

ВИЗНАЧЕННЯ ВЗАЄМОДІЇ МІЖ ДОТИЧНИМИ ПОВЕРХНЯМИ МЕТАЛЕВОГО ТА ПОЛІМЕРНОГО ГВИНТІВ І КОРТИКАЛЬНОЇ КІСТКИ ПРИ КОМП'ЮТЕРНОМУ МОДЕЛЮВАННІ ОСТЕОСИНТЕЗУ

О.Г. Дудко

Буковинський державний медичний університет, м. Чернівці, Україна

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

Буковинський медичний вісник. 2024. Т. 28, № 3 (111). С. 14-18.

DOI: 10.24061/2413-0737.28.3.111.2024.3

E-mail:
Dudko.oleksii@bsmu.edu.ua

Резюме. Постійне зростання кількості переломів та оперативних втручань із використанням гвинтів потребує сучасних підходів до покращення результатів лікування. Взаємодія гвинта з кістковою тканиною є одним із важливих і поки що недостатньо вивчених факторів, що впливає на стабільність фіксації перелому. Комп'ютерне моделювання дозволяє більш детально дослідити напружено-деформований стан у ділянках дотичних поверхонь металевих та полімерних гвинтів і кортикальної кістки.

Матеріал і методи. У програмному середовищі Autodesk Fusion 360 проведено комп'ютерне моделювання біомеханічних взаємодій, що виникають при фіксації гвинтів із нержавіючої сталі та поліаміду-12 (П-12) у монокортикальному шарі діафізарної частини довгих трубчастих кісток для гвинтів стандарту АО з діаметром 3,5 мм. Проведено вивчення впливу статичного навантаження у напрямку видалення гвинта при зв'язаному контакті дотичних поверхонь. Визначалися зміщення та напруження в ділянках різьбової частини гвинта та навколишній кістковій тканині в діапазоні сил від 100 Н до 1000 Н, що прикладалися вздовж осі гвинта.

Результати. При збільшенні навантаження прогресуючи збільшувалися напруження та тиск гвинта на навколишню ділянку кісткової тканини, що при максимальних значеннях може призводити до нестабільності фіксації. У дослідженні визначено, що полімерні гвинти у всіх випадках чинили менший тиск на кістку, ніж металеві, зокрема в поверхневих ділянках кістки ця різниця була більш суттєвою – 24,8 %, а в глибоких – 8,9 %. Ділянки напруження за фон Мізесом у полімерному гвинті становили від 1,414 МПа до 20,74 МПа і були нижчими, ніж у металевому гвинті (від 3,484 МПа до 56,24 МПа), як на поверхневих витках, так і на глибоких.

Висновки. Враховуючи отримані результати, полімерні гвинти будуть краще утримувати ділянку перелому при дії невеликих навантажень впродовж тривалого періоду часу, оскільки будуть менше руйнувати кісткову тканину навколо гвинтів. Металеві гвинти мають перевагу при значних короткочасних (пікових) навантаженнях. Менші стресові ділянки на різьбі П-12 можуть певною мірою компенсувати нижчі механічні показники міцності даного полімеру.

Перспективи подальших досліджень. Дані результати слід враховувати при проведенні оперативних втручань із застосуванням гвинтів та подальших біомеханічних досліджень.

THE COMPUTER MODELING STUDY OF INTERACTIONS BETWEEN CONTACT SURFACES OF METAL OR POLIMERIC SCREWS AND CORTICAL BONE TISSUE

Dudko O.

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

Bukovinian Medical Herald.

2024. V. 28, № 3 (111). P. 14-18.

Resume. The continuous growth of fracture rates and surgeries with the use of screws requires modern approaches to improve treatment results. The interaction between a screw and bone tissue is one of the critical factors that affects the stability of a fracture and remains not thoroughly researched until now. The computer modeling method allows for studying precisely the strains and deformities in the contact areas of metal screws, polymeric screws, and cortical bone.

Material and methods. The computer modeling was performed in Autodesk Fusion 360 for biomechanical interactions of 3.5 mm AO screws made of stainless steel and polyamide-12 (P-12) with monocortical diaphyseal part of long tubular bone. The

static stress study was performed for different loads applied in the pull-out direction with the bonded contact used between the screw and the bone. 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 100 N to 1000 N.

