

УДК:616.718.43/44-007.2-008.18:004.942

**Шимон В.М., Стойка В.В., Ткачук М.А., Кубаш В.І., Веретельник О.В.**

## **МАТЕМАТИЧНЕ МОДЕЛЮВАННЯ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ ПРОКСИМАЛЬНОГО ВІДДІЛУ СТЕГНОВОЇ КІСТКИ.**

Ужгородський національний університет

*За останній період в науковому та практичному значенні комп'ютерне моделювання в медичній практиці доповнює клінічну картину дослідження травм та патологічних захворювань. Метою нашого дослідження є розробка математичної моделі в лікуванні переломів вертлюгової ділянки. Дане дослідження напружено-деформованого стану елементів біомеханічної системи стегнової кістки проводилося після ушкодження проксимального відділу і дослідження напружено-деформованого стану пошкодженого проксимального відділу стегнової кістки після проведення металлостеосинтезу двома різними типами фіксаторів DHS і PFNA. За підсумками проведених досліджень були отримані компоненти напружено-деформованого стану елементів розглянутих моделей. Визначалися максимальні еквівалентні напруження по Von-Mises і максимальні повні переміщення для стегнової кістки і металофіксаторів. За підсумками проведених численних досліджень 1-го етапу досліджень можна зробити висновок, що використання фіксаторів типів «DHS» і «PFNA» при проведенні оперативного остеосинтезу є ефективними методами та задовольняють жорсткісні і міцнісні характеристики.*

Ключові слова: напружено-деформований стан, вертлюгова ділянка.

### **Вступ**

За останній період в науковому та практичному значенні комп'ютерне моделювання в медичній практиці доповнює клінічну картину дослідження травм та патологічних захворювань. При цьому, в даний момент, в світовій практиці це є невід'ємною частиною і складовою частиною медичного лікування. За допомогою математичного моделювання напружено-деформованого стану (НДС) елементів біологічної і біомеханічної систем (БС і БМС) можливо зрозуміти фундаментальну природу взаємодії елементів БС і БМС при різних травмах і подальшого прогнозування результатів оперативного лікування, тому за допомогою комп'ютерного моделювання можна буде обґрунтувати вибір хірургічного лікування травм або патологічних захворювань, а також визначити набір параметрів і характеристик металофіксатора для проведення хірургічного лікування переломів.

Використовуючи комп'ютерне моделювання, можна створити структуровану базу даних про опис різних травм і патологічних захворювань, а також застосування різних методик хірургічного лікування, з відповідним використанням різних медичних засобів, наприклад, таких як металофіксатори, ортези, тютори, протези, ендопротези та ін.

У світовій практиці при моделюванні напружено-деформованого стану елементів біологічних і біомеханічних систем найбільшого поширення отримав метод скінченних елементів (МСЕ), який включає найбільш широкі і потужні можливості для вирішення поставлених завдань. Керуючись вищевикладеним, МСЕ був обраний для проведення даних досліджень.

Таким чином, був створений апарат для проведення різноманітних досліджень складнопрофільних геометричних моделей з багатокомпонентними граничними умовами.

### **Мета дослідження**

Метою нашого дослідження є розробка математичної моделі в лікуванні переломів вертлюгової ділянки.

### **Об'єкт і методи дослідження**

За останні десятиліття значно збільшилася і продовжує зростати кількість переломів вертлюгової та підвертлюгової ділянок стегнової кістки. Дані травми можна класифікувати за віковими групами [2,5], статі, расовою приналежністю, місцем проживання [8]. З аналізу роботи [4] можна зробити висновок наступне, що при травмах опорно-рухового апарату 17% належать до травм проксимального відділу стегнової кістки, з яких 35-40% належать до вертлюгової ділянки, і близько 10% належать до підвертлюгової ділянки стегнової кістки.

