

ДОСЛІДЖЕННЯ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ СИСТЕМИ “КІСТКА–ПЛАСТИНА-ФІКСАТОР” ПРИ ВРАХУВАННІ ОРТОТРОПІЇ МЕХАНІЧНИХ ВЛАСТИВОСТЕЙ КОРТИКАЛЬНОЇ ТКАНИНИ

С.П. Панченко^{1*}, Д.Л. Колосов¹, С.В. Онищенко¹, Т.О. Зуб², Т.О. Чечель¹

¹Національний технічний університет “Дніпровська політехніка”, Дніпро, Україна

²Дніпровський державний медичний університет, Дніпро, Україна

*Corresponding author: panchenko.s.p@nmu.one

Received 8 September 2022; Accepted 11 October 2022

Проблематика. Одним із найбільш ефективних методів лікування переломів довгих трубчастих кісток визнано кістковий остеосинтез. Розвиток сучасної комп’ютерної техніки та спеціалізованого програмного забезпечення дає можливість лікареві-травматологу виконати попередню оцінку ефективності остеосинтезу з використанням пластин-фіксаторів різних конструкцій. Результати таких досліджень можуть залежати від параметрів розрахункової моделі. У більшості робіт, пов’язаних із вивченням напружено-деформованого стану систем “кістка–фіксатор”, кісткова тканина розглядається як однорідне, ізотропне, пружне середовище. Однак насправді вона є неоднорідною і має анізотропію механічних характеристик. Цей факт вказує на те, що в разі використання спрощеної ізотропної моделі кісткової тканини при виконанні розрахунків існує вірогідність отримати неточні результати. **Мета.** Оцінка впливу ортотропії фізико-механічних властивостей кісткової тканини на напружено-деформований стан системи “кістка–фіксатор”.

Методика реалізації. Дослідження виконувалося в середовищі програмного комплексу, заснованого на методі скінченних елементів. За розрахунковий випадок був вибраний остеосинтез низького поперечного перелому малоомілкової кістки з використанням гладкої пластини. Для розв’язання поставленої задачі було побудовано дві спрощені з погляду геометрії розрахункові моделі, які відрізнялися лише властивостями кортикальної кісткової тканини.

Результати. Аналіз напруженого стану в елементах моделей показав, що нормальні напруження досягали найбільших значень, а дотичні були відносно малими. При цьому характер розподілу напружень виявився суттєво неоднорідним. Однак картини напруженого стану були якісно подібні в обох розрахункових моделях. Загальною особливістю максимальних напружень як у кістці, так і в пластині виявилось те, що всі максимальні напруження були наслідком їх концентрації.

Висновки. Врахування ортотропії пружних показників кістки зумовило суттєві кількісні зміни показників напруженого стану. Встановлено, що мінімальні запаси міцності в обох моделях виявилися за максимальними напруженнями розтягу, які діють у вертикальному напрямку. Аналогічний результат при оцінці міцності кістки має місце й у випадку, коли враховується тільки пружна ортотропія, але не враховується ортотропія показників міцності. У разі врахування міцнісної ортотропії для ізотропної моделі кортикальної кістки картина якісно змінюється. Небезпечним виявляється нормальне напруження розтягу, спрямоване по дотичній до кривизни поперечного перерізу кістки. Отримані результати розрахунків вказують на можливість використання ізотропної моделі кортикальної тканини при виконанні порівняльних оцінок із метою виявлення найбільш ефективних конструкцій пластини-фіксатора з позицій міцності.

Ключові слова: напружено-деформований стан; кортикальна тканина; переломи кісток; кістковий остеосинтез; розрахункова модель; пластини-фіксатори.

Вступ

Для лікування переломів кісток у медичній практиці використовуються різні методи, до яких належать: 1) консервативний метод – фіксація пошкодженої кістки за допомогою гіпсової чи полімерної пов’язки або фіксаторів; 2) оперативне лікування (металоостеосинтез або ендопротезування) – фіксація кістки для відновлення її цілісності за допомогою імплан-

тів, стрижнів, пластин, гвинтів, анкерів; 3) застосування зовнішніх металоконструкцій для зрощення кістки, що використовують апарати (спиці, стрижні, модульні, комбіновані апарати) [1, 2]. Їх вибір залежить від безлічі факторів, таких як: вид перелому, розташування уламків, локалізація перелому тощо.

Одним із найбільш ефективних методів лікування переломів довгих трубчастих кісток кінцівок визнано кістковий остеосинтез, який

є штучним з'єднанням фрагментів кісток із використанням пластин-фіксаторів різних конструкцій [3, 4]. Однією з переваг цього методу є можливість раннього навантаження кінцівки, що сприяє зрощенню уламків кістки. При цьому успіх лікування цим методом визначається якістю репозиції уламків та надійністю їх стабільної фіксації. Своєю чергою надійність фіксації визначається міцністю та жорсткістю з'єднання уламків, які істотно залежать від конструкції пластини-фіксатора.