Results. *The increase of the force resulted in stress and strains in the screw and surrounding bone tissue, and the maximum force values can lead to unstable fixation. It was determined that polymeric P-12 screws in all study cases were affecting the bone with less contact pressure than metal screws. In the superficial bone areas this difference was more significant – 24.8 %, and in the deep bone areas it was 8.9 %. The areas of von Mises stress in both superficial and deep parts of polymeric screws were in the range from 1.414 MPa to 20.74 MPa which was lower than that of metal screws (3.484 MPa to 56.24 MPa).*

Conclusions. *Polymeric P-12 screws will fix bone fractures better under low intensive but long-lasting loads, as their destructive effect on bone tissue around screws will be less than of metal ones. On the other hand, metal screws will have the advantage to resist the short lasting but intensive “peak” loads. The less stress areas in the polymeric screw can somehow compensate the lower mechanical strength parameters of P-12 material.*

Perspective of further research. *The obtained results can be taken into account during orthopedics surgeries when screws are used for fixation, as well as for further biomechanical studies.*

Вступ. Щорічно зростає частота виникнення переломів кінцівок, які в більшості випадків вимагають проведення оперативного лікування [1, 2]. Взаємодія гвинта з кістковою тканиною є одним із важливих компонентів знерухомлення перелому за допомогою різних типів накісткових та інтрамедулярних фіксаторів, що безпосередньо впливає на наслідки лікування та його тривалість [3]. Від біомеханічних взаємодій між кісткою та фіксатором залежить процес зрощення переломів та рівень інфекційних ускладнень [4]. Порушення процесу консоїдації перелому вимагає в подальшому значних витрат, пов'язаних із тривалою непрацездатністю пацієнта та проведенням повторних оперативних втручань [5]. Комп'ютерне моделювання є одним із сучасних методів дослідження біомеханічних взаємовідносин у ділянці перелому після остеосинтезу як пластинами, так і гвинтами [6, 7]. Вплив гвинтів на стабільність фіксації переломів різними конструкціями при переломах плечової, стегнової та великогомілкової кісток вивчалися низкою дослідників за допомогою методу комп'ютерного моделювання [8, 9, 10]. Він дозволяє більш детально дослідити взаємодію між дотичними поверхнями металевого та полімерного гвинтів і кортикальної кістки, що є одним із ключових і поки що недостатньо вивчених факторів стабільності фіксації переломів [11].

Мета дослідження – визначити та порівняти біомеханічні взаємодії, що виникають між гвинтом, виготовленим із нержавіючої сталі та поліаміду-12 (П-12), і кістковою тканиною при різних величинах навантажень із застосуванням методів комп'ютерного моделювання.

Матеріал і методи. Дослідження проводилося в програмному середовищі Autodesk Fusion 360, в якому було змодельовано гвинт стандарту АО діаметром 3,5 мм, виготовлений із нержавіючої сталі та П-12. Модель

містила 21629 пірамідальних 10-вузлових об'ємних елементів з адаптивною деталізацією в ділянках складної геометрії до 20 % від середнього розміру елементів моделі. Кортикальний шар був змодельований у вигляді сегмента товщиною 5 мм, з властивостями матеріалу, який за своїми механічними параметрами максимально наближається до властивостей кісткової тканини. Валідацію комп'ютерної моделі проведено шляхом біомеханічного дослідження монокортикальної фіксації металевих та полімерних гвинтів у діафізарній ділянці стегнової кістки свині з визначенням максимальної міцності фіксації.

У процесі комп'ютерного моделювання проведено аналіз статичного навантаження моделі. Навантаження проводилося в діапазоні сил від 100 Н до 1000 Н, що прикладалися до торцевої поверхні голівки гвинта вздовж його осі. При моделюванні вибрано зв'язаний тип взаємодії між поверхнями імпланту і кістки, враховуючи дані, які вивчали вплив типу взаємодії поверхні різьбової частини гвинта та кісткової тканини при комп'ютерному моделюванні, при виборі зв'язаного та ковзаючого типу фіксації, різниця в переміщенні елементів моделі становила менше 1 %, а різниця в напруженнях у кістці - до 5 % [12]. У нашому дослідженні в ділянках контакту різьбової частини гвинта та навколишньої кісткової тканини визначалися тиск, еквівалентне напруження за фон Мізесом та зміщення. Контрольними точками вимірювання були: найбільш глибокий та найбільш поверхневий витки гвинта, а також ділянки кісткової тканини навколо них.