На даний момент існує два підходи до лікування позасуглобових переломів стегнової кістки: консервативне лікування і оперативне лікування. Однак, консервативне лікування супроводжується великою ймовірністю летального результату в наступні півроку після травми [9,3], тому консервативне лікування є вимушеним заходом і залежить від індивідуальних особливостей пацієнта.

Металоостеосинтез переломів вертлюгової та підвертлюгової ділянки стегнової кістки є ефективним методом оперативного лікування. В даний час застосовуються різні конструкції металофіксаторів для проведення лікування.

Дане дослідження напружено-деформованого стану елементів біомеханічної системи складалося з 2-х етапів: на першому етапі проводилося дослідження напружено-деформованого стану елементів стегнової кістки після пошкодження проксимального відділу і дослідження напружено-деформованого стану пошкодженого проксимального відділу стегнової кістки після проведення металлостеосинтезу

двома різними типами фіксаторів DHS і PFNA.

Другий етап полягав у визначенні максимально допустимого навантаження, що діє на елементи біологічних і біомеханічних систем, розглянутих під час проведення першого етапу дослідження.

При побудові стегнової кістки кут між основною частиною і шийкою стегнової кістки становив 135 град. Таким чином, при побудові геометричних моделей DHS і PFNA конструкцій кути між основними елементами становили 125 і 135 градусів відповідно.

В основу моделі було покладено інтактну тривимірну модель, побудовану за комп'ютернотомографічними знімками [8]. Побудована модель описувала стегнову кістку з шаром пошкодження, клубовою кісткою і сполучними хрящами западини. Також модель була доповнена елементом «верхня опора» для коректного здійснення навантаження. Побудовані кісткові елементи мали структурний поділ на кортикальну і губчасту тканини.

Геометричні моделі були виконані в програмному пакеті Solidworks [10], далі були експортовані в розрахунковий програмний комплекс Workbench, де далі були побудовані кінцево-елементні моделі та проведені наступні чисельні дослідження напружено-деформованого стану.

Для даного дослідження була побудована геометрична модель, що описує стегнову кістку з клубовою кісткою і хрящами западини. Також було виділено елемент стегнової кістки, який відповідав пошкодженій частині. Для моделювання металоостеосинтезу різними конструкціями фіксаторів DHS і PFNA в модель були додані компоненти фіксаторів. На мал. 1 представлені

геометричні моделі, що описують інтактний стан і дві різні конструкції фіксаторів.

Таким чином, для проведення даного дослідження були побудовані 4 розрахункові схеми:

1) «Інтактна» модель - описує стан елементів біологічної системи в початковому стані, без пошкоджень;

2) «Damage» модель - відповідає інтактній моделі, але тільки зі зміненими фізико-механічними властивостями для виділеного шару, що описує ушкодження, для вибраного шару (кортикальної і губчастої тканин) був зменшений в 2-а рази модуль пружності;

3) «DHS» модель – являє собою біомеханічну систему, побудовану з «Damage» моделі з встановленим фіксатором типу DHS;

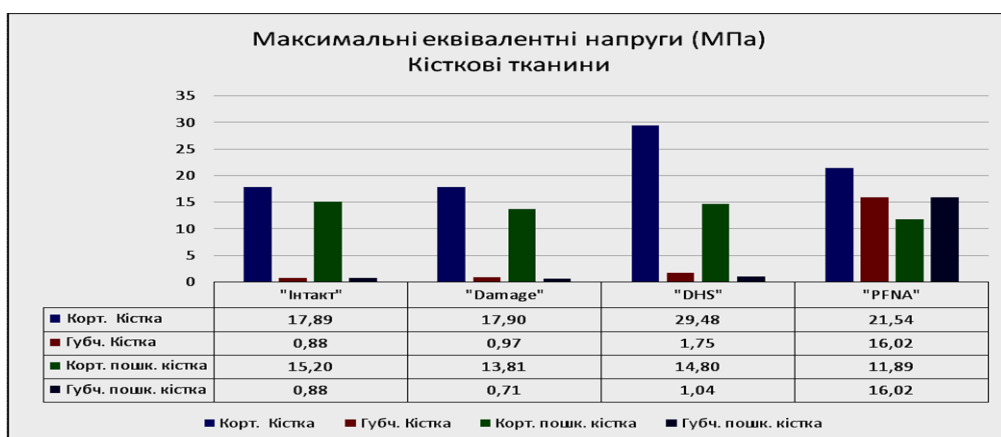
4) «PFNA» модель – представляє також біомеханічну систему, побудовану з «Damage» моделі з використанням PFNA типом фіксатора.

