області біології й охорони здоров'я. Біоінженери працюють з лікарями, терапевтами й дослідниками для розробки систем й обладнання й пристроїв для вирішення клінічних проблем.

Завдяки створенню й використанню тривимірних моделей як органів, так і імплантів, зменшується ризик ускладнень у пацієнта, які можуть з'явитися в результаті складних хірургічних втручань. Моделювання об'єктів армування дозволить хірургу розрахувати усі нюанси фізичного стану кожного пацієнта індивідуально і завдяки цьому збільшити ймовірність успішності проведення операції [1].

Рішення задач підвищення надійності і міцності, зниження енергетичних і економічних витрат при створенні сучасних матеріалів і конструкцій з них знаходиться в одному із трендів сучасної науки, що включає створення багатокomпонентних композиційних матеріалів найрізноманітнішої внутрішньої структури і призначен-

ня. І якщо в області конструкційних матеріалів ці завдання давно поставлені і методи їх розв'язання добре розроблені, то природні біокомпозиційні матеріали, до яких відноситься кісткова тканина, в області деформування досліджені недостатньо.

Завдяки тривимірному моделюванню можна отримати необхідну інформацію щодо забезпечення механічної сумісності імплантату, яка визначає спроможність систем організму до адаптації й правильного функціонування у новій біотехнічній системі. За допомогою проведення аналізу напружень можна дізнатися чи є вдалими конструкція імплантату, його матеріал та його розміщення у кістці [6].

Актуальність теми полягає у застосуванні математичного та комп'ютерного моделювання у біоінженерійних розрахунках для перевірки та підвищення корисності нових оригінальних армуючих конструкцій.

Аналіз останніх досліджень і публікацій

В багатьох країнах з успіхом застосовується методика профілактичної імплантації металоконструкцій, що носить термін «профілактичне армування», в таких хірургічних дисциплінах, як: стоматологія,

оториноларингологія, вертебрологія, пластична хірургія, онкологія, травматологія та ортопедія [2, 3]. Показанням для застосування фіксаторів, що заміняють матеріали в певних ділянках ПВСК є ослаблення кісткової тканини до критичних величин при різних деструктивно-дистрофічних захворюваннях [5].

Після видалення доброякісних пухлин кісток кінцівок (за винятком випадків патологічних переломів) для збереження пацієнтами активності, що була до операції, застосовується профілактичне армування кістки імплантатами – блоками в режимі шини, при яких імплантат, приймаючи на себе основне навантаження, знижує напруження при навантаженні та деформації шийки стегнової кістки, зменшуючи ймовірність виникнення патологічного перелому.

Методика профілактичного армування шийки стегнової кістки за умов протезуванні кінцівки дозволяє знизити ризик виникнення нових переломів шийки стегнової кістки у осіб похилого та старечого віку. Попередження переломів значно знижує витрати на лікування хворих [4].

Постановка завдання

Мета роботи полягає у побудові моделі нових оригінальних конструкцій методом комп'ютерного моделювання та доведення корисності їх використання за допомогою проведення математичного моделювання напружених станів. Задачі роботи – це створення тривимірних моделей імплантатів ті кістки, проведення розрахунку напруження у системі «кістка-імплантат», аналіз результатів.

Виклад основного матеріалу

Складна геометрична будова кістки потребує досить точних вимірювань для побудови комп'ютерної моделі. Для того, щоб підвести розрахунки й побудову імплантату до бажаного рівня деталізації було вирішено побудувати модель кістки за допомогою знімків комп'ютерної томографії (КТ) пацієнта, після чого редагувати

її за допомогою полігонального моделювання.

Знімки КТ були оброблені у програмному пакеті InVesalius 3.1, який дозволяє відкрити їх (рис. 1). й вилучити приблизні тривимірні моделі органів.

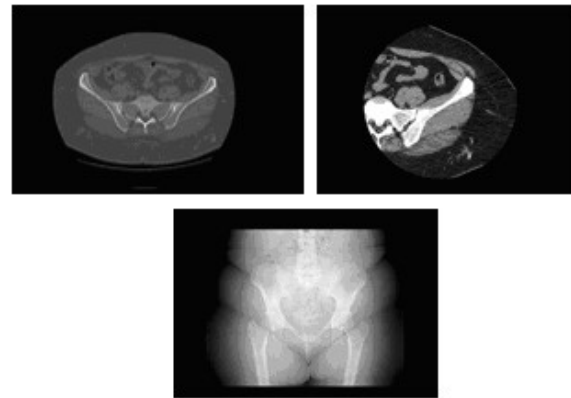


Рис. 1. Вилученні зображення КТ

Модель, отримана зі знімків має зайву геометрію – шуми – через те, що програма охоплює область, зазначену за допомогою контрасту, та не дозволяє корегувати її. Тому усі області, що мають найбільшу контрастність, будуть перераховані в об'ємну модель. Подібна погрішність заважає будувати точної моделі кістки, тому необхідно корегувати її вручну за допомогою полігонального моделювання.