Результати дослідження та їх обговорення. У процесі моделювання визначалися ділянки з максимальними (критичними) параметрами тиску та напружень у матеріалі гвинта та оточуючій кістці, а також максимальні зміщення, що виникали при кожному з навантажень. Перша серія вимірювань проводилася в найбільш поверхнево розташованому

Оригінальні дослідження

витку різьби, друга - у найбільш глибокому. При дослідженні металевих гвинтів діаметром 3,5 мм, при силі навантаження в 100 Н, тиск на поверхневій частині різьби становив 3,484 МПа, а на глибокій частині - 5,61 МПа, а в полімерних гвинтах відповідно 3,42 МПа та 1,414 МПа. У свою чергу, тиск на кісткову тканину при навантаженні 100 Н у поверхневих та глибоких ділянках становив для металевих гвинтів 1,574 МПа та 0,633 МПа, а для полімерних гвинтів - 1,261 МПа та 0,585 МПа відповідно. При цьому зміщення у всіх зазначених ділянках складало 0,012 мм для металевих гвинтів та від 0,0045 мм до 0,0054 мм для полімерних гвинтів. Для металевих гвинтів напруження у поверхневих та глибоких частинах різьби гвинта становили 0,00017 та 0,00012, а в кістці - 0,00074 та 0,00062 відповідно. Розподіл навантажень та контактної тиску на кісткову тканину при застосуванні гвинта з П-12 наведено на рис. 1, металевого гвинта - на рис. 2.

При силі навантаження в 1000 Н, тиск на поверхневій частині різьби металевого гвинта становив 34,843 МПа, а на глибокій частині - 56,24 МПа. У свою чергу, тиск на кісткову тканину в цих ділянках становив від 15,744 МПа до 8,187 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 становили 0,0015 та 0,0012, а в кістці - 0,018 та 0,014 відповідно. При дослідженні гвинта з П-12 при силі навантаження в 1000 Н, тиск на поверхневій частині різьби гвинта становив 20,74 МПа, а на глибокій частині - 11,788 МПа. У свою чергу, тиск на кісткову тканину в цих ділянках становив від 12,615 МПа до 7,516 МПа відповідно.

При збільшенні навантаження прогресуюче збільшувався тиск кісткової тканини на витки гвинта. Завдяки різним механічним властивостям нержавіючої сталі та П-12 зростання тиску на всіх ділянках останнього відбувалося більш повільно. Також слід зазначити, що цей процес відбувався нерівномірно і був більш інтенсивним на поверхневих ділянках різьби, де швидше досягалася межа міцності матеріалу імпланту. Для металевих гвинтів ця межа досягалася при навантаженні понад 1000 Н, для полімерних - 500 Н, враховуючи коефіцієнт запасу міцності не нижче 3 (рис. 3).

Порівнюючи тиск на поверхневих та глибоких витках гвинта для металевого гвинта слід зазначити, що різниця становила 60,7 %. Для П-12 гвинтів різниця була більш значною - 148,7 %. При порівнянні різниці тиску в полімерному та металевому гвинтах, на поверхневих витках вона становила 1,8 % при навантаженні 100 Н та 67,9 % - при навантаженні 1000 Н. Різниця на глибоких витках була більш значною - у 3 і 3,8 раза відповідно при мінімальних та максимальних навантаженнях. У полімерному гвинті у всіх ділянках визначення тиск був нижчим ніж у металевому гвинті, що певною мірою може компенсувати нижчі механічні показники міцності П-12. Нерівномірність розподілу локалізації стресових

ділянок можна пояснити різною здатністю до деформації під дією навантажень у полімерного матеріалу та металу.

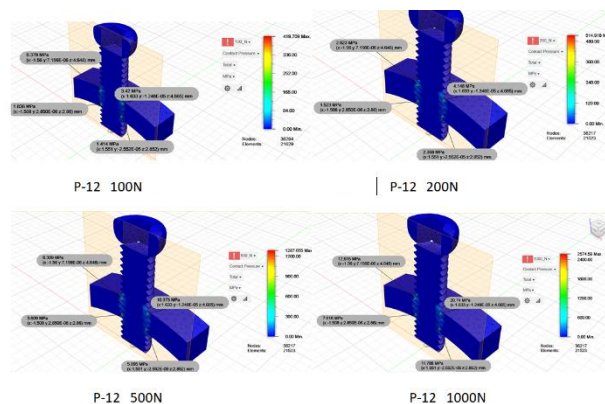


Рис. 1. Розподіл навантажень та контактної тиску на кісткову тканину гвинта з П-12 при навантаженні 100, 200, 500 та 1000 Н