**Результати дослідження та їх обговорення**

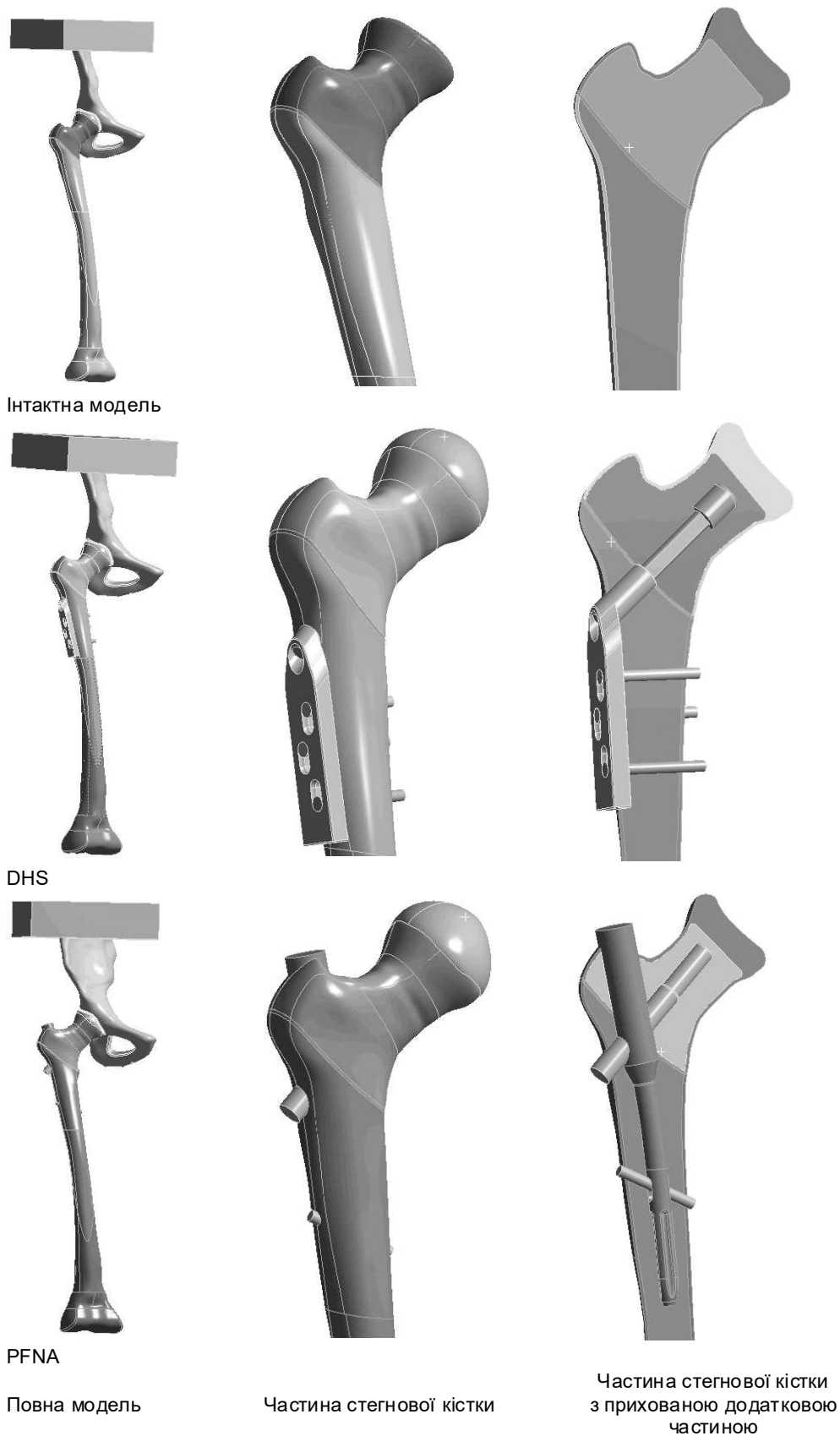
За підсумками проведених досліджень були отримані компоненти напружено-деформованого стану елементів розглянутих моделей. Визначалися максимальні еквівалентні напруження по Von-Mises і максимальні повні переміщення для стегнової кістки і фіксаторів. Отримані результати максимальних еквівалентних напружень для кісткових тканин і фіксаторів, максимальних повних переміщень в стегновій кістці, представлені в діаграмах з суміщеними таблицями, для всіх розрахункових схем на мал. 2-4.

