

ПОРІВНЯННЯ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ У ГВИНТІ ВИГОТОВЛЕНОМУ З НЕРЖАВІЮЧОЇ СТАЛІ ТА ПОЛІАМІДУ-12 ШЛЯХОМ КОМП'ЮТЕРНОГО МОДЕЛЮВАННЯ МОНОКОРТИКАЛЬНОЇ ТА БІКОРТИКАЛЬНОЇ ФІКСАЦІЇ В КІСТКОВІЙ ТКАНИНІ

*Дудко О.Г.¹, Яким'юк Д.І.²,
Шайко-Шайковський О.Г.³, Кривоносов В.Є.⁴*

¹ Буковинський державний медичний університет,
м. Чернівці, Україна;

² ОКНП «Чернівецька лікарня швидкої медичної допомоги»,
м. Чернівці, Україна;

³ Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича, м.
Чернівці, Україна;

⁴ Національний університет «Біоресурсів і природокористування», м.
Київ, Україна;

Вступ. Остеосинтез переломів кісток кінцівок з застосуванням гвинтів є одним з сучасних методів лікування і широко застосовується в травматології та ортопедії. Враховуючи постійне зростання кількості травмованих пацієнтів необхідність в удосконаленні методів лікування є актуальною і нагальною [1]. На сучасному етапі комп'ютерне моделювання різних видів остеосинтезу застосовується для проведення досліджень пов'язаних з застосуванням різних конструкцій для оперативного лікування переломів. Моделюються зокрема біомеханічні процеси в ділянці кісткових фрагментів перелому, внутрішніх і зовнішніх фіксаторів [2, 3]. Гвинти АО з діаметром 3,5 мм застосовуються для внутрішньої фіксації переломів як ізольовано, так і в поєднанні з іншими конструкціями - пластинами, інтрамедулярними стержнями, спицями, дротяним серкляжем. Міцність фіксації гвинта в значній мірі впливає на стабільність з'єднання фрагментів перелому і фіксуючої конструкції, і в свою чергу на сам процес зрощення перелому [4]. Комп'ютерне моделювання є одним з сучасних методів дослідження напружено-деформованого стану в ділянці перелому після остеосинтезу [5, 6]. Він широко застосовується для визначення ділянок з підвищеним напруженим станом та деформаціями, що виникають при статичних навантаженнях після остеосинтезу переломів плечової кістки, стегна, гомілки [7, 8, 9].

Враховуючи актуальність проблеми оперативного лікування переломів різних локалізацій, існує необхідність проведення досліджень сучасних полімерних матеріалів, таких як, поліамід-12 з застосування методик комп'ютерного моделювання біомеханічних взаємодії між гвинтом і кістковою тканиною, та проведення порівняння з стандартними гвинтами з нержавіючої сталі, що застосовуються для остеосинтезу переломів та остеотомій.

Мета дослідження. Вивчити біомеханічні взаємодії між гвинтом виготовленим з різних матеріалів (нержавіючої сталі та поліаміду-12) і кістковою тканиною при монокортикальній та бікортикальній фіксації шляхом комп'ютерного моделювання.

Матеріал і методи. За допомогою комп'ютерного моделювання вивчено напружено-деформований стан у кортикальному гвинті виготовленому з нержавіючої сталі та поліаміду-12 при монокортикальній фіксації та бікортикальній фіксації. Моделювання проводилося в програмному середовищі Autodesk Fusion 360, в якому було створено модель гвинта стандарту АО з діаметром 3,5 мм, а кісткова тканина змодельована у вигляді монокортикального та бікортикального шару товщиною 5 мм (рис. 1), з механічними властивостями кортикальної кісткової тканини (міцність на стиснення 51 МПа, коефіцієнт Пуасона – 0,27). Визначалися деформація та напруження, що виникають в ділянці різьбової частини гвинта та кісткової тканини в результаті прикладання навантаження вздовж осі гвинта в діапазоні сил від 100 до 1000 Н (рис. 2).

Результати та обговорення. Для гвинтів виготовлених з обох матеріалів при збільшенні зусилля вздовж осі гвинта у напрямку видалення з кістки відмічалася посилення напруження в контрольних ділянках на різьбі гвинта та дотичній кістковій тканині. Товщина кортикального шару впливає на величину напружень та деформації різьбової частини гвинта і кістки.