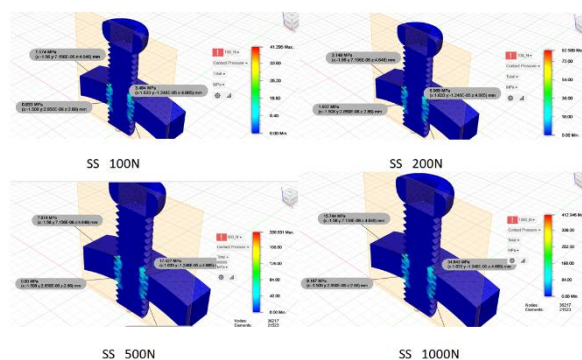


Рис. 2. Розподіл навантажень та контактної тиску на кісткову тканину металевого гвинта при навантаженні 100, 200, 500 та 1000 Н

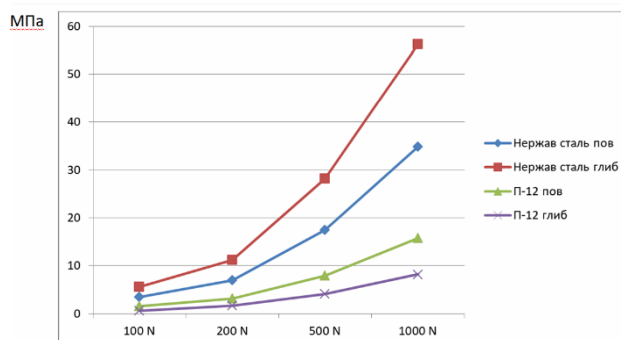


Рис. 3. Залежність показників тиску в різних частинах металевих та полімерних гвинтів від прикладеного осьового навантаження

Тиск на оточуючу гвинт кісткову тканину також змінювався в глибоких і поверхневих ділянках кістки нерівномірно для металевих і полімерних гвинтів. При цьому, при однакових навантаженнях полімерні гвинти у всіх випадках чинили менший тиск на кістку,

ніж металеві, що призводить до меншого руйнування кісткової тканини навколо гвинта (рис. 4). На поверхневих ділянках кістки ця різниця становила 24,8 %, на глибоких – 8,9 %. Враховуючи це, полімерні гвинти будуть краще утримувати ділянку перелому впродовж тривалого періоду часу, оскільки будуть менше руйнувати кісткову тканину навколо гвинтів.

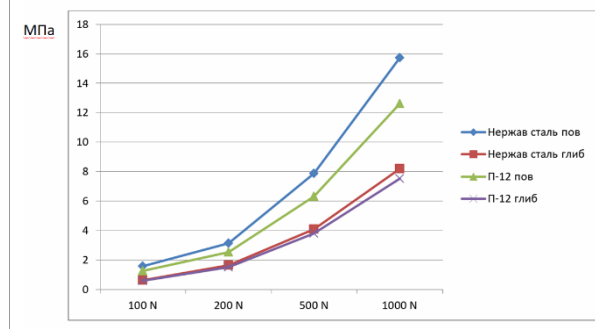


Рис. 4. Залежність контактної тиску на кісткову тканину навколо різних ділянок металевих та полімерних гвинтів від прикладеного осьового навантаження

Взаємодія гвинта з кістковою тканиною впливає на міцність його фіксації. Площа даної взаємодії залежить від діаметра гвинта, кроку та глибини різьби, її геометрії [13]. Глибина введення гвинта та механічні параметри матеріалу, з якого він виготовлений, та властивості кісткової тканини теж значно впливають на міцність фіксації. Thiele et al., у дослідженнях на трупних кістках, встановив залежність міцності фіксації титанового гвинта 3,5 мм з такими факторами, як маса кістки, товщина кортикального шару та мінеральна щільність кісткової тканини [14]. Вплив типу різьби гвинта на кісткову тканину, а відповідно і на стабільність фіксації перелому в поєднанні з іншими металоконструкціями вивчали Liu et al. Шляхом біомеханічного тестування та методом комп'ютерного моделювання було доведено достовірний вплив типу різьби для динамічного стегового гвинта на можливість вторинного зміщення перелому при однакових навантаженнях. У цьому дослідженні також доведено вплив типу різьби на концентрацію напружень у кістковій тканині, що його оточує [15]. При пошкодженні різьби, утримуюча здатність гвинта різко знижується. Fletcher et al. вивчали процес уведення гвинтів, порівнюючи практикуючих ортопедів та дослідників, що не мають клінічного досвіду. В обох групах було виявлено значний відсоток гвинтів, від 18 % до 48 %, при введенні яких пошкоджувалася різьбова частина отвору в кістці, в який вводився гвинт. Крім того, значна кількість випадків пошкодження різьби, як у дослідників, так і в ортопедів зі стажем роботи від 1 до 19 років, залишалася не виявленою і становила від 62% до 86% [16].