Очевидно, що попередня оцінка пластини-фіксатора дала б можливість вибрати найбільш ефективну конструкцію для лікування перелому в кожному конкретному випадку.

Розвиток сучасних технологій, зокрема комп'ютерної техніки та спеціалізованого програмного забезпечення, дає лікарю-травматологу можливість виконати попередню оцінку міцності та жорсткості остеосинтезу з використанням пластин-фіксаторів різних конструкцій [5, 6]. Такий аналіз можна провести з урахуванням тривимірних цифрових моделей остеосинтезу з допомогою програмних комплексів, заснованих на методі скінченних елементів [7, 8]. При цьому результати таких досліджень можуть суттєво залежати від параметрів побудованої розрахункової моделі, до яких належать також фізико-механічні властивості матеріалів її елементів, зокрема кісткової тканини.

Тут слід зауважити, що кісткова тканина є неоднорідною і має анізотропію механічних характеристик [9, 10]. Однак у більшості робіт, пов'язаних із вивченням напружено-деформованого стану систем "кістка-фіксатор", вона розглядається як однорідне, ізотропне, пружне середовище [11–14]. Цей факт обумовлений тим, що з одного боку, існують певні складнощі при дослідженні механічних характеристик кісткової тканини і, як наслідок, відсутній достатній обсяг експериментальних даних, а з іншого – трудомісткість або навіть неможливість призначення цих властивостей розрахунковим моделям у програмних комплексах через особливості геометрії кісток.

Найбільш вивченими з точки зору визначення ортотропії пружних і міцнісних властивостей є великогомілкова, малогомілкова та стегнова кістки. Для більшості кісток наведені в літературі пружні константи обмежуються модулем пружності Юнга та коефіцієнтом Пуассона, а характеристики міцності – руйнівним напруженням при розтягуванні та/або стисканні.

Однак очевидно, що припущення про ізотропію фізико-механічних властивостей при побудові моделі кісткової тканини порівняно з моделлю, в якій кісткова тканина є ортотропною, може призвести до зміни характеру напружено-деформованого стану і, як наслідок, до неточності при оцінці результатів такого дослідження.

Метою нашої роботи є оцінка впливу ортотропії фізико-механічних властивостей кісткової тканини на напружено-деформований стан системи "кістка-фіксатор" моделі остеосинтезу підсиндесмозного перелому малогомілкової кістки.

Матеріали і методи

Дослідження виконувалось у середовищі програмного комплексу ANSYS (США), заснованого на методі скінченних елементів. За розрахунковий випадок був вибраний остеосинтез низького поперечного перелому малогомілкової кістки з використанням гладкої пластини. Для вирішення поставленого завдання необхідно було побудувати дві скінченноелементні моделі, які відрізнялися лише властивостями кісткової тканини (ізотропна та ортотропна моделі). Однак, як було сказано вище, врахування ортотропії механічних властивостей при побудові чисельної моделі ускладнюється через неможливість точно задати напрямки ортотропії елементам моделі кісткової тканини, що пов'язано зі складністю геометрії малогомілкової кістки (рис. 1) та особливостями програмного комплексу.



Рисунок 1: Малогомілкова кістка (загальний вигляд)

У зв'язку з цим були побудовані дві спрощені, з точки зору геометрії, розрахункові моделі остеосинтезу, який розглядається (рис. 2). Ці моделі включали фрагмент малогомілкової кістки з низьким переломом і фіксатор.

Моделі мали однакову геометрію та відрізнялися лише властивостями кортикальної кісткової тканини: моделі 1 задавалися ізотропні властивості, моделі 2 – ортотропні. Фрагмент

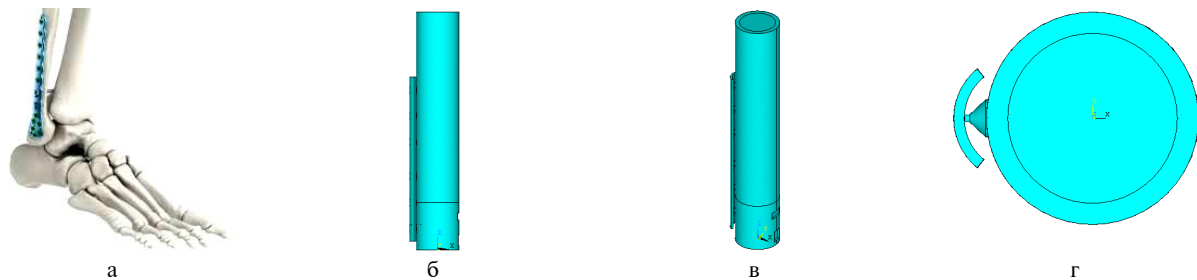


Рисунок 2: Схема остеосинтезу перелому малогомілкової кістки (а), геометрія розрахункової моделі остеосинтезу: вигляд збоку (б, в), вигляд зверху (г)

