

УДК 616.71-001.5-089.84:669.295
DOI: 10.24061/1727-0847.24.3.2025.35

О. Г. Дудко, О. Г. Шайко-Шайковський*, Д. І. Яким'юк, В. Є. Кривоносов*****

*Кафедра травматології, ортопедії та нейрохірургії (зав. – доц. П. Є. Ковальчук) закладу вищої освіти Буковинського державного медичного університету; *кафедра професійної та технологічної освіти і загальної фізики (зав. – проф. Ю. В. Гудима) Чернівецького національного університету імені Юрія Федьковича; **ОКНП «Чернівецька лікарня швидкої медичної допомоги», м. Чернівці; ***кафедри електропостачання ім. Сіньківа Київського національного університету біоресурсів та природокористування України Національний університет «Біоресурсів і природокористування», м. Київ*

ВИЗНАЧЕННЯ ЧУТЛИВОСТІ КОМП'ЮТЕРНОЇ МОДЕЛІ МЕТАЛЕВИХ ТА ПОЛІМЕРНИХ ГВИНТІВ ФІКСОВАНИХ В КОРТИКАЛЬНОМУ ШАРІ ДІАФІЗА ДОВГИХ ТРУБЧАСТИХ КІСТОК ДО СТУПЕНЯ ДИСКРЕТИЗАЦІЇ ТА ТИПУ СКІНЧЕНИХ ЕЛЕМЕНТІВ

Резюме. Комп'ютерне моделювання вважається сучасним методом дослідження біомеханічних взаємодій в ділянці остеосинтезу переломів. Одними з основних елементів внутрішньої фіксації є гвинти, зокрема, діаметром 3,5 мм, виготовлені з нержавіючої сталі, титанових сплавів, а також перспективним є застосування таких полімерних матеріалів, як поліамід-12 (П-12) та полілактид. Метою нашого дослідження було визначити та порівняти біомеханічні взаємодії, що виникають при осьовому навантаженні між металевими і полімерними гвинтами та кістковою тканиною шляхом комп'ютерного моделювання з урахуванням типу та розмірів скінчених елементів та впливу контактних пар поверхонь на виникнення стресових навантажень в різних ділянках моделі. Дослідження проводилося в програмному комплексі Autodesk Fusion в діапазоні сил від 100Н до 300Н, що прикладалися до торцевої частини гвинта фіксованого монокортикально вздовж його осі. Визначався еквівалентний стрес за фон Мізесом в різних ділянках комп'ютерної моделі гвинтів стандарту АО діаметром 3,5 мм з нержавіючої сталі 316L та П-12. При застосуванні 10-вузлових пірамідальних елементів з розміром скінченого елемента в діапазоні від 1% до 5% від розмірів моделі та використанні з'єданого симетричного контакту значуща міжгрупова варіабельність результатів відсутня, як для гвинтів з нержавіючої сталі ($F=0,256$; $p=0,905$; $n=60$), так і для гвинтів з П-12 ($F=0,157$; $p=0,959$; $n=60$). Дана модель з зазначеним рівнем дискретизації дозволяє отримати статистично значимі дані еквівалентного стресу за фон Мізесом в групах порівнянь при силі навантаження гвинта з нержавіючої сталі в 100Н – $6,78 \pm 4,80$ МПа, 200Н – $13,64 \pm 9,63$ МПа та 300Н – $20,30 \pm 14,45$ МПа ($F=8,027$; $p=0,001$; $n=60$). Зазначений тип та розмір скінчених елементів та моделювання контакту вважаються нами достатніми при проведенні подальших досліджень, а рівень мікрорухомості в зазначеному діапазоні навантаження становив до 0,04 мм для металевого гвинта та до 0,08 мм для полімерного гвинта, що не свідчить про можливість міграції фіксатора.

Ключові слова: гвинт, нержавіюча сталь, поліамід-12, остеосинтез, комп'ютерне моделювання.

Кількість переломів кінцівок унаслідок цивільної та військової травми постійно збільшується [1]. В Україні в довоєнний період реєструвалося понад 150 тис. переломів на рік [2]. Враховуючи, що

до цивільних травматичних пошкоджень додалися військні пошкодження, і також збільшилася кількість травматизації кінцівок унаслідок руйнувань будівель, обстрілів та вибухів, то прогнозується значний

ріст кількості переломів. Отже, існує необхідність в постійному вдосконаленні методик лікування переломів, впровадження сучасних технологій з метою покращення результатів лікування та зменшення рівня ускладнень [3, 4]. Внутрішній остеосинтез переломів кінцівок з застосуванням гвинтів та інших металокопункцій є одним з основних методів лікування в травматології та ортопедії [5-7]. Для внутрішньої фіксації використовуються імплантати виготовлені з нержавіючої сталі, титанових сплавів, а також перспективним є застосування таких полімерних матеріалів для остеосинтезу, як поліамід-12 (П-12) та полілактид [8, 9, 10]. Гвинти АО з діаметром 3,5 мм часто застосовуються для внутрішньої фіксації переломів. Зокрема вони використовуються у вигляді стягуючих гвинтів при остеосинтезі косих та гвинтоподібних переломів, для фіксації виростків плечової кістки, гомілки, кісточок гомілки, а також поєднано з іншими металокопункціями – інтрамедулярними фіксаторами та пластинами [11, 12]. Міцність фіксації гвинта в кістковій тканині довгих трубчастих кісток в значній мірі впливає на стабільність фіксації ділянки перелому і на сам процес його консолидації. Цей процес вивчали в дослідженнях на трупних кістках Thiele et al. [13], визначивши, що такі фактори, як розміри кістки, загальна кісткова маса та її мінеральна щільність найбільше впливають на фіксацію гвинта в остеопоротичній кістці. В той же час взаємозв'язок з віком пацієнта, інтенсивністю вираженості остеопору та товщиною кортикального шару за даними цього дослідження був незначним. Вплив таких факторів, як тип та розмір різьби гвинта вивчали в своєму дослідженні Liu та співавтори [14], визначивши, що шляхом оптимізації різьбової частини гвинта можна зменшити інтенсивність стресових ділянок в кістковій тканині, що оточує гвинт. Інтенсивність та напрямок навантаження на гвинт може викликати резорбцію кісткової тканини навколо гвинта і призводити до міграції фіксуючої перелом конструкції. Зокрема, радіальне навантаження має найбільш негативний вплив на фіксацію гвинта в кістці [15].

