

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ
БУКОВИНСЬКИЙ ДЕРЖАВНИЙ МЕДИЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

МАТЕРІАЛИ

III науково-практичної інтернет-конференції



**РОЗВИТОК
ПРИРОДНИЧИХ НАУК
ЯК ОСНОВА НОВІТНІХ
ДОСЯГНЕНЬ У
МЕДИЦИНІ**

*м. Чернівці
21 червня 2023 року*

- [3]. Y. Niki, M. Ogawa, R. Makiura, Y. Magata, C. Kojima, Optimization of dendrimer structure for sentinel lymph node imaging: effects of generation and terminal group, *Nanomed-Nanotechnol.*, Vol. 11, 2119–2127 (2015).
- [4]. A.A. Fokin, F. Robicsek, T.N. Masters, G.W. Schmid-Schonbein, S. H.Jenkins, Propagation of viral-size particles in lymph and blood after subcutaneous inoculation, *Microcirculation*, Vol. 7, 193–200 (2000).
- [5]. Wilhelm A.J., Mijnhout G.S., Franssen E.J., Radiopharmaceuticals in sentinel lymph-node detection: an overview, *Eur. J. Nucl. Med.*, Vol. 26, pp. S36–S42, 1999.
- [6]. Nunez E.G., et al., Influence of colloid particle profile on sentinel lymph node uptake, *Nucl. Med. Biol.*, Vol. 36, pp. 741–747, 2009.
- [7]. Pasqualini R., Janevik-Ivanovska E., “Basic Description of the Lymphatic system. From the perspective of SNL uptake of radioactive tracers, IAEA Radioisotopes and Radiopharmaceuticals”, Series # 6, pp. 7-32, Radiopharmaceuticals For Sentinel Lymph Node Detection: Status and Trends, IAEA, Vienna, 2015.
- [8]. Keshtgar M.R.S., Ell P.J., Sentinel lymph node detection and imaging, *Eur. J. Nucl. Med.*, Vol. 26, pp. 57–67, 1999.
- [9]. Hiroshi Watabe, Yoko Ikoma, Yuichi Kimura, Mika Naganawa, and Miho Shidahara, PET kinetic analysis—compartmental model, *Annals of Nuclear Medicine*, **20**, # 9, pp. 583–588, 2006.
- [10]. Shevtsova O.N., A Mathematical Model of Transport Kinetics of ^{99m}Tc Radiotracers, #Biomedical Engineering and Electronics, № 2, - 2021, 45-66, DOI: 10.6084/m9.figshare.16969876, URL: biofbe.esrae.ru/223-1225.
- [11]. Shevtsova O.N., A Mathematical Model of Transport kinetic of ^{99m}Tc Radiotracers. An Intravenous Administration. Materials of the II scientific and practical internet conference «Development of Natural Sciences as the Basis of the Latest New Achievements in Medicine», 22 of June, 2022, Chernivtsi, p. 195-200.

УДК: 616.71-001.5-089.2-036

Дудко О. Г.¹, Шайко-Шайковський О. Г.², Кривонос В. Є.³

КОМП'ЮТЕРНЕ МОДЕЛЮВАННЯ МІЦНІСТІ ФІКСАЦІЇ МЕТАЛЕВОГО ГВИНТА В КОРТИКАЛЬНОМУ ШАРІ ДІАФІЗУ ДОВГИХ ТРУБЧАСТИХ КІСТОК

¹Буковинський державний медичний університет, м. Чернівці

²Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича, м. Чернівці

³Національний університет «Біоресурсів і природокористування», м. Київ

dudko.oleksii@gmail.com

Анотація. Проведено комп'ютерне моделювання біомеханічних взаємодій, що виникають при фіксації гвинтів з нержавіючої сталі в діафізарній частині довгих трубчастих кісток для гвинтів АО з діаметром 3,5 мм. Визначалися зміщення та напруження, що виникають в ділянці різьбової частини гвинта та навколишньої кісткової тканині в діапазоні сил від 100N до 1000N, що прикладалися вздовж осі гвинта. При збільшенні зусилля прогресуючи збільшувалися напруження та тиск гвинта на навколишню ділянку кісткової тканини, що при максимальних значеннях може призводити до нестабільності фіксації. При цьому різниця напружень в різних ділянках гвинта коливалася в межах 25-30 %. Дані результати слід враховувати при проведенні оперативних втручань з застосуванням гвинтів та подальших біомеханічних досліджень.

Ключові слова: гвинт, остеосинтез, комп'ютерне моделювання.

Abstract. The computer modeling was performed for biomechanical interactions between stainless steel screw and diaphyseal part of long tubular bones for 3.5 mm AO screw. The displacement and strains were revealed in different parts of the screw thread and surrounding bone tissue for the force applied along the screw axis in the range from 100N to 1000N. The increase of the force resulted in the stress and strains in the screw and surrounding bone tissue, and the maximum force values can lead to unstable fixation. Stress difference in different parts of screw varied significantly in the range of 25-30 %/. The obtained results can be taken into account during orthopedics surgeries when screws are used for fixation, as well as further biomechanical studies.