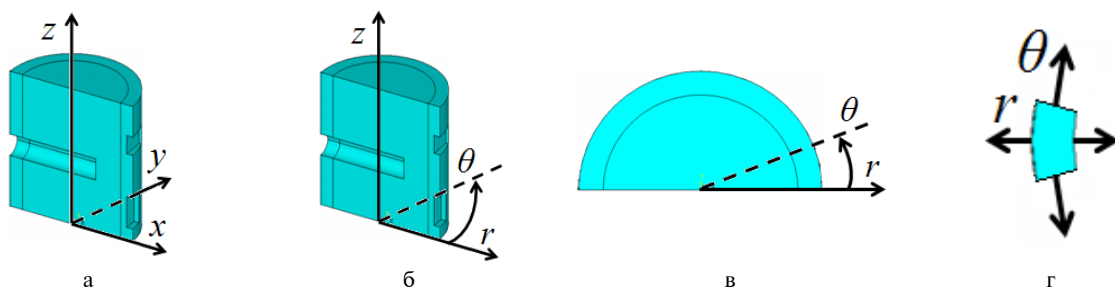


Рисунок 3: Система координат, що використовується

малогомілкової кістки моделювався у вигляді циліндра сталого діаметра 20 мм, висотою 110 мм. При цьому в моделі кістки виділялися кортикальний шар сталого товщини 2 мм і спонгіозна кісткова тканина – циліндр діаметром 16 мм. Для ізотропної моделі 1 поклалися пружні характеристики кортикальної кісткової тканини: модуль Юнга $E = 20$ ГПа, коефіцієнт Пуассона $\nu = 0,3$. Оскільки, як уже зазначалося, дані про пружні показники ортотропної моделі кортикальної тканини малогомілкової кістки відсутні, використовувалися наведені в [15] характеристики кортикальної тканини великогомілкової кістки: модулі нормальної пружності – $E1 = 18,35$ ГПа, $E2 = 8,5$ ГПа, $E3 = 6,9$ ГПа, модулі зсуву – $G12 = 4,91$ ГПа, $G23 = 2,41$ ГПа, $G31 = 3,56$ ГПа, коефіцієнти Пуассона – $\nu12 = 0,307$, $\nu23 = 0,622$, $\nu31 = 0,119$. Таким чином, досліджувалася гіпотетична ортотропна розрахункова модель.

Напрямки 1, 2, 3 відповідали напрямкам (рис. 3): уздовж осі кістки z , уздовж радіуса $r(x)$, в окружному (тангенціальному) напрямку $\theta(y)$. Зауважимо, що позначення системи координат (рис. 3, а, б), які використовуються, введені для зручності призначення механічних властивостей шару кортикальної кістки в середовищі програмного комплексу.

При цьому відзначимо, що напрямки осей x та y збігаються з напрямками r і θ у площині симетрії моделі. В подальшому площина $x0y$

повертається навколо осі z відповідно до напрямку осей r та θ (рис. 3, в). Тобто для кортикальної тканини напрямком x завжди збігатиметься з напрямком r , а напрямком y – із напрямком θ (рис. 3, г).

Спонгіозна кістка в обох моделях розглядалася як однорідне ізотропне середовище з пружними показниками: $E = 500$ МПа, $\nu = 0,3$.

Як фіксатори перелому в обох моделях використовувалися гладка класична пластина АО (розроблена Асоціацією остеосинтезу) з 6-ма отворами та фіксуєчі гвинти діаметром 3,5 мм і довжиною 17 мм. Пластина та гвинти моделювалися відповідно до їхніх реальних форм і розмірів (рис. 2, г). Пружні властивості фіксаторів відповідали властивостям сталі: $E = 200$ ГПа, $\nu = 0,3$.

Перелом малогомілкової кістки моделювався у вигляді розсічення нульової товщини площиною, паралельною основам циліндра, які розташовуються на рівні 22 мм від нижнього краю. Взаємодія фрагментів кістки здійснювалася шляхом створення контактної пари на поверхні перелому. З метою оптимального використання ресурсу ЕОМ при розрахунках враховувалася симетрія моделі.

Для реалізації віртуального експерименту пластина-фіксатор розташовувалася на відстані 2,1 мм від поверхні кістки у площині симетрії. Твірні пластини були паралельні твірним циліндра.