На сучасному етапі математичне і комп'ютерне моделювання широко застосовується для проведення досліджень пов'язаних з хірургічним лікуванням переломів та біомеханічними процесами в ділянці проведеного остеосинтезу. При цьому комп'ютерна модель, для достовірності отриманих результатів, має максимально відповідати реальним процесам в ділянці остеосинтезу і слід враховувати вплив кожного фактору на результати дослідження.

Мета дослідження: визначити та порівняти біомеханічні взаємодії, що виникають при осьовому навантаженні між гвинтами виготовленими з нержавіючої сталі 316L та полімерного матеріалу

П-12 і кістковою тканиною шляхом комп'ютерного моделювання з урахуванням типу та розмірів скінчених елементів та впливу контактних пар поверхонь на виникнення стресових навантажень в різних ділянках моделі.

Матеріал і методи. Дослідження проводилося в програмному комплексі Autodesk Fusion, в якому було змодельовано гвинт стандарту АО діаметром 3,5 мм. Навантаження проводилося в діапазоні сил від 100Н до 300Н, що прикладалися до торцевої частини гвинта вздовж його осі. Загальний вигляд моделі та напрямок прикладання сили показано на рисунку 1. Моделі гвинта призначалися наступні матеріали: нержавіюча сталь 316L та П-12. Кортикальний шар був змодельований у вигляді сегмента товщиною 5,0 мм з внутрішнім радіусом 30,0 мм та зовнішнім радіусом 40,0 мм, з механічними параметрами кортикальної кісткової тканини. З метою проведення розрахунків складові моделі були представлені у вигляді сітки скінчених елементів. У різних режимах тестування змінювалися тип скінченого елемента (4-і 10-вузлові пірамідальні елементи) та його розмір. Ділянка контакту між гвинтом та кістковою тканиною моделювалася як поєднаний контакт, враховуючи, що діапазон мікрорухів гвинта по відношенню до кісткової тканини незначний в ділянці його різьбової частини. Аналогічне моделювання контакту між гвинтом та кістковою тканиною було застосовано у низці інших досліджень [16-18]. Унаслідок проведення розрахунків нами оцінювалися такі параметри в ділянці контакту різьбової частини гвинта та навколишньої кісткової тканини: еквівалентний стрес за фон Мізесом та зміщення контрольних точок. При цьому визначалися параметри в ділянках поверхневого і найбільш глибокого витків різьби. Максимальні зміщення в контрольних точках, що виникали при кожному з навантажень порівнювалися з результатами натурного експерименту по визначенню міцності фіксації гвинтів в діафізарних ділянках кісток свині, опублікованих раніше [19].

Статистична обробка даних проводилася в ліцензованій програмі Excel з пакету Office 365 (Microsoft Corp.) та безкоштовній загальнодоступній програмі Orange v 3.39.0. Було визначено вплив розміру скінчених елементів в діапазоні від 1% до 5% комп'ютерної моделі на виникнення еквівалентного стресу за фон Мізесом в контрольних точках за допомогою однофакторного дисперсного аналізу ANOVA. Визначався F критерій, який порівнювався з критичним значенням F для даної вибірки з рівнем достовірності $p < 0,05$. При цьому визначалися наявність достовірної різниці між групами досліджень з навантаженням 100Н, 200Н та 300Н, а також порівнювалися поверхневі та глибокі ділянки гвинта та кісткової тканини.



Рис. 1. Модель гвинта АО діаметром 3,5 мм та сегмента кортикального шару. Стрілкою вказано напрямок навантаження

Результати дослідження та їх обговорення.

В процесі моделювання було визначено, що 10-вуз-

лові скінчені елементи більш точно моделюють ділянку різьби гвинта, що має складну геометрію і це певним чином впливає на розрахункові показники еквівалентного стресу, що виникає під впливом навантаження, як в різьбі гвинта, так і в ділянках кістки навколо різьби. Дані моделювання з різним навантаженням та ступенем дискретизації моделі представлено на рисунку 2.

Розподіл стресових навантажень в різних ділянках моделі в залежності від розміру скінченого елемента, прикладеного навантаження представлено на рисунку 3. При аксіальному навантаженні гвинта моделі еквівалентний стрес за фон Мізесом становив $13,58 \pm 11,87$ МПа, при цьому стресові ділянки в гвинті $22,27 \pm 10,24$ МПа значно переважали ділянки в навколишній кістковій тканині $4,88 \pm 4,61$ МПа ($p < 0,0001$). При порівнянні поверхневих ділянок моделі гвинта з нержавіючої сталі – $14,88 \pm 13,85$ МПа з глибокими $12,28 \pm 9,06$ МПа різниця була менш достовірною ($p = 0,39$).