Після того, як модель кістки була сформована з КТ-знімків, вона була відкрита у програмі Fusion 360 програмного пакету Autodesk з розширенням stl. Відразу були видалені зайві деталі моделювання, що знаходилися окремо від моделі.

Для того, щоб змінити зовнішній вид кістки, була проведена ретопологія моделі за допомогою полігонального обертання вилученої моделі. В результаті була отримана необхідна для будувати імплантатів та подальших розрахунків модель кістки (рис. 2).



Рис. 2. Побудована геометрична модель стегнової кістки

Для армування біологічного композитного матеріалу і превентивної профілактики переломів шийки стегнової кістки у пацієнтів, які належать до групи ризику, було спроектовано і запатентовано два варіанти ізоеластичних імплантатів.

Задача розглянутих імплантатів – зниження до мінімуму самої вірогідності перелому не тільки шийки, але і вертикальної області стегнової кістки переважно у осіб похилого віку, що страждають деструктивно-дегенеративними захворюваннями кісткової тканини.

Поставлена задача вирішується шляхом введення імплантату в неушкоджений проксимальний відділ стегнової кістки для збільшення його міцності.

Пристрій являє собою конструкцію (рис. 3), що складається з:

- трьох дугоподібно вигнутих, гострих тригранних спиць з плоскою гострою кінцівкою та загальною довжиною, що не перевищує довжину шийки і діаметра головки стегнової кістки (5) у потенціальному пацієнта (1),
- втулки – напрямителя, що визначає правильний напрямок при введенні спиць в кісткову тканину і різьбової частини втулки для фіксації її в зовнішньому кортикальному шарі кістки (2),
- діафізарної пластини з отворами під спиці (3),
- монокортикальних гвинтів (4), виготовлених з нержавіючої медичної сталі.

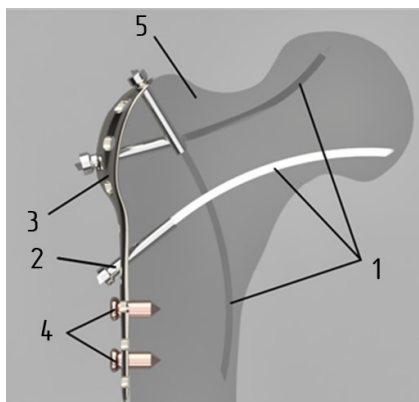


Рис. 3. Будова армуючого пристрою:
1 – спиці; 2 – втулка; 3 – пластина;
4 – гвинти; 5 – кістка

Якщо розглянути окремо гостру тригранну спицю, то вона володіє армуючими властивостями, необхідними для кісткової тканини. Вигнута форма спиці сприяє якісним амортизаційним властивостям, зберігаючи мікроколивання, які існують для підтримки нормального кровообігу проксимального відділу стегнової кістки при вертикальних і горизонтальних навантаженнях, викликаних ходьбою і падінням.

Диафізарна частина пристрою представлена у вигляді пластини, що фіксується до діафізарної частини стегнової кістки монокортикальними гвинтами, що дозволяє збільшити поріг критичної напруги в вертельній і підвертельній областях стегнової кістки, підвищуючи міцність цього відділу і попереджаючи його перелом.

Використання пристрою з діафізарною пластиною, введеного в шийку, не тільки збільшує міцність всього проксимального відділу стегнової кістки, але і поглинає силу удару при падінні на область великого вертіла під найбільш ймовірними кутами до площини підлоги.

За основу була взята концепція побудови, що складається з двох варіантів розташувань спиць у голівці стегнової кістки [6]. Побудова тривимірної геометричної моделі ґрунтувалася на креслениках, що мали приблизну розмірну характеристику, оскільки на практиці добування розмірів виготовляється індивідуально. Завдяки тому, що модель була отримана безпосередньо з КТ-знімків, розміри імплантату відносяться суґубо до параметрів цього пацієнту.

Наконечник спиці у вигляді невеликого суцільнометалевого циліндру діаметром 4,5 мм, висотою 3 мм. Цей наконечник повинен впиратися у втулку при введенні. Вигин спиці з радіусом кривизни приблизно 120 мм (рис. 4).