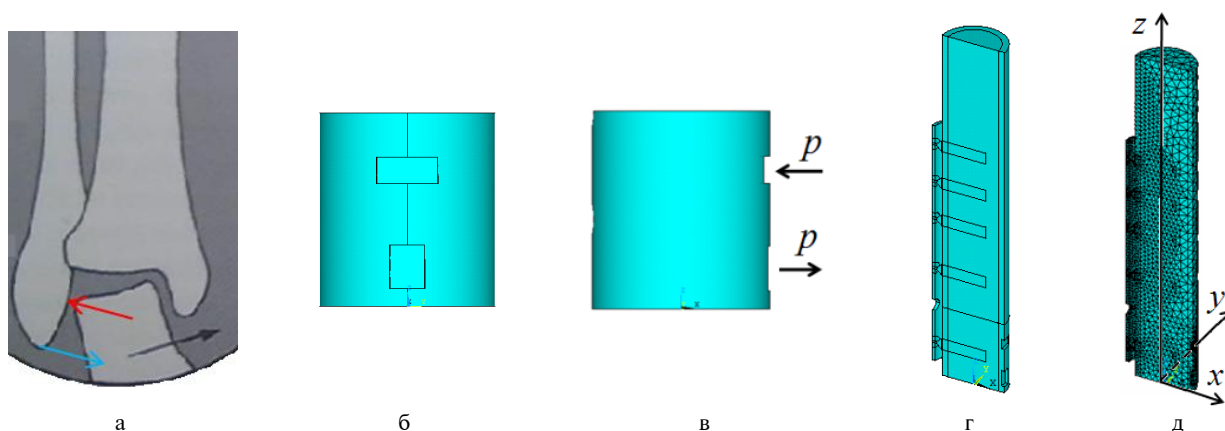


Рисунок 4: Схема застосування навантаження (а–в), геометрична (г) і скінченноелементна (д) моделі з боку площини симетрії

Оскільки в розглянутих фіксаторів гвинти не блоковані [16, 17], реальне з'єднання пластини з гвинтами замінювалося неідеальними шарнірами, які моделювалися шляхом істотного зниження локальної жорсткості гвинта на згин у ділянці його з'єднання з пластиною. Зниження жорсткості здійснювалося за допомогою вставки, що складається з усіченого конуса та циліндра, який примикає до меншої основи конуса (рис. 2, г). Довжина (висота) конуса – 1,5 мм, діаметр і довжина циліндра – 0,7 і 0,5 мм відповідно.

Навантаження прикладалося у вигляді рівномірно розподіленого тиску по двох прямокутних ділянках розмірами 3×7 і 5×4 мм (рис. 4, а–в). Розташовувалися ці ділянки в нижньому відділі кістки та моделювали вплив латерального краю блока таранної кістки на малогомілку кістку, а також рівнодійну реакції зв'язок латеральної групи. Тому в одному випадку тиск спрямований на стиск, в іншому – на розтяг. Нижні краї ділянок навантаження розташовувалися на рівнях 2 і 14 мм від дистального краю кістки. Величина прикладеного тиску на кожну з ділянок була визначена попередньо на рівні 15 МПа, що еквівалентно силі 300 Н. Зауважимо, що ця величина сили відповідала чверті середнього значення навантаження, за якої відбувається розрив зв'язок дистального синдесмозу [18].

Гвинтове з'єднання “гвинт–кістка” моделювалося повним зчепленням поверхні гвинта з поверхнею циліндричного заглиблення (отвір під гвинт) у кістці в зоні їх контакту, що забезпечувалося можливостями програмного комплексу.

До моделей були прикладені такі граничні умови. Передбачалася повна відсутність горизонтальних і вертикальних переміщень на всій

площині верхнього перерізу моделі малогомілкової кістки. Крім того, відповідні обмеження на переміщення накладалися в площині симетрії моделі.

Скінченноелементні розрахункові моделі будувалися на базі 10-вузлового скінченного елемента у формі тетраедра SOLID 186 із трьома ступенями свободи у кожному вузлі (рис. 4, г, д). Під час розбиття моделей на скінченні елементи використовувався генератор сіток програмного комплексу. Розміри скінченних елементів задавалися по лініях і змінювалися від 1 мм – на пластині та на краях отворів до 3 мм – на віддалених ділянках. У зонах контакту гвинтів із кістковою тканиною створювалися контактні пари.

Результати

В результаті розрахунків отримано картини напруженого стану в елементах системи “кістка–фіксатор”, які були якісно подібні в обох розрахункових моделях. Попередній аналіз характеру розподілу напружень та їх величин показав, що серед усіх напружень, що діють у різних напрямках, нормальні напруження досягали найбільших значень, а дотичні напруження виявилися порівняно малими. При цьому картина розподілу напружень в елементах моделей виявилася суттєво неоднорідною.

Найбільші величини напружень у кістці виникали в кортикальній тканині біля країв каналів під гвинти. У той самий час напруження, які отримані в спонгіозній кістці, виявилися суттєво малими. Максимальних величин досягали напруження, що діють у каналах під верхній і нижній гвинти.

Таблиця 1: Максимальні напруження в кортикальній кістковій тканині

Модель	Канал	$+\sigma_z$, МПа	$-\sigma_z$, МПа	$+\sigma_x$, МПа	$-\sigma_x$, МПа	$+\sigma_y$, МПа	$-\sigma_y$, МПа
1	Верхній	28,5	-13,1	4,73	-5,06	3,47	-8,49
	Нижній	36,7	-25,1	6,15	-13,5	8,07	-26,1
2	Верхній	153	-25,7	10,4	-5,74	4,42	-6,08
	Нижній	79,6	-58,9	16,8	-5,85	4,92	-11,1

Таблиця 2: Максимальні напруження у пластині-фіксаторі

Модель	$+\sigma_z$, МПа	$-\sigma_z$, МПа	$\max \sigma_{Miz}$, МПа
1	97,8	-38,1	94,9
2	193	-77,7	187

Для оцінки впливу ортотропії пружних властивостей на напружений стан кістки були використані величини нормальних напружень, що діють в осьовому, радіальному і тангенціальному напрямках. Виходячи з того, що зазначені напруження виникали в точках, які були розташовані практично в площині симетрії моделей, описані вище напрямки збіглися з напрямками координатних осей моделей. Тому дані напруження позначалися відповідними індексами z , x та y .