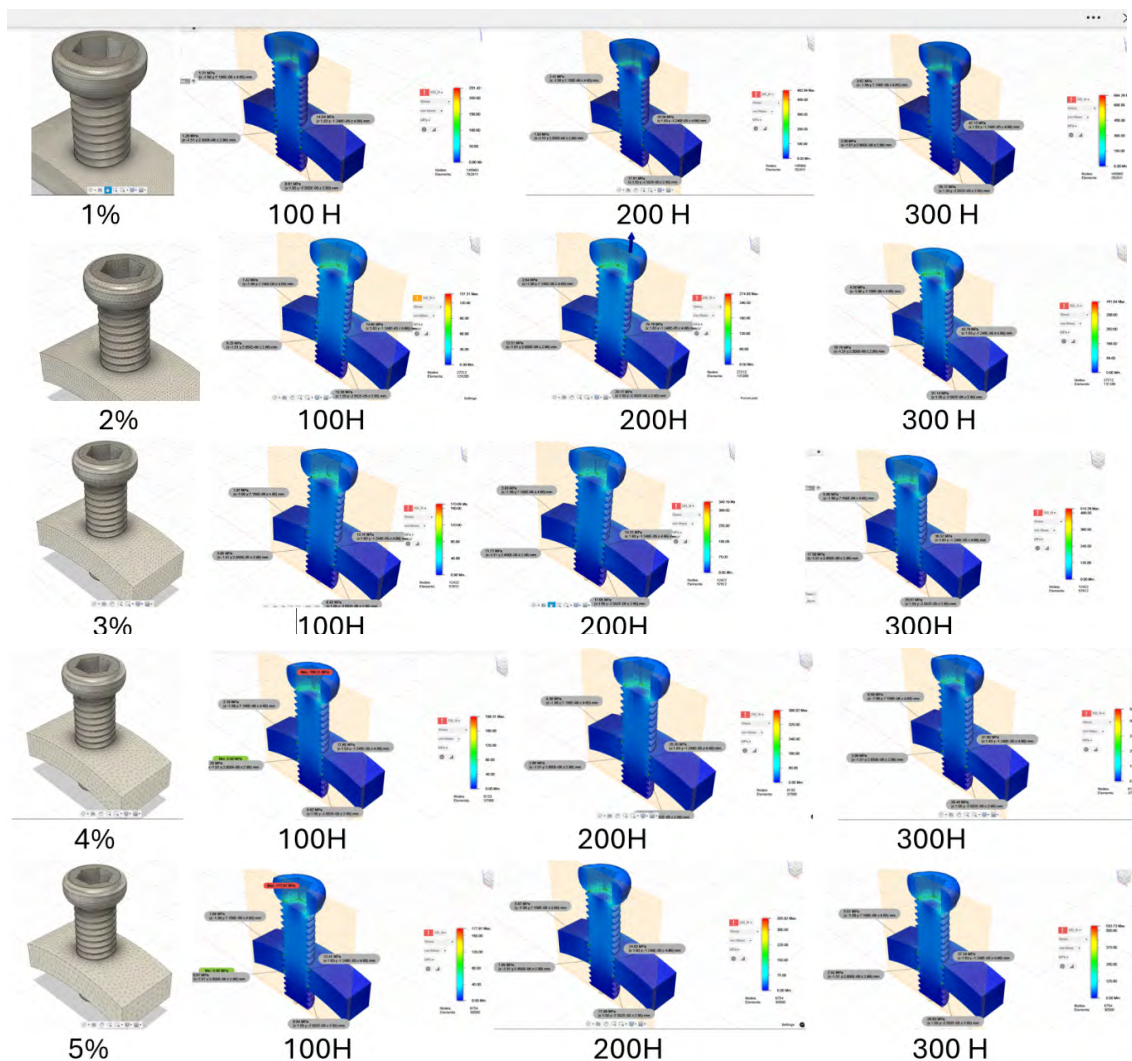


Рис. 2. Ділянки еквівалентного стресу за фон Мізесом в гвинті з нержавіючої сталі й оточуючій його кістковій тканині з залежності від ступеню дискретизації та величини навантаження

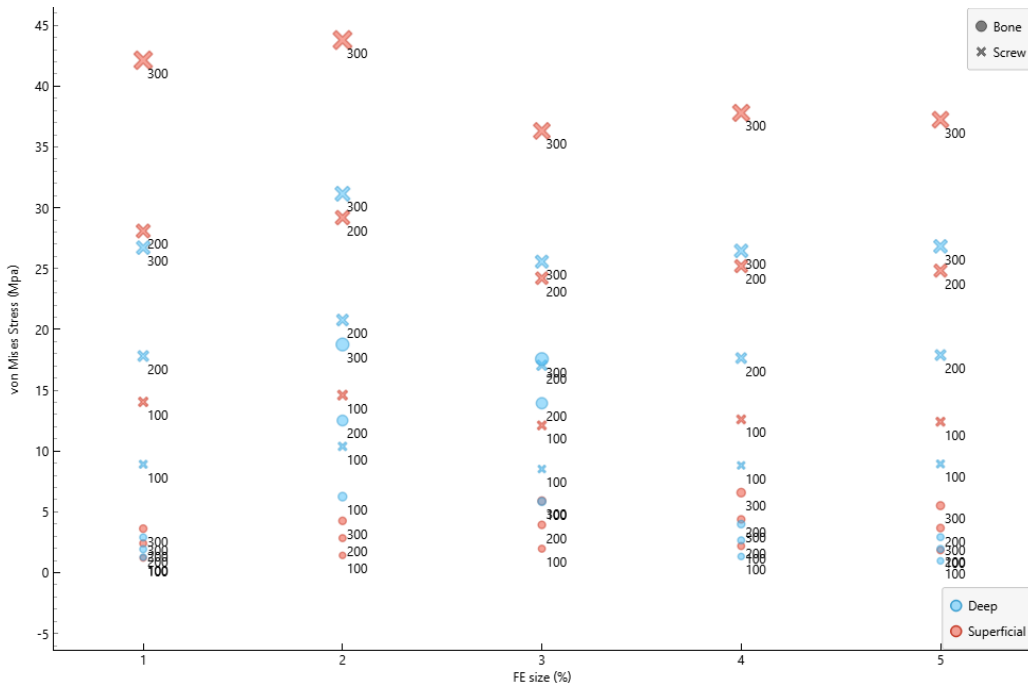
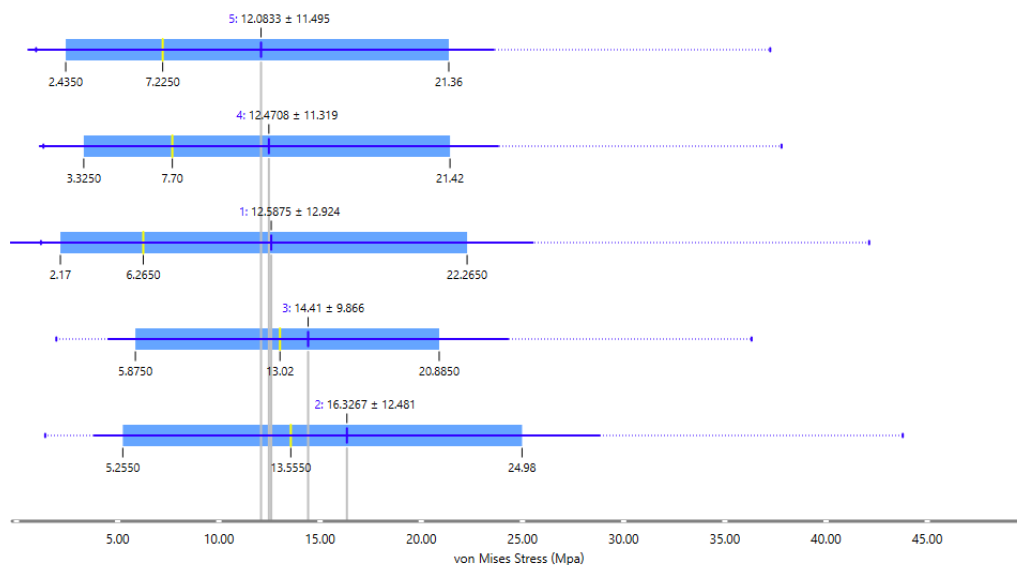