Таблиця 1  
Фізико-механічні характеристики матеріалів

Матеріал	Модуль Юнга E, (МПа)	Коефіцієнт Пуассона $\nu$
Кортикальна кістка	10 000	0,3
Губчата кістка	450	0,2
Суглобовий хрящ	10,6	0,49
Титан	102 000	0,3

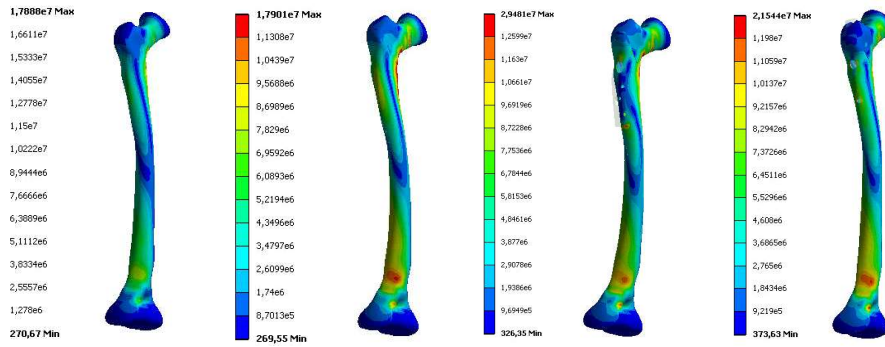


Малюнок 2. Максимальні еквівалентні напруги

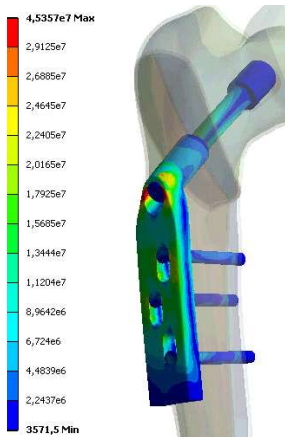
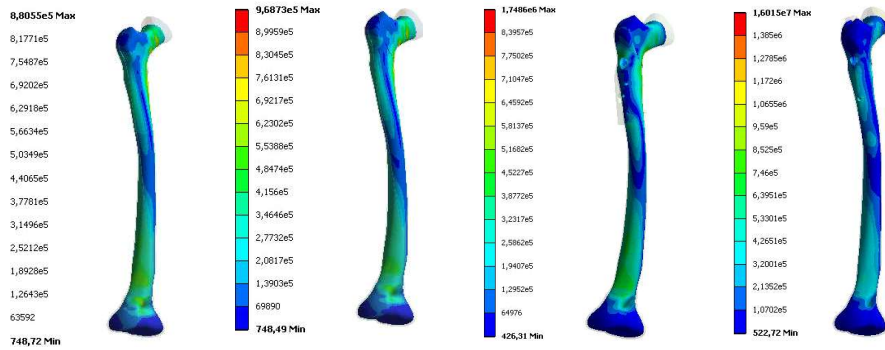