Key words: screw, osteosynthesis, computer modeling.

Вступ. Остеосинтез переломів кінцівок з застосуванням гвинтів є одним з основних методів лікування в травматології та ортопедії, що постійно розвивається і вдосконалюється [1]. На сучасному етапі математичне і комп'ютерне моделювання широко застосовується для проведення досліджень пов'язаних як з консервативним так і оперативним лікуванням переломів, зокрема біомеханічним процесам в ділянці кісткових фрагментів перелому та фіксаторів [2, 3]. Гвинти АО з діаметром 3,5 мм є найбільш часто застосовуються або ізольовано, або в поєднанні з іншими конструкціями, зокрема пластинами, інтрамедулярними цвяхами, спицями, дротяним серкляжем, тощо. Міцність фіксації гвинта в значній мірі впливає на стабільність фіксації ділянці перелому і сам процес його зрощення [4, 5]. Комп'ютерне моделювання є одним з сучасних методів дослідження біомеханічних взаємовідносин в ділянці перелому після остеосинтезу [6].

Мета дослідження. Визначити біомеханічні взаємодії, що виникають між гвинтом та кістковою тканиною при різному навантаженні з застосуванням методів комп'ютерного моделювання.

Матеріали і методи дослідження. Дослідження проводилося в програмному середовищі Autodesk Fusion 360, в якому було змодельовано гвинт стандарту АО діаметром 3,5 мм виготовлений з нержавіючої сталі. Кортикальний шар був змодельований у вигляді сегмента товщиною 5 мм, з властивостями матеріалу які за своїми механічними параметрами максимально наближається до властивостей кісткової тканини.

В ділянці контакту різьбової частини гвинта та навколишньої кісткової тканини визначалися тиск, напруження в фіксаторі та кістковій тканині та зміщення. Навантаження проводилося в діапазоні сил від 100N до 1000N, що прикладалися до торцевої частини гвинта вздовж його осі.

Результати дослідження. В процесі моделювання визначалися ділянки з максимальними (критичними) параметрами тиску та напружень в матеріалі гвинта та оточуючому середовищі, а також максимальні зміщення, що виникали про кожному з навантажень. Перша серія вимірювань проводилася в найбільш поверхнево розташованому витку різьби, друга в найбільш глибокому. При силі навантаження в 100N, тиск на поверхневій частині різьби складав 24,08 МПа, а на глибокій частині 1,65 МПа. В свою чергу тиск на кісткову тканину в цих ділянках складав від 3,098 МПа до 0,359 МПа відповідно. При цьому зміщення у всіх зазначених ділянках складало 0,012 мм. Напруження у поверхневих та глибоких частинах різьби гвинта складали 0,00017 та 0,00012, а в кістці 0,00074 та 0,00062 відповідно (рис. 1).

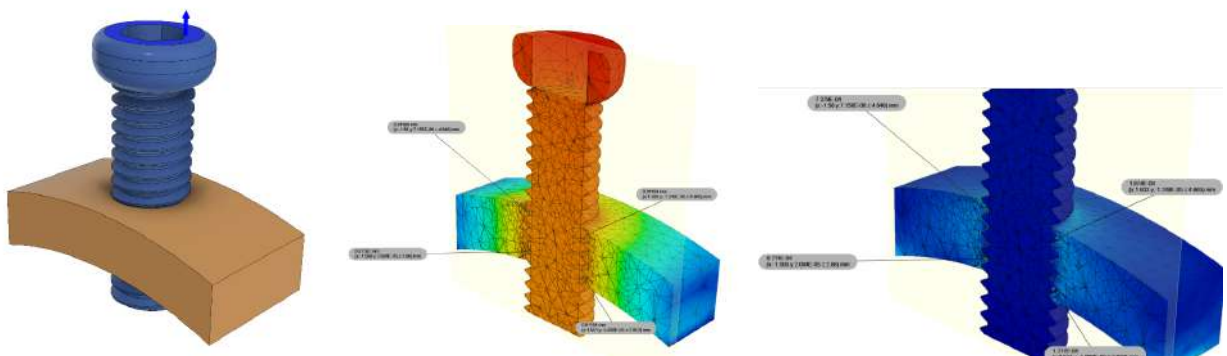


Рис. 1. Модель з'єднання гвинт-кістка, напрямок навантаження, зміщення та розподіл напружень в різних ділянках при навантаженні 100N

При силі навантаження в 1000N, тиск на поверхневій частині різьби складав 184,3 МПа, а на глибокій частині 147,1 МПа. В свою чергу тиск на кісткову тканину в цих ділянках складав від 19,38 МПа до 36,27 МПа відповідно. При цьому зміщення гвинта складало 0,119 мм, а в прилеглих ділянках кістки 0,118 мм та 0,098 мм. Напруження у поверхневих та глибоких частинах різьби гвинта складали 0,0015 та 0,0012, а в кістці 0,018 та 0,014 відповідно (рис. 2).