Значення максимальних за абсолютною величиною: напружень розтягу ($+\sigma$) і стиску ($-\sigma$), за напрямками $\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z$, які отримані при розрахунку моделей з ізотропними (модель 1) й ортотропними (модель 2) властивостями кортикальної кістки наведені в табл. 1.

З попередньої оцінки напруженого стану пластини-фіксатора помічено, що як у моделі 1, так і в моделі 2 відмінність між величинами напружень $+\sigma_z$ і $\max \sigma_{Miz}$ була незначною. При цьому небезпечні точки за напруженнями розтягу та еквівалентним напруженнями у пластинках обох моделей збіглися. На підставі цього було зроблено висновок, що інші компоненти тензора напружень у небезпечних точках виявилися значно меншими. Таким чином, при аналізі напруженого стану пластини-фіксатора визначальними були нормальні напруження, що діють у напрямку осі моделі, та еквівалентні напруження за Мізесом.

У табл. 2 наведено значення максимальних за величиною напружень розтягу ($+\sigma_z$) і стиску ($-\sigma_z$), а також еквівалентних напружень за Мізесом ($\max \sigma_{Miz}$), які отримані в пластині-фіксаторі для обох моделей остеосинтезу.

Обговорення

Зазначимо, що в аналогічних роботах при дослідженнях напружено-деформованого стану систем “кістка–пластина-фіксатор” автори переважно аналізують величини еквівалентних напружень за Мізесом [19, 20]. Проте в деяких працях окремо досліджуються компоненти тензора напружень, які досягають найбільших значень [21–23]. Відносно власне показників напружень можна відзначити, що ці величини в подібних працях мають однаковий порядок, але різняться між собою. Відмінність між значеннями напружень, які досліджуються, може бути пояснена різницею в розрахункових схемах, а саме: різною локалізацією переломів, їх видами, типами конструкцій пластин-фіксаторів тощо.

З табл. 1 видно, що найбільших величин у кістковій тканині в обох розрахункових моделях досягали напруження σ_z , які діють у напрямку осі моделі. Максимальними за величиною були напруження розтягу $+\sigma_z$. При цьому для моделі 1 найбільшим виявилось напруження $+\sigma_z$, що виникає в нижньому отворі. Для моделі 2 найбільшим було напруження $+\sigma_z$ в отворі під верхній гвинт, яке перевищувало найбільше напруження моделі 1 більш ніж у 4 рази, а відповідне йому напруження у верхньому отворі – у 5 разів.

З приводу значень інших аналізованих напружень можна сказати, що в обох моделях найбільших величин досягали напруження, які виникають у нижньому отворі. За величиною ці напруження були не менш ніж у 2 рази менші за відповідні їм величин σ_z . Виняток

становило лише напруження $-\sigma_y$ у нижньому отворі першої моделі, яке виявилася трохи більшим за абсолютною величиною, ніж $-\sigma_z$.

Загальною особливістю максимальних напружень, що діють у кістці, виявилось те, що всі вони були наслідком їх концентрації та виникали в околі типових концентраторів, зокрема в кутових точках перетину зовнішньої поверхні кістки та внутрішньої поверхні каналів.

При порівнянні результатів розрахунків побудованих моделей можна помітити (див. табл. 1, 2), що врахування пружної ортотропії кортикальної кістки (в аналізованому варіанті гіпотетичних пружних показників) привело до суттєвої зміни значень напружень порівняно з випадком ізотропної моделі кортикальної тканини. Зокрема, в моделі кістки значно збільшилися напруження розтягу (в середньому в 3,5 разу) і стиску (в 2,2 разу) σ_z . Напруження розтягу σ_x збільшилися в 2,5 разу, тоді як напруження стиску σ_x знизилися в середньому в 1,6 разу. Також зменшилося нормальне напруження в тангенціальному напрямку σ_y : розтягу – в середньому в 1,2 разу, стиску – більш ніж удвічі.

Отримані результати загалом не можна назвати несподіваними. Так, зниження жорсткості кісткової тканини (модуля пружності) у напрямках x (у 2,2 разу) та y (у 2,7 разу) порівняно з поздовжньою її жорсткістю (напрямок z) призвело у моделі 2 до відповідного перерозподілу напружень, характерного для статично невизначених систем: у напрямку більшої жорсткості напруження в кістці зросли, в напрямку меншої – знизилися.