При збільшенні навантаження на гвинт з нержавіючої сталі з зростаючим зусиллям від 100 Н до 1000 Н, ділянки максимального напруження становили від 6,8 МПа до 67,5 МПа при монокортикальній фіксації та від 4,2 МПа до 42,5 МПа для бікортикальній фіксації. При навантаженні гвинта виготовленого з поліаміду-12 в цьому ж діапазоні ділянки напруження становили від 9,5 МПа до 94,5 МПа для монокортикальної фіксації та від 3,34 МПа до 33,4 МПа при бікортикальній фіксації. Пікові напруження в ділянках різьби під дією навантаження зменшувалися при бікортикальній фіксації в порівнянні з монокортикальною фіксацією (рис. 3).

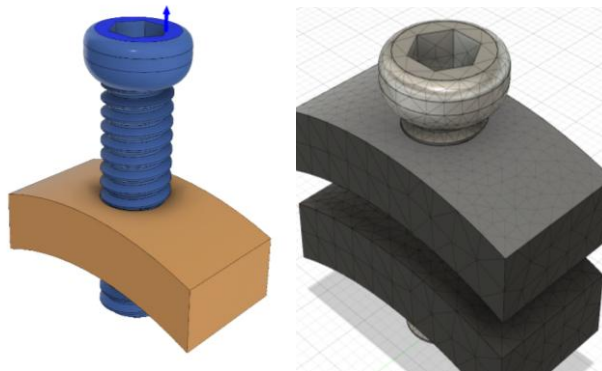


Рис. 1. Монокортикальна і бікортикальна модель з'єднання гвинт-кістка, напрямком прикладання осевого навантаження

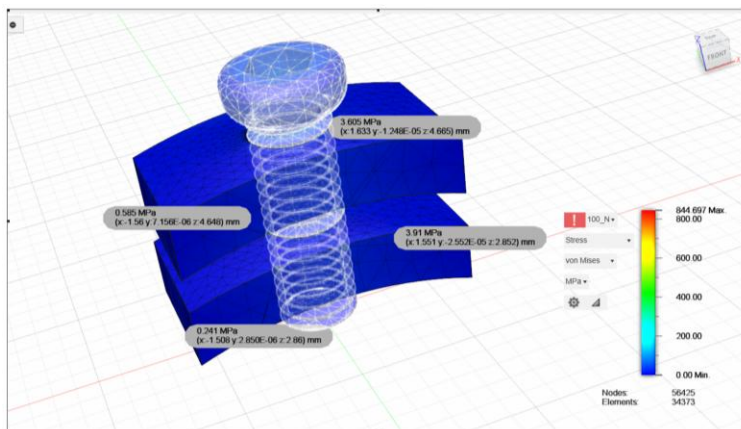


Рис. 2. Стресові напруження в гвинті з нержавіючої сталі та кістковій тканині при бікортикальній фіксації гвинта з прикладанням осевого навантаження 100 Н

При силі навантаження в 100N, деформація на різьбі металевого гвинта в поверхневому кортикальному шарі становила 0,002 мм, а другому кортикальному шарі 0,0009 мм. На різьбі гвинта з поліаміду-12 вони становили 0,002 мм та 0,001 мм відповідно. При збільшенні навантаження до 1000 Н величина деформацій зростала нерівномірно для металевого гвинта вона становила 0,019 мм на поверхневому кортикальному шарі та 0,009 мм на другому кортикальному шарі, а

для гвинта з поліаміду-12 показники були 0,017 мм та 0,010 мм відповідно.

Для гвинтів виготовлених з обох матеріалів відмічалася кореляція між товщиною кортикального шару і зусиллям, що прикладалося та деформацією різьбової частини гвинта. Збільшення ділянок напруження при посиленні навантаження проявлялося більш інтенсивно для гвинта з поліаміду-12 при монокортикальній фіксації і для гвинта з нержавіючої сталі при бікортикальній фіксації.