Головка втулки виконується з півсферою для кращого контакту з отвором пластини при введенні втулки під різними кутами (рис. 5). Довжина втулки 30 мм.

Монокортикальні гвинти виконуються згідно ГОСТ 19807-91. Зовнішній діаметр-

4,5 мм., форма головки – сферична, діаметр головки гвинта 8,0 мм. Шліць – шестигранний, S3,5 мм. Різьблення – дрібне кортикальне, по всій довжині гвинта, довжина – 16мм.

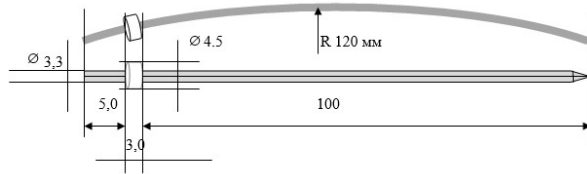


Рис. 4. Кресленник спиці

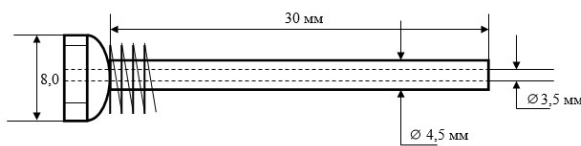


Рис. 5. Кресленник втулки

Побудова імплантату проходила у програмному пакеті Fusion 360. Завдяки використанню геометричного й полігонального моделювання було розроблено оптимальну модель імплантату, яка відповідає ергономіці введення й розташування компонентів у системі «кістка-імплантат».

Після того, як усі компоненти були створені, вони розташовуються разом згідно до концептуальної моделі (рис. 6).

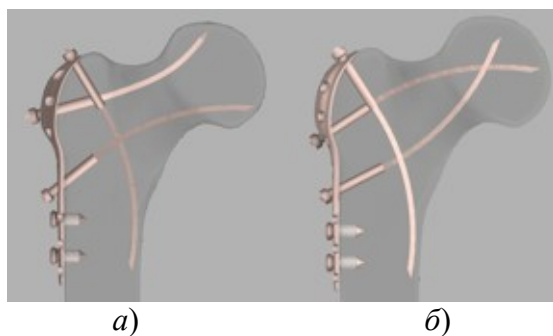


Рис. 6. Розташування створених компонентів імплантату: а – імплантат з розташуванням спиць у різних напрямках, б – імплантат з перехресним розташуванням спиць

Готові моделі імплантату з різними напрямками спиць представлені на рис. 7.

Готові моделі імплантату з перехресними спицями представлені на рис. 8



Рис. 7. Готові моделі системи «кістка + імплантат зі спицями різних напрямностей»



Рис. 8. Готові моделі системи «кістка + імплантат з перехресними спицями»

Дослідження моделі складалося з таких етапів:

- завдання фізичних властивостей матеріалу;
- створення кінцево-елементної сітки;
- прикладення навантажень;
- проведення обчислень;

– перегляд і аналіз отриманих результатів.

Для проведення математичного моделювання напружених станів були обрані наступні типи навантажень: вертикальна (фіксація колінного суглобу, прикладання навантаження вертикально до голівки стегнової кістки), горизонтальна (фіксація колінного суглобу й великого вертелу, прикладання навантаження горизонтально до голівки стегнової кістки), ротаційна (фіксація голівки стегнової кістки, прикладання обертаючого моменту до діафізарної частини кістки). Саме ці стани демонструють імітацію дій, що призводять до перелому шийки стегнової кістки (рис. 9).

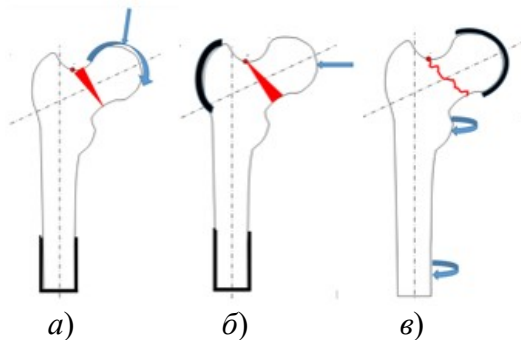


Рис. 9. Зазначення областей прикладання навантаження та фіксації: а) вертикальна, б) горизонтальна, в) ротаційна

В якості навантаження була обрана сила у 700Н, що дорівнює дії у 70 кг.

Математичне моделювання напруженого стану були проведені у пакеті програми AnsysWorkbench.