У проведеному нами дослідженні визначено тиск, який створюється на різних ділянках гвинта та оточуючої кісткової тканини. При перевищенні

максимально допустимої механічної міцності буде відбуватися руйнування різьбової частини та значне зниження сили утримування гвинта в кістці. Для металевих гвинтів максимальна межа міцності буде вищою і буде зумовлена вищими параметрами механічної міцності нержавіючої сталі, яка вище за кісткову тканину. Отже, втрата фіксації буде відбуватися за рахунок руйнування останньої. При застосуванні полімерних гвинтів, при максимальному навантаженні буде руйнуватися різьба на гвинті, оскільки механічні параметри міцності полімеру є нижчими ніж кортикальної кісткової тканини. Отже, при порушенні фіксації полімерного гвинта, міцність фіксації буде залежати безпосередньо від механічних властивостей полімерного матеріалу, з якого виготовлений гвинт. Вплив тиску на кісткову тканину, який чинить гвинт при фіксації перелому різними типами пластин, вивчали за допомогою комп'ютерного моделювання Feng et al. дійшли висновку, що аксіальні та радіальні навантаження є вагомим фактором ризику розвитку нестабільності як гвинта, так і всієї металоконструкції, з відповідними негативними наслідками для зрощення перелому [17]. Враховуючи дані нашого дослідження, що полімерні гвинти чинять менший тиск на навколишню кісткову тканину, вони будуть краще утримувати ділянку перелому при невеликих та тривалих навантаженнях, а металевий гвинт – при значних короточасних (пікових) навантаженнях.

Стабільність фіксації перелому іншими конструкціями, такими як блоковані інтрамедулярні стрижні та пластини також певною мірою залежать від механічної міцності гвинтів. Зокрема Schröter et al. вивчали як залежать біомеханічні взаємодії між фрагментами перелому у випадках, коли пластина фіксується різними типами гвинтів. Дослідження проводилося при циклічних навантаженнях у діапазоні від 50 до 2080 Н. Визначено, що при динамічному блокуванні гвинтів стабільність фіксації перелому знижувалася. Але в даному дослідженні увага приділялася ділянці контакту між гвинтом і пластиною, а не між гвинтом і кістковою тканиною, крім того, у штучній кістці, яка застосовувалася в експерименті, відсутня кісткова структура і її пластичні параметри не збігаються з такими параметрами натуральної кістки. Методика проведення остеотомії руйнує дослідний зразок по-іншому, ніж це відбувається при переломі кістки внаслідок травми [18]. Всі ці відмінності можуть вплинути на результати дослідження і в цьому аспекті методика комп'ютерного моделювання має перевагу.

Висновки. У проведеному дослідженні визначено, що при однакових навантаженнях полімерні гвинти, виготовлені з П-12, та металеві гвинти, виготовлені з нержавіючої сталі, по-різному взаємодіють з навколишньою кістковою тканиною. 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.

Оригінальні дослідження

У дослідженні визначено, що полімерні гвинти у всіх випадках чинили менший тиск на кістку, ніж металеві, зокрема в поверхневих ділянках кістки ця різниця була більш суттєвою –24,8 %, а в глибоких – 8,9 %. Враховуючи це, полімерні гвинти будуть краще утримувати ділянку перелому впродовж тривалого періоду часу, оскільки будуть менше руйнувати кісткову тканину навколо гвинтів.

Ділянки напруження у полімерному гвинті були

нижчими ніж у металевому гвинті як на поверхневих витках, так і на глибоких, що певною мірою може компенсувати нижчі механічні показники міцності П-12.