Рис. 3. Розподіл стресових навантажень в різних ділянках моделі в залежності від розміру скінченного елемента (%), прикладеного навантаження (H) для гвинта з нержавіючої сталі

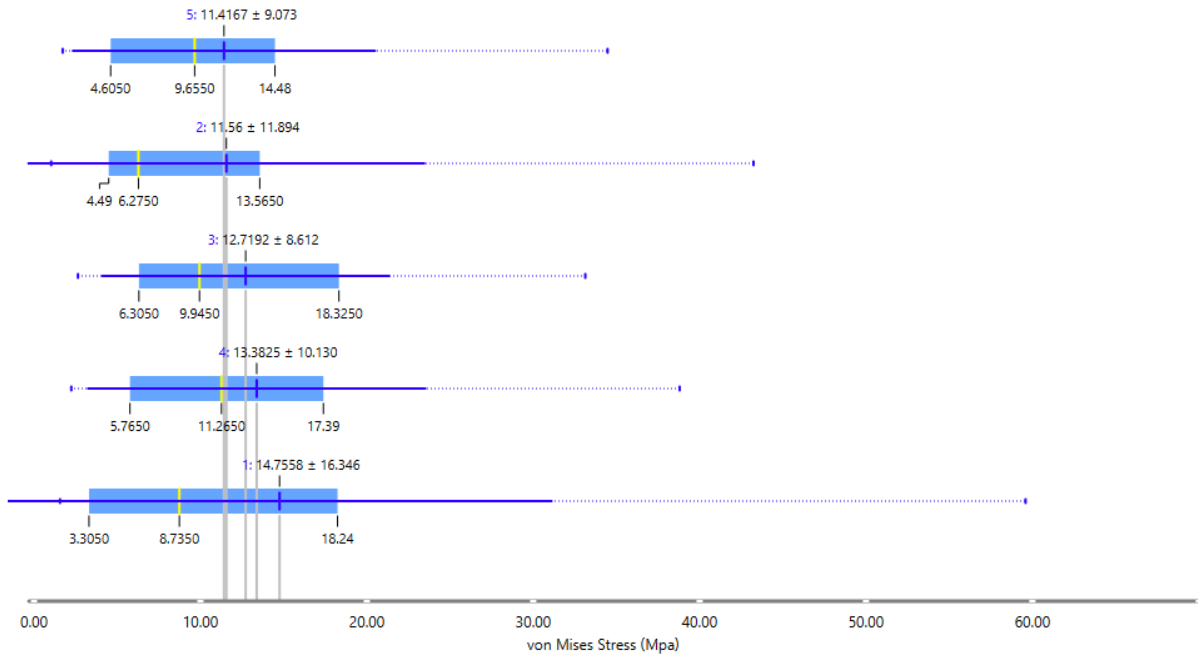
Для визначення чутливості результатів моделювання до розмірів скінчених елементів, розмір середнього елемента зменшувався від 10% до 1%. При розмірі скінченного елемента 10% від розміру моделі для гвинта з нержавіючої сталі показники стресу становили $9,79 \pm 9,37$ МПа, а при розмірі 5% – $12,08 \pm 11,50$ МПа, що за порівнянням цих двох груп виявляло достовірну відмінність ($t=0,535$; $p=0,598$; $n=24$). При розмірах скінчених елементів в діапазоні від 5% до 1% від розмірів моделі (з кроком 1%) зміни еквівалентного стресу за фон Мізесом досто-

вірно не відрізнялися ($F=0,256$; $p=0,905$; $n=60$), що вказує на невисоку варіабільність між групами і відсутність необхідності в більш детальній дискретизації моделі та дозволить скоротити час обчислень (рис. 4). Аналогічні дані були отримані для полімерного гвинта з П-12 для розмірів скінчених елементів від 5% до 1% (рис. 5), що вказують на невисокий рівень відмінності для груп з такою дискретизацією моделі ($F=0,157$; $p=0,959$; $n=60$). Даний рівень вважався нами достатнім при проведенні подальших досліджень.



ANOVA: 0.256 ($p=0.905$, $N=60$)

Рис. 4. Відмінність показників стресу за фон Мізесом (МПа) в моделі між групами з розмірами скінчених елементів від 1% до 5% моделі для гвинта з нержавіючої сталі

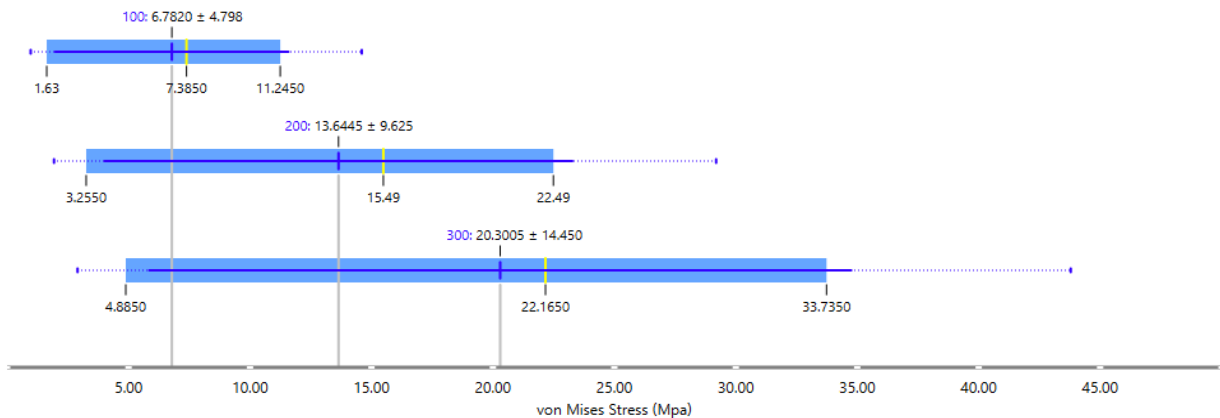


ANOVA: 0.157 (p=0.959, N=60)