Для проведення математичного моделювання необхідно змоделювати розрахункову сітку (рис. 10) моделей зазначених систем. Створення точної розрахункової сітки є одним з найважливіших елементів математичного моделювання фізичних процесів.

Показники матеріалів, що використовувалися у розрахунках напружених станів представлені у табл. 1.

В кожному з досліджень обирається, згідно до зазначених раніше концептуальних креслеників, області фіксації та прикладання навантажень зазначається сила навантаження та проводиться симуляція напруженого стану

(рис. 11). Отримані результати математичного моделювання було занесено у табл. 2.

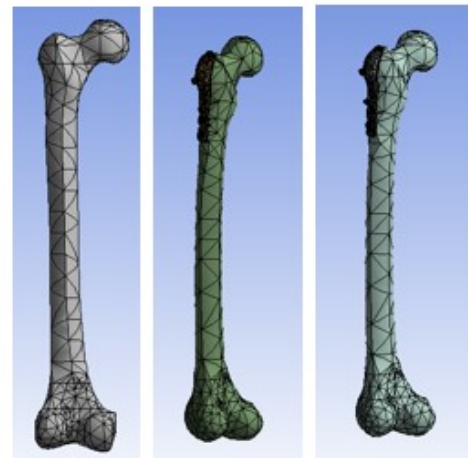


Рис. 10. Розроблення розрахункової сітки моделей

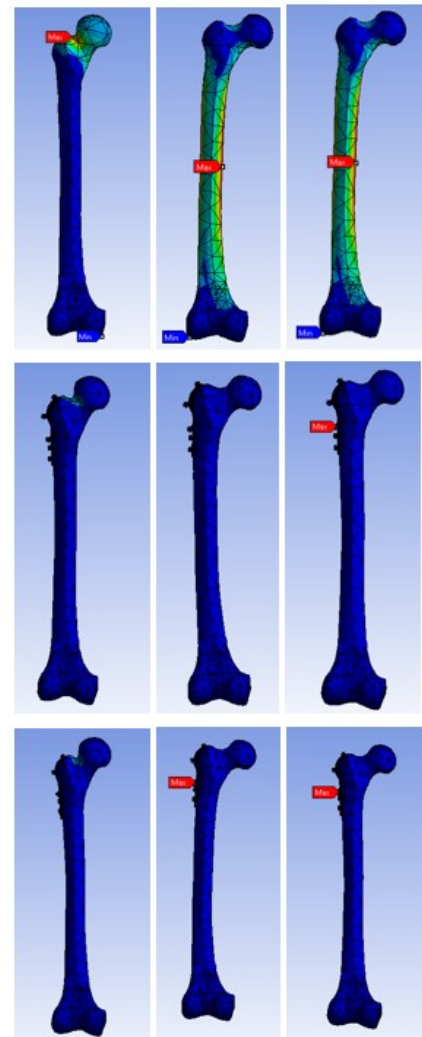


Рис. 11. Проведення математичного моделювання навантажених станів

Табл. 1. Фізичні та математичні показники матеріалів

Матеріал	Щільність (кг/м ³)	Модуль Юнга (ГПа)	Коефіцієнт Пуассона	Межа міцності на розтяг (Мпа)	Межа міцності на стиск (Мпа)
Кістка	1750	16,7	0,3	43,44	115,3
Метал (Ti-6Al-4V)	4500	120	0,32	993	1086

Табл. 2. Результати проведення математичного моделювання

Вид імплантату	Вертикальне, %, (МПа)	Горизонтальне, %, (МПа)	Ротаційне, %, (МПа)
Перехресні спиці	120,8 (19.89)	248,1 (6.895)	380 (1.9)
Різноспрямовані спиці	116,9 (19.424)	325,5 (9.0457)	240 (1.2)
Кістка	100 (16.459)	100 (2.779)	100 (0.5)

Висновки і перспективи досліджень

Завдяки математичному моделюванню у програмі AnsysWorkbench було проведено симуляцію навантажень у трьох варіантах: горизонтальному, вертикальному та ротаційному. Аналіз результатів довів доцільність вживання імплантатів, що послугувало причиною подальшого вводу у практику розроблених імплантатів. Математичне моделювання напружених станів демонструє, що армування проксимального відділу стегнової кістки позитивно позначається на показниках напруження, що з'являється під час різних варіантів

навантажень. Армована кістка спроможна витримувати більші навантаження, ніж інтактна неармована кістка. З порівняння результатів видно, що за умов використання імплантатів показники найбільшого навантаження вищі ніж у неармованої кістки. Це доводить, що армування дозволяє кістці витримувати більші навантаження, які будуть концентруватися саме у металічній конструкції імплантату, залишаючи кістку збереженою та захищеною.