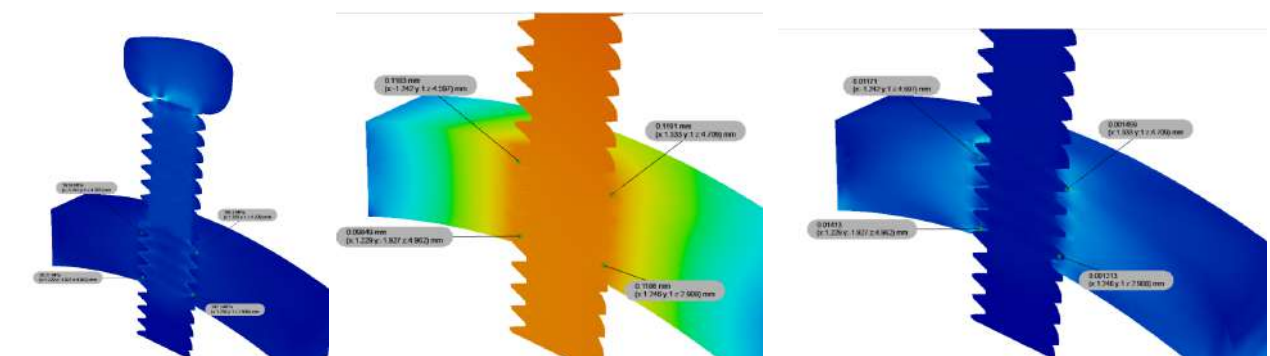


Рис. 2. Розподіл навантажень, зміщення та напружень в різних ділянках гвинта та кістки при навантаженні 1000N

Висновки. При збільшенні зусилля на гвинт, прогресуючи збільшувалися напруження та тиск гвинта на навколишню ділянку кісткової тканини, що при максимальних значеннях може призводити до нестабільності фіксації. При цьому різниця напружень в різних ділянках гвинта коливалася в межах 25-30 %. Дані результати слід враховувати при проведенні оперативних втручань з застосуванням гвинтів та подальших біомеханічних досліджень.

Список використаних джерел

1. Murray Christopher JL. (2013). The State of US Health, 1990-2010. Burden of diseases, injuries, and risk factors. JAMA, 310 (6), 591–608.
2. Шайко-Шайковський О.Г. Моделювання та оцінка параметрів напружено-деформованого стану накісткових конструкцій для остеосинтезу/О.Г. Шайко-Шайковський, М.Є. Білов, І.С.Олексюк, О.Г.Дудко// Літопис травматології та ортопедії, - № 1-2, - 2014, -С.226.
3. Белов М.Е. Методика автоматизованого моделювання и оптимизация размещения фиксирующих элементов на корпусе пластины при накостном остеосинтезе/М.Е.Белов, В.М.Василов, А.Г.Дудко, И.С.Олексюк, А.Г.Шайко-Шайковский//Травма, -т.15,-№3,- -2014, - С.23-26.
4. Олексюк І.С. Методика визначення оптимальних варіантів фіксації накісткових пластин при остеосинтезі поперечних діафізарних переломів / І.С. Олексюк, С.В. Білик, О.Г. Дудко, О.Г. Шайко-Шайковський //Клінічна та експериментальна патологія. – 2017. – Т.16, № 2 (60), ч. 2. – С. 50–51.
5. Дудко О.Г. Вплив механічних факторів при накістковій фіксації ділянки перелому на процес його консолідації /О.Г. Дудко, О.М. Сорочан, О.Г. Шайко-Шайковський // Наука та виробництво: міжвуз. тем. зб. наук пр. Вип. 20/ ДВНЗ “ПДТУ”. - Маріуполь, ПДТУ. - 2019. - С. 144-148.
6. Inzana J. A. Implicit modeling of screw threads for efficient finite element analysis of complex bone-Implant systems / J. A. Inzana, P.Varga, M. Windolf // Journal of Biomechanics, 2016. – Vol. 49(9). – P. 1836–1844.

УДК 519.87:616-006.6

Іванчук М.А., Іванчук П.Р.

МОЖЛИВОСТІ ВИКОРИСТАННЯ ЛАНЦЮГІВ МАРКОВА В МЕДИЦИНІ

Буковинський державний медичний університет, м. Чернівці

ivanchuk.m@bsmu.edu.ua , ivanchuk.pavlo@bsmu.edu.ua

Анотація. Ланцюг Маркова - це математична модель, що дозволяє передбачати майбутні стани системи на основі її попередніх станів. Ця модель використовується в багатьох галузях науки та техніки, таких як фізика, хімія, економіка, фінанси, біологія, медицина та інші. В роботі розглядається можливість застосування ЛМ в медицині, зокрема для передбачення ризиків захворювання, прогнозування результатів лікування, прогнозування поширеності захворювання.

Ключові слова. ланцюг Маркова, прогнозування в медицині, математичне моделювання в медицині