Рис. 5. Відмінність показників стресу за фон Мізесом (МПа) в моделі між групами з розмірами скінчених елементів від 1% до 5% моделі для полімерного гвинта з П-12

При силі навантаження 100Н гвинта з нержавіючої сталі еквівалентний стрес за фон Мізесом складав $6,78 \pm 4,80$ МПа, при навантаженні 200Н – $13,64 \pm 9,63$ МПа, при 300Н – $20,30 \pm 14,45$ МПа ($F=8,027$; $p=0,001$; $n=60$). Для полімерного гвинта

з П-12 різниця між групами з різним навантаженням також була достовірною ($F=7,597$; $p=0,001$; $n=60$). Враховуючи це модель з даною дискретизацією може забезпечити визначення достовірної різниці у результатах при різному навантаженні (рис. 6).



ANOVA: 8.027 (p=0.001, N=60)

Рис. 6. Порівняння показників стресу за фон Мізесом в моделі між групами з навантаженням 100-300 Н для гвинта з нержавіючої сталі (МПа)

При визначенні ділянок зміщення компонентів моделі в контрольних точках при навантаженнях вищих за діапазон 100Н-300Н, зокрема 400Н, для моделі металевго гвинта показники були до 0,04 мм (рис. 7), а для полімерних гвинтів до 0,08 мм. Враховуючи дані дослідження Moazen et

al. [20] в якому автори отримали – 0,52-0,58 мм при експериментальному дослідженні та 0,75-0,82 мм при комп'ютерному моделюванні, результати отримані в нашому дослідженні не свідчать про можливість міграції фіксуєчого гвинта, яке відбувається при значно більшому діапазоні мікрорухомості.

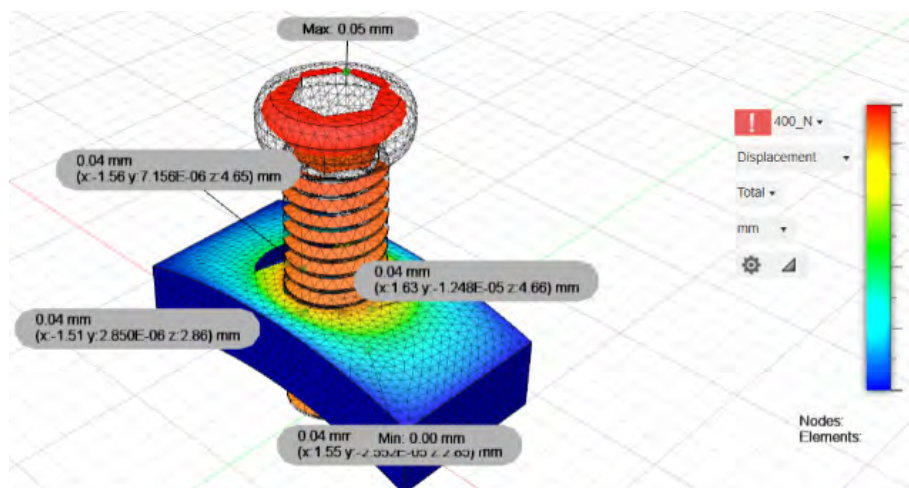


Рис. 7. Ділянки зміщення в гвинті з нержавіючої сталі та оточуючій кістковій тканині при навантаженні в 400 Н (мм)

Щодо міцності фіксації гвинтів в кістковій тканині на сьогоднішній день немає одностайної думки, незважаючи на значну кількість проведених досліджень. Це пов'язано як з варіабільністю кісткової тканини, так і умов та режимів тестування. В цьому аспекті застосування комп'ютерного симуляційного моделювання дозволяє досягти певної уніфікації та доступних для порівняння результатів дослідження. Міцність фіксації гвинтів в кістковій тканині вивчали шляхом комп'ютерного моделювання Synek A. et al. [21] визначивши, що більш достовірні результати отримуються при моделюванні різьби гвинта та структури оточуючої кісткової тканини (для спонгіозної кістки) крім того, моделювання з'єднаного контакту між гвинтом та кістковою тканиною краще симулює цей процес, враховуючи наявність остеоінтеграції між гвинтом та кістковою тканиною. Дещо протилежну думку висловили MacLeod et al. [22], які порівняли комп'ютерне моделювання контакту різьби гвинта і кістки з віртуальною моделлю гвинта. Автори вважають, що взаємодію гвинта з кістковою тканиною можна замінити віртуальним контактом, який буде імітувати міцність утримування гвинта в кістковій тканині, і може мати значення при моделюванні складних конструкцій, що включають декілька компонентів: гвинти, пластини, інтрамедулярні фіксатори, спиці, дротяний серкляж, тощо. На нашу думку, більш доцільним є методика моделювання різьбового з'єднання, оскільки дана ділянка є найбільш чутливою до навантажень в післяопераційному періоді. Також вагоме значення має правильний підбір параметрів, таких як вид і розмір скінчених елементів, контактних взаємодій поверхонь, під час створення моделі та в процесі симуляційного дослідження.