Крім того, загальне зниження жорсткості кісткової тканини моделі з ортотропними фізико-механічними характеристиками кістки призвело до збільшення напружень у пластині-фіксаторі. З табл. 2 видно, що всі максимальні за величиною напруження (розтягу, стиску та еквівалентні) у пластині-фіксаторі в моделі 2 збільшились удвічі порівняно зі значеннями напружень, отриманими в розрахунках для ізотропної моделі. Як було зазначено вище, в обох розрахункових моделях найбільших значень досягали напруження σ_z .

Зауважимо, що, як і в кістці, картина розподілу напружень у пластині-фіксаторі відрізнялася вираженою неоднорідністю із зонами концентрації напружень, розташованими біля країв отворів під гвинти та граней пластини.

Враховуючи сказане вище, можна сформулювати основне запитання, на яке має дати відповідь наша робота: чи можна використовувати спрощену (ізотропну) модель кісткової тканини для аналізу напружено-деформованого стану системи “кістка–пластина-фіксатор” при оцінці міцності остеосинтезу низького перелому малогомілкової кістки?

Очевидно, що за міцністю власне пластини-фіксатора така оцінка можлива й у всіх розрахункових випадках повинна проводитися за величиною максимальних еквівалентних (за Мізесом) напружень у пластині.

За міцністю кісткової тканини при використанні спрощеної її моделі (у нашому випадку – модель 1) оцінка ефективності конструкції пластини-фіксатора за умови, якщо відомо лише одне значення руйнівного напруження кісткової тканини (без поділу на розтягування та стиснення), може бути проведена за максимальними значеннями нормальних напружень, які виникають у кортикальній кістці. Тут слід зауважити, що максимальне напруження, отримане при розрахунках у спонгіозній кістці, є безпечним, оскільки більш ніж на порядок менше за граничні напруження для цієї тканини.

Якщо ж для кортикальної кістки відомі два руйнівних напруження: при розтягуванні (${}_p\sigma$) і при стисканні (${}_c\sigma$), що має місце в розглядуваному випадку, то оцінку ефективності конструкції доцільно проводити за величиною коефіцієнтів запасу міцності по розтягуванню (${}_p k_i$) і стиску (${}_c k_i$), які визначаються за формулами

$$\text{при розтягуванні} \quad {}_p k_i = {}_p\sigma / +\sigma_i,$$

$$\text{при стиску} \quad {}_c k_i = {}_c\sigma / -|\sigma_i|.$$

Як було зазначено вище, зазначені в літературі [15] фізико-механічні характеристики, які стосуються міцності кортикальної тканини малогомілкової кістки, обмежуються лише двома граничними значеннями напружень при розтягуванні (${}_p\sigma = 146$ МПа) і стиску (${}_c\sigma = 129$ МПа), які, очевидно, характеризують міцність кістки в поздовжньому напрямку. Базуючись на цих даних для моделі 1 за максимальними значеннями напружень $+\sigma_i$ і $-\sigma_i$, представленими в табл. 1 (виділені жирним шрифтом), за наведеними вище формулами були визначені відповідні коефіцієнти запасу міцності ${}_p k_i$ і ${}_c k_i$. Значення цих коефіцієнтів наведено в табл. 3.

Таблиця 3: Коефіцієнти запасу міцності кортикальної кісткової тканини

Модель	${}_p k_z$	${}_c k_z$	${}_p k_x$	${}_c k_x$	${}_p k_y$	${}_c k_y$
1	3,98	5,14	23,7	9,56	18,1	4,94
2	0,96	2,19	1,15	18,3	2,99	6,49

Для ортотропної пружної кортикальної кістки моделі 2 як граничні напруження були використані гіпотетичні дані, що відображають її міцнісну ортотропію й отримані з наведених вище показників (${}_p \sigma = 146$ МПа і ${}_c \sigma = 129$ МПа) шляхом їх перерахунку в пропорціях, відповідних співвідношенню показників міцності великої гомілкової кістки. Ці показники становили: ${}_p \sigma_z = 146$; ${}_p \sigma_x = 19,4$; ${}_p \sigma_y = 14,7$; ${}_c \sigma_z = 129$; ${}_c \sigma_x = 107$; ${}_c \sigma_y = 72,1$ (усі значення в мегапаскалях). З використанням цих даних та отриманих для моделі 2 максимальних за величиною розрахункових напружень $+\sigma_i$ і $-\sigma_i$, представлених у табл. 1 (виділені жирним шрифтом), були обчислені коефіцієнти запасу міцності ${}_p k_i$ та ${}_c k_i$, значення яких наведені в табл. 3.

З табл. 3 видно, що врахування ортотропії пружних і міцнісних показників кортикальної кістки призвело до суттєвих кількісних змін запасів міцності за різними напруженнями. При цьому різко знизився запас міцності за всіма напруженнями розтягу, зокрема, за радіальними напруженнями він зменшився більш ніж у 20 разів. Це зумовлено більш вираженою ортотропією властивостей міцності при розтягуванні кістки порівняно з ортотропією пружних показників. Крім того, показник ${}_p k_z = 0,96$ вказує на те, що максимальне напруження розтягу, яке отримане в кістці в напрямку її осі, більше за границю міцності для кісткової тканини в цьому напрямку.