Дані результати слід враховувати при проведенні оперативних втручань застосуванням гвинтів різних типів та можуть слугувати підґрунтям для проведення подальших біомеханічних досліджень остеосинтезу різних локалізацій.

References

- 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. *PLoS One*. 2020;15(12):e0244291. DOI: 10.1371/journal.pone.0244291.
- Eckart AC, Ghimire PS, Stavitz J. Predictive validity of multifactorial injury risk models and associated clinical measures in the U.S. population. *Sports*. 2024;12(5):123. DOI: 10.3390/sports12050123.
- Augat P, von Rüden C. Evolution of fracture treatment with bone plates. *Injury*. 2018;49 Suppl 1:S2-S7. DOI: 10.1016/S0020-1383(18)30294-8.
- 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.
- 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. *Int J Environ Res Public Health*. 2018;15(12):2845. DOI: 10.3390/ijerph15122845.
- Shaiko-Shaikovskiy OG, Bilov MYe, Oleksyuk IS, Dudko OG, Bursuk YeY, Lenik DK, et al. Method of computerized optimisation positioning of fixing elements on plate body under rotational forces. *Orthopaedics, traumatology and prosthetics*. 2014;4:26-30. <https://doi.org/10.15674/0030-59872014426-30>.
- Inzana JA, Varga P, Windolf M. Implicit modeling of screw threads for efficient finite element analysis of complex bone-implant systems. *J Biomech*. 2016;49(9):1836-44. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2016.04.021.
- Mischler D, Babu S, Osterhoff G, Pari C, Fletcher J, Windolf M, et al. Comparison of optimal screw configurations in two locking plate systems for proximal humerus fixation - a finite element analysis study. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2020;78:105097. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2020.105097.
- MacLeod AR, Serranoli G, Fregly BJ, Toms AD, Gill HS. The effect of plate design, bridging span, and fracture healing on the performance of high tibial osteotomy plates. *Bone Joint Res*. 2018;7(12):639-49. DOI: 10.1302/2046-3758.712.BJR-2018-0035.R1.
- Epari DR, Gurung R, Hofmann-Fliri L, Schwyn R, Schuetz M, Windolf M. Biphasic plating improves the mechanical performance of locked plating for distal femur fractures. *J Biomech*. 2021;115:110192. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2020.110192.
- 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. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2023;140:105740. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2023.105740.
- MacLeod AR, Pankaj P, Simpson AH. Does screw-bone interface modelling matter in finite element analyses? *J Biomech*. 2012;45(9):1712-16. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2012.04.008.
- Gausepohl T, Möhring R, Pennig D, Koebke J. Fine thread versus coarse thread. A comparison of the maximum holding power. *Injury*. 2001;32 Suppl 4:SD1-7. DOI: 10.1016/s0020-1383(01)00168-1.
- Thiele OC, Eckhardt C, Linke B, Schneider E, Lill CA. Factors affecting the stability of screws in human cortical osteoporotic bone: a cadaver study. *J Bone Joint Surg Br*. 2007;89(5):701-5. DOI: 10.1302/0301-620X.89B5.18504.
- 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.
- Fletcher JWA, Neumann V, Wenzel L, Gueorguiev B, Richards RG, Gill HS, et al. Screw tightness and stripping rates vary between biomechanical researchers and practicing orthopaedic surgeons. *J Orthop Surg Res*. 2021;16(1):642. DOI: 10.1186/s13018-021-02800-z.
- 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. *J Orthop Res*. 2019;37(7):1498-507. DOI: 10.1002/jor.24286.
- Schröter S, Hoffmann T, Döbele S, Welke B, Hurschler C, Schwarze M, et al. Biomechanical properties following open wedge high tibial osteotomy: Plate fixator combined with dynamic locking screws versus standard locking screws. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2018;60:108-14. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2018.10.010.

Відомості про автора

Дудко Олексій Геннадійович – канд. мед. наук, доцент закладу вищої освіти кафедри травматології та ортопедії Буковинського державного медичного університету, м. Чернівці, Україна, <https://orcid.org/0000-0003-1848-5053>.

Information about the author

Dudko Oleksii – PhD, Associate Professor of Traumatology and Orthopedics Department, Bukovinian State Medical University Chernivtsi, Ukraine, <https://orcid.org/0000-0003-1848-5053>.

Надійшла до редакції 02.07.24
Рецензент – проф. Васюк В.Л.
© О.Г. Дудко, 2024