Висновки. 1. При визначенні еквівалентного стресу за фон Мізесом в різних ділянках комп'ютерної моделі гвинтів з металевих та полімерних матеріалів під час аксіального навантаження гвинта фіксованого в одному кортикальному шарі діафіза довгих трубчастих кісток визначено, що при застосуванні 10-вузлових пірамідальних елементів з розміром скінченого елемента в діапазоні від 1% до 5% від розмірів моделі та використанні з'єднаного симетричного контакту міжгруповою варіабільність результатів відсутня, як для гвинтів з нержавіючої сталі ($F=0,256$; $p=0,905$; $n=60$), так і для гвинтів з П-12 ($F=0,157$; $p=0,959$; $n=60$). Дана модель з зазначеним рівнем дискретизації дозволяє отримати статистично значимі дані еквівалентного стресу за фон Мізесом в групах порівнянь при силі навантаження гвинта з нержавіючої сталі в 100Н – $6,78 \pm 4,80$ МПа, 200Н – $13,64 \pm 9,63$ МПа та 300Н – $20,30 \pm 14,45$ МПа ($F=8,027$; $p=0,001$; $n=60$). 2. Зазначений тип та розмір скінчених елементів та моделювання контакту вважаються нами достатніми при проведенні подальших досліджень. А рівень мікрорухомотості в зазначеному діапазоні навантаження – для металевого гвинта до 0,04 мм, для полімерного гвинта до 0,08 мм, вказує на невисоку ймовірність міграції фіксатора та узгоджується з даними літератури і результатами наших попередніх біомеханічних досліджень.

Перспективи подальших досліджень. Дані результати можна враховувати при проведенні хірургічних втручань з застосуванням гвинтів для розрахунку навантажень на кісткову тканину та фіксатор в ділянці перелому, а також подальших біомеханічних досліджень конструкцій для остео-синтезу, зокрема, з застосуванням сучасних металевих та полімерних матеріалів.

Список використаної літератури

1. Bergh C, Wennergren D, Möller M, Brisby H. Fracture incidence in adults in relation to age and gender: A study of 27,169 fractures in the Swedish Fracture Register in a well-defined catchment area. Blank RD, editor. *PLoS ONE*. 2020;15(12): e0244291. DOI: 10.1371/journal.pone.0244291.
2. Гайко ГВ, Калашніков АВ, Боєр ВА. Діафізарні переломи в структурі травм опорно-рухової системи у населення України. *Вісник ортопедії, травматології та протезування*. 2006;(1):84-7.
3. Foster AL, Moriarty TF, Zalavras C, Morgenstern M, Jaiprakash A, Crawford R, et al. The influence of biomechanical stability on bone healing and fracture-related infection: the legacy of Stephan Perren. *Injury*. 2021;52(1):43-52. DOI: 10.1016/j.injury.2020.06.044.
4. Ekegren CL, Edwards ER, De Steiger R, Gabbe BJ. Incidence, Costs and Predictors of Non-Union, Delayed Union and Mal-Union Following Long Bone Fracture. *IJERPH*. 2018;15(12):2845. DOI: 10.3390/ijerph15122845.
5. Rangan A, Handoll H, Brealey S, Jefferson L, Keding A, Martin BC, et al. Surgical vs Nonsurgical Treatment of Adults With Displaced Fractures of the Proximal Humerus: The PROFHER Randomized Clinical Trial. *JAMA*. 2015;313(10):1037. DOI: 10.1001/jama.2015.1629.
6. Baertl S, Alt V, Rupp M. Surgical enhancement of fracture healing – operative vs. nonoperative treatment. *Injury*. 2021;52:12-7. DOI: 10.1016/j.injury.2020.11.049.
7. Launonen AP, Sumrein BO, Reito A, Lepola V, Paloneva J, Jonsson KB, et al. Operative versus non-operative treatment for 2-part proximal humerus fracture: A multicenter randomized controlled trial. Handoll H, editor. *PLoS Med*. 2019;16(7): e1002855. DOI: 10.1371/journal.pmed.1002855.
8. Dudko OG, Dudko GYe. 30-year experience of open reduction internal fixation of limb fractures using biodegradable polymeric devices. *ZMJ*. 2018;20(4): 562-7. DOI: 10.14739/2310-1210.2018.4.135555.
9. Hamad K, Kaseem M, Yang HW, Deri F, Ko YG. Properties and medical applications of polylactic acid: A review. *Express Polym Lett*. 2015;9(5):435-55. DOI: 10.3144/expresspolymlett.2015.42.
10. Dudko OG, Storoschuk IV, Pickula VV, Strashok YV, Ribak MI, Alkamel SM, et al. The long term follow-up of internal fracture fixation with metal versus polymeric fixation devices. *CAOS*. 2017;16(1):115-6. DOI: 10.24061/1727-0847.16.1.2017.25.
11. Rosell-Pradas J, Redondo-Trasobares B, Sarasa-Roca M, Albareda-Albareda J, Puértolas-Broto S, Herrera-Rodríguez A, et al. Influence of plate size and screw distribution on the biomechanical behaviour of osteosynthesis by means of lateral plates in femoral fractures. *Injury*. 2023;54(2):395-404. DOI: 10.1016/j.injury.2022.12.003.
12. Lanzetti RM, Caraffa A, Lupariello D, Ceccarini P, Gambaracci G, Meccariello L, et al. Comparison between locked and unlocked intramedullary nails in intertrochanteric fractures. *Eur J Orthop Surg Traumatol*. 2018;28(4):649-58. DOI: 10.1007/s00590-018-2143-9.
13. Thiele OC, Eckhardt C, Linke B, Schneider E, Lill CA. Factors affecting the stability of screws in human cortical osteoporotic bone: A cadaver study. *The Journal of Bone and Joint Surgery British volume*. 2007;89-B(5):701-5. DOI: 10.1302/0301-620X.89B5.18504.
14. Liu F, Feng X, Zheng J, Leung F, Chen B. Biomechanical comparison of the undercut thread design versus conventional buttress thread for the lag screw of the dynamic hip screw system. *Front Bioeng Biotechnol*. 2022;10:1019172. DOI: 10.3389/fbioe.2022.1019172.
15. Feng X, Lin G, Fang CX, Lu WW, Chen B, Leung FKL. Bone resorption triggered by high radial stress: The mechanism of screw loosening in plate fixation of long bone fractures. *Journal Orthopaedic Research*. 2019;37(7):1498-507. DOI: 10.1002/jor.24286.
16. Steiner JA, Christen P, Affentranger R, Ferguson SJ, Van Lenthe GH. A novel in silico method to quantify primary stability of screws in trabecular bone. *Journal Orthopaedic Research*. 2017;35(11):2415-24. DOI: 10.1002/jor.23551.
17. Wirth AJ, Müller R, Harry Van Lenthe G. The discrete nature of trabecular bone microarchitecture affects implant stability. *Journal of Biomechanics*. 2012;45(6):1060-7. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2011.12.024.
18. Ovesy M, Silva-Henao JD, Fletcher JWA, Gueorguiev B, Zysset PK, Varga P. Non-linear explicit micro-FE models accurately predict axial pull-out force of cortical screws in human tibial cortical bone. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2022;126:105002. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2021.105002.