Висновки

Чисельне дослідження напруженого стану та міцності елементів системи “кістка–фіксатор”

References

- [1] Ankin L. Practical traumatology. Moscow: Kniga Plus; 2002.
- [2] Lawson K, Ayala A, Morin M, Latt L, Wild J. Ankle fracture-dislocations: a review. Foot Ankle Orthopaedics. 2018;3(3). DOI: 10.1177/2473011418765122
- [3] Buckley RE, Moran CG, Apivatthakakul T, editors. AO principles of fracture management. Volume 1. Principles. 3rd ed. Stuttgart: Thieme; 2017.
- [4] Buckley RE, Moran CG, Apivatthakakul T, editors. AO principles of fracture management Volume 2. Specific fractures. 3rd ed. Stuttgart: Thieme; 2017.

osteосинтезу перелому малогомілкової кістки, виконане для ізотропної та гіпотетичної ортотропної моделі кортикальної тканини, показало таке. Якісні картини розподілу полів напружень в елементах системи “кістка–пластина-фіксатор” є подібними в обох розрахункових моделях. Однак врахування ортотропії пружних показників кістки приводить до суттєвих кількісних змін показників напруженого стану, які відображають відомі в механіці закони розподілу напружень в елементах різної жорсткості. Встановлено, що мінімальні запаси міцності в обох моделях є за максимальним напруженням розтягу $+\sigma_z$, який у цих моделей серед усіх показників напруженого стану був найбільшим за абсолютною величиною. Аналогічний результат при оцінці міцності кістки має місце й у випадку, коли враховується тільки пружна ортотропія, але не враховується ортотропія показників міцності. У той же час у разі врахування ортотропії міцності для ізотропної моделі кортикальної кістки картина якісно змінюється. Небезпечним виявляється нормальне напруження розтягу $+\sigma_y$, спрямоване по дотичній до кола поперечного перерізу кістки. При цьому отримані результати розрахунків вказують на можливість використання ізотропної моделі кортикальної тканини при виконанні порівняльних розрахунків з метою виявлення найбільш ефективних конструкцій пластини-фіксатора з позицій міцності.

Розкриття інтересів

Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів для розкриття.

- [5] Wang YZ, Cai M, Sun LF, Zhu QH, Hou CX, Han W, et al. Preoperative finite element analysis of fibula myocutaneous flap for segmental mandibular reconstruction. *China J Oral Maxillofacial Surg.* 2021;19(4):325-31. DOI: 10.19438/j.cjoms.2021.04.007
- [6] Wang M, Deng Y, Xie P, Tan J, Yang Y, Ouyang H, et al. Optimal design and biomechanical analysis of a biomimetic light-weight design plate for distal tibial fractures: a finite element analysis. *Front Bioeng Biotechnol.* 2022 Feb 21;10:820921. DOI: 10.3389/fbioe.2022.820921
- [7] Cao Y, Zhang Y, Huang L, Huang X. The impact of plate length, fibula integrity and plate placement on tibial shaft fixation stability: a finite element study. *J Orthop Surg Res.* 2019 Feb 15;14(1):52. DOI: 10.1186/s13018-019-1088-y
- [8] Li Y, Yang W, Zhang X, Yu C, Ji Z, Sun J, et al. Finite element simulation of treatment with locking plate for distal fibula fractures. *Research Square [Preprint]* 2022. DOI: 10.21203/rs.3.rs-1540013/v1
- [9] Karpiński R, Jaworski Ł, Czubacka P. The structural and mechanical properties of the bone. *J Technol Exploit Mech Eng.* 2017;3(1):43-50. DOI: 10.35784/jtme.538
- [10] Lin CY, Kang JH. Mechanical properties of compact bone defined by the stress-strain curve measured using uniaxial tensile test: a concise review and practical guide. *Materials (Basel).* 2021 Jul 28;14(15):4224. DOI: 10.3390/ma14154224
- [11] Petrovici IL, Tenovici MC, Vaduva RC, Tarnita DN, Vintila G, Popa DL. About three-dimensional models of osteosynthesis systems. *J Industr Design Eng Graph.* 2019;14(1):159-62.
- [12] Münch M, Barth T, Studt A, Dehoust J, Seide K, Hartel M, et al. Stresses and deformations of an osteosynthesis plate in a lateral tibia plateau fracture. *Biomed Eng.* 2022;67(1):43-52. DOI: 10.1515/bmt-2021-0166
- [13] Lorkowski J, Pokorski M. In silico finite element modeling of stress distribution in osteosynthesis after pertrochanteric fractures. *J Clin Med.* 2022 Mar 28;11(7):1885. DOI: 10.3390/jcm11071885
- [14] Pahr DH, Reisinger AG. A review on recent advances in the constitutive modeling of bone tissue. *Curr Osteoporos Rep.* 2020 Dec;18(6):696-704. DOI: 10.1007/s11914-020-00631-1
- [15] Obratsov I. Strength problems in biomechanics. Moscow: Vysshaya Shkola; 1988.
- [16] Krasovsky V, Panchenko S, Golovakha M. On the strength of fixation of tibial fragments in high opening corrective osteotomy. In: *Theoretical foundations of civil engineering.* Vol. 17. Warsaw: Politechnika Warszawska; 2009. p. 165-78.
- [17] Panchenko S, Loskutov O, Krasovsky V. Biomechanical substantiation of osteosynthesis of a high fracture of the lateral malleolus. In: *Theoretical foundations of civil engineering.* Vol. 18. Warsaw: Politechnika Warszawska; 2010. p. 251-8.
- [18] Krasovsky V, Loskutov A, Postolov O. Methodology and results of the study of deformation and strength properties of the distal tibiofibular syndesmosis. In: *Theoretical foundations of civil engineering.* Vol. 6. Warsaw: Politechnika Warszawska; 1998. p. 481-8.
- [19] Maintz M, Seiler D, Thieringer F, Wild M. Topology-optimized patient-specific osteosynthesis plates: Methodology to semi-automatically design additive-manufactured osteosynthesis plates for the fixation of mandibular fractures. *Curr Direct Biomed Eng.* 2022;8(2):177-80. DOI: 10.1515/cdbme-2022-1046
- [20] Li J, Jiao J, Luo T, Wu W. Biomechanical evaluation of various internal fixation patterns for unilateral mandibular condylar base fractures: A three-dimensional finite element analysis. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2022;133. DOI: 10.1016/j.jmbbm.2022.105354
- [21] Panchenko SP, Loskutov OA, Krasovsky VL. Stresses and deformations of the "bone-fixator" system of osteosynthesis in low fractures of the lateral malleolus. *Bulletin of Prydniprov's'ka State Academy of Civil Engineering and Architecture.* 2010;6:13-20.
- [22] Loskutov OA, Panchenko SP, Krasovsky VL. Biomechanical substantiation of some variants of minimally invasive osteosynthesis in suprasyndesmotomic fractures of the lateral malleolus. *Orthopaed Traumatol Prosthet.* 2010;3:67-71.
- [23] Golovakha ML, Kozhemyaka MA, Panchenko SP. Evaluation of stresses and deformations of the "bone-fixator" system during bone osteosynthesis of fractures of the lateral malleolus. *Orthopaed Traumatol Prosthet.* 2014;4:14-9.