Малюнок 1 – Досліджувані геометричні моделі

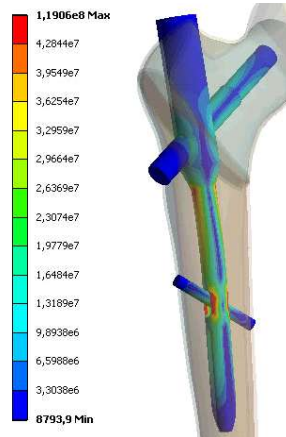
НОВА КІСТКА



ГИКАЛЬНА КІСТКА

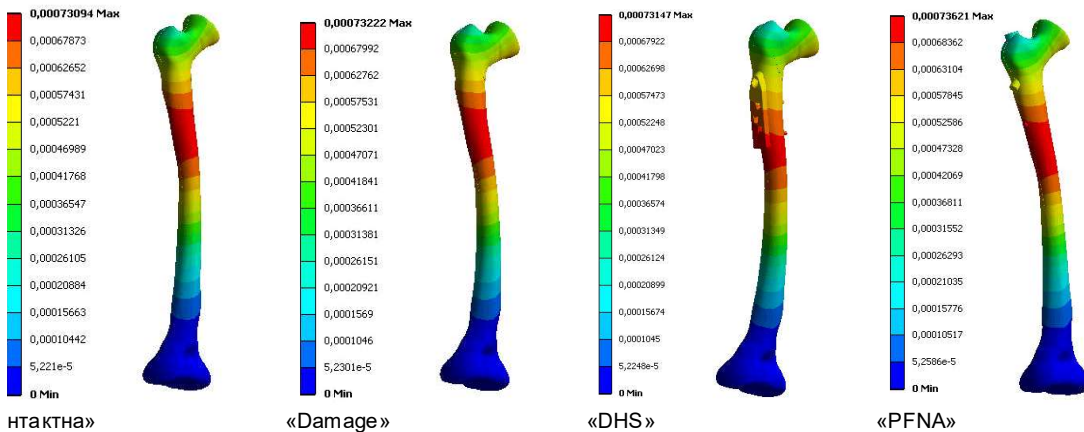


«DHS»



«PFNA»

Малюнок 3 - Поля розподілу еквівалентних напруг в фіксаторі



Малюнок 4 - Поля розподілу повних переміщень в стеновій кістці

### Висновки

За підсумками проведених численних досліджень 1-го етапу досліджень можна зробити наступний висновок, що використання фіксаторів типів «DHS» і «PFNA» при проведенні оперативного остеосинтезу є ефективним методом, з одного боку, при використанні компонент напружено-деформованого стану задовольняють жорсткісні і міцнісні характеристики. Однак, все ж відбувається деяке збільшення напружень в кісткових тканинах, особливо при використанні фіксатора типу «PFNA», але дана тенденція буде залежати від шару руйнування, а точніше від того як вона буде розташована. З розгляду поля напружень можна спостерігати ефект здавлювання «цілими» ділянками «пошкоджений» шар кортикальних і губчастих тканин.

### Література

1. Войтович А. В. Оперативное лечение больных с переломами проксимального отдела бедренной кости в системе медицинской реабилитации : автореф. дис. ... д-ра мед. наук : спец.