19. Dudko O. Biomechanical study of mechanical strength of PLA/PGA screws fixation in the cortical bone [Internet]. Poster #1228 presented at: Virtual EFORT Congress; 2021 Jun 30; Viena, Austria. Available from: <https://efortnet.conference2web.com/#!/resources/biomechanical-study-of-mechanical-strength-of-pla-pga-screws-fixation-in-the-cortical-bone>.
20. Moazen M, Mak JH, Jones AC, Jin Z, Wilcox RK, Tsiridis E. Evaluation of a new approach for modelling the screw–bone interface in a locking plate fixation: A corroboration study. *Proc Inst Mech Eng H*. 2013;227(7):746-56. DOI: 10.1177/0954411913483259.
21. Synek A, Ortner L, Pahr DH. Accuracy of osseointegrated screw-bone construct stiffness and peri-implant loading predicted by homogenized FE models relative to micro-FE models. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2023;140:105740. DOI:10.1016/j.jmbbm.2023.105740.
22. MacLeod AR, Pankaj P, Simpson AHRW. Does screw-bone interface modelling matter in finite element analyses? *Journal of Biomechanics*. 2012;45(9):1712-6. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2012.04.008.

References

1. Bergh C, Wennergren D, Möller M, Brisby H. Fracture incidence in adults in relation to age and gender: A study of 27,169 fractures in the Swedish Fracture Register in a well-defined catchment area. Blank RD, editor. *PLoS ONE*. 2020;15(12): e0244291. DOI: 10.1371/journal.pone.0244291.
2. Haiko HV, Kalashnikov AV, Boier VA. Diafizarni perelomy v strukturi travm oporno-rukhovoi systemy u naselennia Ukrainy. *Visnyk ortopedii, travmatolohii ta protezuvannia*. 2006;(1):84-7. [in Ukrainian].
3. Foster AL, Moriarty TF, Zalavras C, Morgenstern M, Jaiprakash A, Crawford R, et al. The influence of biomechanical stability on bone healing and fracture-related infection: the legacy of Stephan Perren. *Injury*. 2021;52(1):43-52. DOI: 10.1016/j.injury.2020.06.044.
4. Ekegren CL, Edwards ER, De Steiger R, Gabbe BJ. Incidence, Costs and Predictors of Non-Union, Delayed Union and Mal-Union Following Long Bone Fracture. *IJERPH*. 2018;15(12):2845. DOI: 10.3390/ijerph15122845.
5. Rangan A, Handoll H, Brealey S, Jefferson L, Keding A, Martin BC, et al. Surgical vs Nonsurgical Treatment of Adults With Displaced Fractures of the Proximal Humerus: The PROFHER Randomized Clinical Trial. *JAMA*. 2015;313(10):1037. DOI: 10.1001/jama.2015.1629.
6. Baertl S, Alt V, Rupp M. Surgical enhancement of fracture healing – operative vs. nonoperative treatment. *Injury*. 2021;52:12-7. DOI: 10.1016/j.injury.2020.11.049.
7. Launonen AP, Sumrein BO, Reito A, Lepola V, Paloneva J, Jonsson KB, et al. Operative versus non-operative treatment for 2-part proximal humerus fracture: A multicenter randomized controlled trial. Handoll H, editor. *PLoS Med*. 2019;16(7): e1002855. DOI: 10.1371/journal.pmed.1002855.
8. Dudko OG, Dudko GYe. 30-year experience of open reduction internal fixation of limb fractures using bio-degradable polymeric devices. *ZMJ*. 2018;20(4): 562-7. DOI: 10.14739/2310-1210.2018.4.135555.
9. Hamad K, Kaseem M, Yang HW, Deri F, Ko YG. Properties and medical applications of polylactic acid: A review. *Express Polym Lett*. 2015;9(5):435-55. DOI: 10.3144/expresspolymlett.2015.42.
10. Dudko OG, Storoschuk IV, Pickula VV, Strashok YV, Ribak MI, Alkamel SM, et al. The long term follow-up of internal fracture fixation with metal versus polymeric fixation devices. *CAOS*. 2017;16(1):115-6. DOI: 10.24061/1727-0847.16.1.2017.25.
11. Rosell-Pradas J, Redondo-Trasobares B, Sarasa-Roca M, Albareda-Albareda J, Puértolas-Broto S, Herrera-Rodríguez A, et al. Influence of plate size and screw distribution on the biomechanical behaviour of osteosynthesis by means of lateral plates in femoral fractures. *Injury*. 2023;54(2):395-404. DOI: 10.1016/j.injury.2022.12.003.
12. Lanzetti RM, Caraffa A, Lupariello D, Ceccarini P, Gambaracci G, Meccariello L, et al. Comparison between locked and unlocked intramedullary nails in intertrochanteric fractures. *Eur J Orthop Surg Traumatol*. 2018;28(4):649-58. DOI: 10.1007/s00590-018-2143-9.
13. Thiele OC, Eckhardt C, Linke B, Schneider E, Lill CA. Factors affecting the stability of screws in human cortical osteoporotic bone: A cadaver study. *The Journal of Bone and Joint Surgery British volume*. 2007;89-B(5):701-5. DOI: 10.1302/0301-620X.89B5.18504.
14. Liu F, Feng X, Zheng J, Leung F, Chen B. Biomechanical comparison of the undercut thread design versus conventional buttress thread for the lag screw of the dynamic hip screw system. *Front Bioeng Biotechnol*. 2022;10:1019172. DOI: 10.3389/fbioe.2022.1019172.