S.P. Panchenko¹, D.L. Kolosov¹, S.V. Onyshchenko¹, T.O. Zub², T.O. Chechel¹

¹Dnipro University of Technology, Dnipro, Ukraine

²Dnipro State Medical University, Dnipro, Ukraine

STUDY OF THE STRESS-STRAIN STATE OF THE "BONE-FIXATION PLATE" SYSTEM IN CONJUNCTION WITH CORTICAL TISSUE MECHANICAL PROPERTIES

Background. Bone osteosynthesis is considered one of the most efficient methods of treating fractures of long tubular bones. Development of modern computer technology and specialized software makes it possible for a traumatologist to perform preliminary efficiency estimation of osteosynthesis using fixation plates of various designs. Results of such studies can significantly depend on calculation model parameters. In most papers related to the study of a stress-strain state of "bone-fixator" systems, bone tissue is considered as a homogeneous, isotropic, elastic medium. However, in fact it is heterogeneous and has an anisotropy of mechanical characteristics. Accordingly in a case of using a simplified isotropic model of bone tissue, when performing calculations, there is a possibility of obtaining inaccurate results.

Objective. Estimation of influence of orthotropy of the bone tissue physical and mechanical properties on a stress-strain state of the "bone-fixator" system.

Methods. The study is performed in the software environment based on the finite element method. Osteosynthesis of a low transverse fracture of a fibula using a smooth plate is selected as a computational case. Two computational models simplified in terms of geometry are constructed to solve the problem. These models are different only in properties of cortical bone tissue.

Results. Analysis of a stress state in elements of models indicated that normal stresses reached the highest values, and tangential stresses are relatively small. In addition, the character of stress distribution turned out to be significantly inhomogeneous. However, stress state patterns are qualitatively similar for both computational models. A common feature of the maximum stresses both in the bone and in the plate turned out to be that all the maximum stresses are the result of their concentration.

Conclusions. Consideration of orthotropy of elastic parameters of a bone led to significant quantitative changes in the indicators of a stress state. It is established that the minimum safety margins for both models turned out to be considered by the maximum tensile stresses acting in the vertical direction. A similar result in estimating bone strength also occurs in a case when only elastic orthotropy is considered, but the orthotropy of strength indicators is not considered. If the strength orthotropy is considered for the isotropic model of cortical bone, the pattern changes qualitatively. The normal tensile stress directed along the tangent to a circumference of bone cross-section is considered unsafe. Calculations results indicate a possibility of using an isotropic model of cortical tissue when performing comparative estimations in order to identify the most efficient, in terms of strength, fixation plate designs.

Keywords: stress-strain state; cortical tissue; bone fractures; bones osteosynthesis; computational model; fixation plates.