За допомогою математичного моделювання навантажених станів було доведено корисне використання оригінальних армуючих конструкцій.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Савельєва, О.В. Комп'ютерне моделювання імплантату для армування стегнової кістки [Текст] / О.В. Савельєва, И.В. Прокопович, А.В. Павлишко, А.Л. Матвеев, Т.І. Старушкевич // Комп'ютерні й інформаційні мережі і системи. Автоматизація виробництва. – Одеса, 2018. – Вип. 1(54). – С.51-59.
2. Shea, B.J. Calcium supplementation on bone loss in postmenopausal women [Text] / B.J. Shea, J.D. Adachi, A. Cranney, L. Griffith, G. Guyatt, C. Hamel, Z. Ortiz, J. Peterson, V.A. Robinson, P. Tugwell, G. Wells, N. Zytaruk. – Cochrane Database of Systematic Reviews 2004, Issue 1. Art. No.: CD004526. DOI: 10.1002/14651858.CD004526.pub2.
3. Zacherl, M. Surgery for pathological proximal femoral fractures, excluding femoral head and neck fractures: resection vs. stabilization [Text] / M. Zacherl, G. Gruber, M. Glehr, P. Ofner, R. Radl, M. Greithbauer, V. Vecsei, R. Windhager. – Department of Orthopaedic Surgery, Medical University Graz, Austria. (SICOT) 2011 35:1537-1543.
4. Матвеев, А.Л. Устройство для армирования кости и профилактики переломов ее при остеопорозе: пат. 121725 Рос. Федерация: МПК7 А61В 17/56 [Текст] / А.Л. Матвеев, А.В. Нехожин, Т.Б. Минасов, А.В. Фролов.
5. Лазарев, І.А. Напружено-деформований стан проксимального відділу стегнової кістки з наявністю порожнистого дефекту осередок фіброзної дисплазії в умовах остеосинтезу різними ти-

- пами фіксаторів [Текст] / І.А. Лазарев, Ю.М. Гук, Ю.В. Олійник, М.В. Скибан // Науково-практичний журнал «Травма» – Україна, 2015. – Т. 16, №3. – С. 62-70.
6. Матвеев, А.Л. Оригинальная хирургическая концепция профилактики патологических переломов проксимального отдела бедренной кости при остеопорозе. Экспериментальное исследование [Текст] / А.Л. Матвеев, В.Э. Дубров, Т.Б. Минасов, И.И. Матвеева, Е.В. Савельева, А.В. Нехожин // Проблема остеопороза в травматологии и ортопедии: сборник тезисов / редкол.: С. С. Родионова [и др.]; Научно-клинический центр остеопороза НМИЦ ТО им. Н. Н. Приорова. – Воронеж: Издательско-полиграфический центр «Научная книга», 2018. – С. 128-130.

Olena SAVIELIEVA, Tamara STARUSHKEVYCH

Odesa

MATHEMATICAL ANALYSIS AND COMPUTER SIMULATION OF REINFORCED FEMUR BONE STRESSED STATES

The article deals with the solution of mathematical and computer modeling of the femoral bone stressed states, reinforced with original implants. Models of new original constructions are carried out by the method of computer modeling. The problem was to prove the usefulness of their use by conducting stressed states mathematical modeling. The calculation of the strength of the implants under stress influence of human weight was carried out, using the program Ansys Workbench. The constructions of the models give a clear idea of how the implant will look like, including different parameters.

Keywords: *mathematical modeling, proximal femoral bone, prophylactic reinforcement, implant, load calculation, Fusion 360, Ansys Workbench.*

Елена САВЕЛЬЕВА, Тамара СТАРУШКЕВИЧ

Одесса

МАТЕМАТИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ И КОМПЬЮТЕРНОЕ ПРОЕКТИРОВАНИЕ НАПРЯЖЕННЫХ СОСТОЯНИЙ АРМИРОВАННОЙ БЕДРЕННОЙ КОСТИ

В статье рассматривается решение задачи математического и компьютерного моделирования напряженных состояний бедренной кости, армированной оригинальными имплантатами. Осуществляется построение моделей новых оригинальных конструкций методом компьютерного моделирования и доказательства полезности их использования с помощью проведения математического моделирования напряженных состояний.

Ключевые слова: *математическое моделирование, проксимальный отдел бедренной кости, профилактическое армирование, имплантаты, расчет нагрузок, Fusion 360, AnsysWorkbench.*

Стаття надійшла до редколегії 30.09.2018