15. Feng X, Lin G, Fang CX, Lu WW, Chen B, Leung FKL. Bone resorption triggered by high radial stress: The mechanism of screw loosening in plate fixation of long bone fractures. *Journal Orthopaedic Research*. 2019;37(7):1498-507. DOI: 10.1002/jor.24286.
16. Steiner JA, Christen P, Affentranger R, Ferguson SJ, Van Lenthe GH. A novel in silico method to quantify primary stability of screws in trabecular bone. *Journal Orthopaedic Research*. 2017;35(11):2415-24. DOI: 10.1002/jor.23551.
17. Wirth AJ, Müller R, Harry Van Lenthe G. The discrete nature of trabecular bone microarchitecture affects implant stability. *Journal of Biomechanics*. 2012;45(6):1060-7. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2011.12.024.
18. Ovesy M, Silva-Henao JD, Fletcher JWA, Gueorguiev B, Zysset PK, Varga P. Non-linear explicit micro-FE models accurately predict axial pull-out force of cortical screws in human tibial cortical bone. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2022;126:105002. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2021.105002.
19. Dudko O. Biomechanical study of mechanical strength of PLA/PGA screws fixation in the cortical bone [Internet]. Poster #1228 presented at: Virtual EFORT Congres; 2021 Jun 30; Viena, Austria. Available from: <https://efortnet.conference2web.com/#!/resources/biomechanical-study-of-mechanical-strength-of-pla-pga-screws-fixation-in-the-cortical-bone>.
20. Moazen M, Mak JH, Jones AC, Jin Z, Wilcox RK, Tsiridis E. Evaluation of a new approach for modelling the screw–bone interface in a locking plate fixation: A corroboration study. *Proc Inst Mech Eng H*. 2013;227(7):746-56. DOI: 10.1177/0954411913483259.
21. Synek A, Ortner L, Pahr DH. Accuracy of osseointegrated screw–bone construct stiffness and peri-implant loading predicted by homogenized FE models relative to micro-FE models. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2023;140:105740. DOI:10.1016/j.jmbbm.2023.105740.
22. MacLeod AR, Pankaj P, Simpson AHRW. Does screw–bone interface modelling matter in finite element analyses? *Journal of Biomechanics*. 2012;45(9):1712-6. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2012.04.008.

THE ASSESSMENT OF HOW SENSITIVE IS COMPUTER MODEL OF FIXATION METAL AND POLIMERIC SCREWS IN CORTICAL TISSUE OF LONG TUBULAR BONE DIAPHYSIS TO DISCRETISATION AND TYPE OF FINITE ELEMENTS

Abstract. Computer modeling is the newest method of studying biomechanical interactions at the site of fracture osteosynthesis. The metal screw is one of the basic elements of constructs for internal fracture fixation. Commonly 3.5 mm screws made of stainless steel and titanium alloy are used, but other promising materials are polymers, such as polyamide-12 and polylactic acid. The aim of our research was to determine and compare biomechanical interactions, that take place under axial load between screws made of metal or polymer and bone tissue using computer modeling. The effect of type and size of finite elements and contacts' simulation on the stress that arises in different areas of the model was studied. The study was performed using Autodesk Fusion software. The range of loads was from 100N to 300N, that were applied to the head face along the screw's axis. The equivalent von Mises stress was assessed in different areas of the computer model of AO 3.5 mm screw with the assigned materials were stainless steel 316L and polyamide-12. The model was meshed with 10-nodal tetrahedral elements in groups ranging from 1% to 5% of the model size with bonded symmetrical contact and the assessment of this factor on the stress values was performed. The significant variability between groups were absent as for stainless steel screws ($F=0,256$; $p=0,905$; $n=60$), so for screws made of polyamide-12 ($F=0,157$; $p=0,959$; $n=60$). This level of meshing for the model was considered to be suitable to get statistically significant results of equivalent von Mises stress in compared groups for stainless steel screws under the loads of 100N – $6,78 \pm 4,80$ МПа, 200N – $13,64 \pm 9,63$ МПа та 300N – $20,30 \pm 14,45$ МПа ($F=8,027$; $p=0,001$; $n=60$). This type and size of finite elements and boundary conditions were considered to be appropriate for further studies. The micromotion under applied loads was in the range up to 0,04 mm for the metal screw and up to 0,08 mm for the polymeric screw, that should not cause the migration of the fixator in postoperative period.

Key words: screw, stainless steel, polyamide-12, osteosynthesis, computer modeling.

Відомості про авторів:

Дудко Олексій Геннадійович – кандидат медичних наук, доцент, доцент кафедри травматології, ортопедії та нейрохірургії закладу вищої освіти Буковинського державного медичного університету, м. Чернівці, ORCID ID: <https://orcid.org/0000-0003-1848-5053>;

Шайко-Шайковський Олександр Геннадійович – професор, доктор технічних наук, професор кафедри професійної та технологічної освіти та загальної фізики Чернівецького національного університету імені Юрія Федьковича, м. Чернівці, ORCID ID: <https://orcid.org/0000-0002-0818-5367>;

Яким'юк Дмитро Іванович – кандидат медичних наук, завідувач відділення травматології для дорослих, ОКНП «Чернівецька лікарня швидкої медичної допомоги», головний ортопед-травматолог Чернівецької області, м. Чернівці, ORCID ID: <https://orcid.org/0009-0004-2964-3592>;

Кривоносов Валерій Єгорович – професор, доктор технічних наук, професор кафедри електропостачання ім. Сінківка Київського національного університету біоресурсів та природокористування України, м. Київ, ORCID ID: <https://orcid.org/0000-0002-8219-021X>.

Information about the authors:

Dudko Oleksii H. – Associate Professor, PhD, Associate Professor of the Department of Traumatology and Orthopaedics, Bukovinian State Medical University, Chernivtsi, ORCID ID: <https://orcid.org/0000-0003-1848-5053>;

Shaiko-Shaikovskiy Alexander H. – Professor, Doctor of Technical Science, Professor of the Department of Professional and Technical Education and General Physics, Yuriy Fedkovych Chernivtsi National University, Chernivtsi, ORCID ID: <https://orcid.org/0000-0002-0818-5367>;

Yakimyuk Dmitro I. – PhD, the Chief of Traumatology Department for Adults, Emergency Hospital of Chernivtsi City, Chernivtsi, ORCID ID: <https://orcid.org/0009-0004-2964-3592>;

Kryvonosov Valerii Ye. – Professor, Doctor of Technical Science, Professor of the Department of Power Supply named by Prof. V. M. Sinkov, National University «Bioresources and nature management», Kyiv, ORCID ID: <https://orcid.org/0000-0002-8219-021X>.

Надійшла 12.06.2025 р.