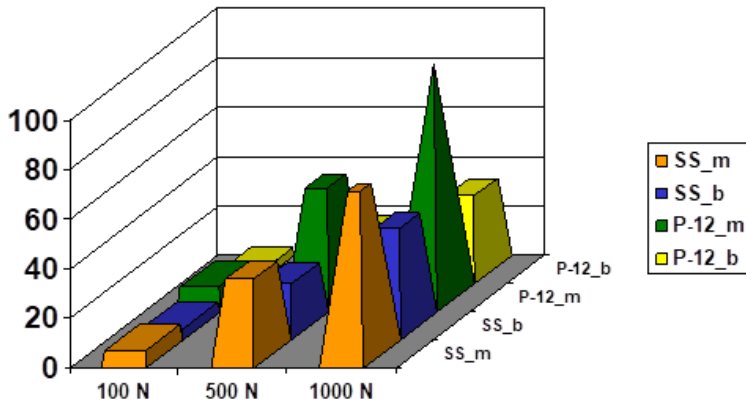


Рис. 3. Величина стресових навантажень в гвинтах виготовлених з нержавіючої сталі та поліаміду-12 при монокортикальній і бікортикальній фіксації під дією осьового навантаження (МПа)

Висновки. Механічна міцність фіксації гвинта в кістковій тканині залежить від кількості кортикальних шарів та від матеріалу з якого виготовлено гвинт. Відмічається зворотній кореляційний зв'язок між показниками стресу в ділянках, що навантажуються та кількістю кортикальних шарів і матеріалом з якого виготовлено гвинт. Хоча механічні параметри поліаміду-12 нижчі за нержавіючу сталь, але отримані результати вказують, що запасу міцності достатньо для утримання кісткових фрагментів у ділянках, що не підлягають значному фізичному навантаженню. Дані результати слід враховувати при проведенні оперативних втручань з застосуванням гвинтів та подальших біомеханічних досліджень.

Ключові слова: гвинт, кортикальна кістка, нержавіюча сталь, поліамід-12, монокортикальна фіксація, бікортикальна фіксація, комп'ютерне моделювання.

Література

1. Murray CJL. The state of US health, 1990-2010: burden of diseases, injuries, and risk factors. *JAMA*. 2013;310(6):591-608.
2. Shaiko-Shaikovskiy OG, Bilov MYe, Oleksyuk IS, Dudko OG, Bursuk YeY, Lenik DK, Shvab NN. Method of computerized optimisation positioning of fixing elements on plate body under rotational forces [in Ukrainian]. *Orthopaedics, Traumatology and Prosthetics*. 2014;(4):26-30.
3. Олексюк ІС, Білик СВ, Дудко ОГ, Шайко-Шайковський ОГ. Методика визначення оптимальних варіантів фіксації накісткових пластин при остеосинтезі поперечних діафізарних переломів. *Клінічна та експериментальна патологія*. 2017;2(60), ч. 2:50-51.
4. 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.
5. 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.
6. Омельченко ТМ, Бур'янов ОА, Лябах АП, Шидловський МС, Єщенко ВО, Димань ММ. Імітаційне комп'ютерне моделювання й натурне стендове дослідження напружено-деформованого стану біомеханічної системи «фіксатор – кістка» за умов надкісточкових коригувальних остеотомій. *Ортопедия, травматология и протезирование*. 2019;2:18-26.
7. Строев МЮ, Березка МІ, Григорук ВВ, Карпінський МЮ, Яресько ОВ. Дослідження напружено-деформованого стану моделі гомілки з переломом у верхній третині великогомілкової кістки при різних варіантах остеосинтезу в умовах зростаючого стискаючого навантаження на систему «імплантат — кістка». *Травма*. 2022;23(5):65-74.
8. Бур'янов ОА, Кваша ВП, Науменко ВО, Карпінський МЮ, Яресько ОВ. Дослідження напружено-деформованого стану моделей плечової кістки при надвиросткових уламкових переломах у дітей та підлітків при різних варіантах черезшкірної фіксації. *Травма*. 2024;25(3):68-76.
9. Бец ІГ, Карпінський МЮ, Яресько ОВ. Аналіз розподілу внутрішніх напружень і відносних деформацій в умовах накісткового й позаосередкового остеосинтезу при переломах дистального метаепіфіза стегнової кістки. *Травма*. 2020;21(1):56-66.

✉ Дудко О. Г.

dudko.oleksii@gmail.com