- 14.01.15 – «Травматология и ортопедия» / А. В. Войтович. - СПб., 1994. - 24 с.
2. Каплан А.В. Травматология пожилого возраста. / А.В. Каплан. - М. : Медицина. - 1977. – 250 с.
3. Корнилов Н.В. Тактика оперативного лечения больных с переломами проксимального отдела бедренной кости: / Н.В. Корнилов, А.В. Войтович, И.И. Шубняков [и др.] // Пособие для врачей. - СПб, 2000. - 16 с.
4. Охотский В.П. Лечение больных с переломами проксимального отдела бедренной кости в условиях больницы скорой помощи: принципы и критерии эффективности / В.П. Охотский, С.В. Сергеев, М.А. Малыгина, В.П. Пирушкин // Вестн. травматологии и ортопедии. - 1995. - № 12. - С. 3-7.
5. Судакова А.П. О лечении переломов проксимального конца бедренной кости у лиц пожилого и старческого возраста. / А.П. Судакова, Д.Ю. Судаков // Ортопедия, травматология и протезирование. - 1991. - №9. - С.38-40.
6. Шимон М. А. Моделирование оперативного лечения остеопорозу у людей старшего віку після первинного ендопротезування кульшового суглоба / М. А. Шимон, В. В. Литвак, А. А. Шерегій [та ін.] // Вісник НТУ"ХП". Сер.: Машинознавство і САПР - 2014. - № 29. - С. 177-182.
7. ANSYS Workbench [Електронний ресурс] // ANSYS, Inc. – 2016. – Режим доступу до ресурсу: <http://www.ansys.com/>.
8. Gullberg B. Incidence of hip fractures in Malmö, Sweden (1950-1991). / B. Gullberg, H. Duppe, B. Nilsson [et al.] // Bone. – 1993. - №14 (Suppl.). – С. 23-29.
9. Lyon L.J. Nonoperative management as primary therapy. / L.J. Lyon, M.A. Nevins // J Am Geriatr Soc. – 1987. - №35. – С. 77-78.
10. Solidworks [Електронний ресурс] // Solidworks. - 2016. – Режим доступу до ресурсу: <http://www.solidworks.com/>.

### Реферат

МАТЕМАТИЧЕСКОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ НАПРЯЖЕННО-ДЕФОРМИРОВАННОГО СОСТОЯНИЯ ПРОКСИМАЛЬНОГО ОТДЕЛА БЕДРЕННОЙ КОСТИ.

Шимон В.М., Стойка В.В., Ткачук М.А., Кубаш В.И., Веретельник А.В.

Ключевые слова: напряженно-деформированное состояние, вертлужная область.

За последний период в научном и практическом значении компьютерное моделирование в медицинской практике дополняет клиническую картину исследования травм и патологических заболеваний. Целью нашего исследования является разработка математической модели в лечении переломов вертлужной области бедра. Данное исследование напряженно-деформированного состояния элементов биомеханической системы бедренной кости проводилось после повреждения проксимального отдела и исследования напряженно-деформированного состояния поврежденного проксимального отдела бедренной кости после проведения металлоостеосинтеза двумя различными типами фиксаторов DHS и PFNA. По итогам проведенных исследований были получены компоненты напряженно-деформированного состояния элементов рассмотренных моделей. Определялись максимальные эквивалентные напряжения по Von-Mises и максимальные полные перемещения для бедренной кости и металлофиксаторов. По итогам проведенных многочисленных исследований 1-го этапа исследований можно сделать вывод, что использование фиксаторов типов «DHS» и «PFNA» при проведении оперативного остеосинтеза являются эффективными методами и удовлетворяют жесткостные и прочностные характеристики.

### Summary

MATHEMATICAL MODELING OF STRESS-STRAIN STATE OF PROXIMAL FEMUR.

Shimon V.M., Stoika V.V., Tkachuk M.A., Kubash V.I., Veretelnik A.V.

Key words: stress-strain condition, proximal femur, mathematical simulation.

During the recent period computer simulation in medical practice has considerably replenished the studies of clinical pictures of injuries and diseases. The purpose of our research was to design mathematical model for the treatment of fractures of proximal femur. The study of stress-strain state of biomechanical systems of femur was conducted after the injury of proximal part of the femur and the study of stress-strained state of the damaged proximal femur following two different types of metal osteosynthesis with DHS retainer and PFNA. According to the results of the research we obtained components of the stress-strained state of these models. We determined the maximum stress equivalent by Von-Mises and the most complete shift for the femur and metal retainers. The results of the numerous stages of the 1st phase of this research we can conclude the following: using retainers types «DHS» and «PFNA» during surgical osteosynthesis are effective means that satisfy the stiffness and strength characteristics.