Biomedical Engineering and Technology
Issue 14(2), 2024 ISSN (Online) 2707-8483

УДК 616.718.5:539.3

ОЦІНКА ВПЛИВУ ОРТОТРОПІЇ КІСТКОВОЇ ТКАНИНИ НА НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНИЙ СТАН ЧИСЕЛЬНОЇ МОДЕЛІ ОСТЕОСИНТЕЗУ ВІДКРИВАЮЧОЇ КОРИГУЮЧОЇ ОСТЕОТОМІЇ ВЕЛИКОЇ ГОМІЛКОВОЇ КІСТКИ

***Панченко Сергій Павлович*[1]**
panchenko.s.p@nmu.one
***Колосов Дмитро Леонідович*[1]**
kolosov.d.l@nmu.one
***Онищенко Сергій Валерійович*[1]**
onyshchenko.s.v@nmu.one
***Чечель Тарас Олегович*[1]**
chechel.t.o@nmu.one
***Зуб Тетяна Олександрівна*[2]**
zloy.vra4@gmail.com
[1] кафедра механічної та біомедичної інженерії
Національний технічний університет
«Дніпровська політехніка»
м. Дніпро, Україна
[2] кафедра медико-соціальної експертизи
і реабілітації ФПО
Дніпровський державний медичний університет
м. Дніпро, Україна

Анотація. Проблематика. *Одним з ушкоджень нижньої кінцівки є О-подібна або Х-подібна деформація в колінному суглобі. Для лікування цього захворювання успішно використовують коригуючу остеотомію великої гомілкової кістки. Суть остеотомії полягає у перетині кістки з метою вирівнювання її осі та подальшою фіксацією в заданому положенні. За рахунок сучасних програмних комплексів можна оцінити ефективність запропонованої конструкції фіксатора. У більшості робіт, пов'язаних із вивченням напружено-деформованого стану систем «кістка – фіксатор», кісткова тканина розглядається як однорідне, ізотропне, пружне середовище. Очевидно, що таке припущення може призвести до неточності при оцінці результатів зазначеного дослідження.*

Мета. *Дослідити вплив ортотропії механічних властивостей кісткової тканини на напружено-деформівний стан системи «кістка-фіксатор» чисельної моделі остеосинтезу високої відкриваючої коригуючої остеотомії великої гомілкової кістки.*

Методика реалізації. *Дослідження виконувалось в спеціалізованому програмному комплексі заснованому на методі скінчених елементів. Для розв'язку поставленої задачі були побудовані дві тривимірні моделі зазначеного остеосинтезу. Моделювалися два випадки механічних властивостей матеріалу кістки: ізотропним та ортотропним середовищем.*

Результати. *В результаті дослідження отримано розподіл напружень в елементах системи «кістка – пластина-фіксатор». Для виконання оцінки впливу ортотропії механічних властивостей обрано еквівалентні напруження за Мізесом. Кількісні показники напружень в ізотропній та ортотропній моделях відрізнялись, проте якісні картини їх розподілу були подібними.*

Висновки. *При зміні ізотропної моделі кісткової тканини на ортотропну відбулась зміна напруженого стану в системі «кістка-фіксатор» в більшу сторону. Найбільші і найменші зміни відбулись в фіксуючих гвинтах (8-58 %), в пластині і кістці ці зміни склали 15-20 %. Враховуючи, що при використанні ізотропних моделей кісткової тканини в розрахунках отримані величини напружень можуть бути значно занижені, необхідно це явище враховувати при аналізі результатів.*

Ключові слова: *напружено-деформований стан, механічні властивості, ізотропія, ортотропія, кісткова тканина, остеосинтез, метод скінчених елементів*

I. ВСТУП

Травми і ушкодження опорно-рухового апарату людини є достатньо розповсюдженими як в Світі, так і в Україні. Одним з таких ушкоджень є О-подібна або Х-подібна деформація нижньої кінцівки в колінному суглобі. Основною проблемою цього ушкодження є те що в результаті деформації викривлюється механічна вісь кінцівки, що в свою чергу призводить до перевантаження медіального або латерального фрагменту плато великої гомілкової кістки. Для лікування цього захворювання колінного суглоба цілком успішно використовують коригуючу остеотомію великої гомілкової кістки [1].

Тут слід зазначити, що для вирівнювання механічної осі нижньої кінцівки при Х-подібній деформації після перетину великої гомілкової кістки з отриманого перерізу виокремлюється кісткова тканина. За рахунок отриманої порожнини, при подальшому зведенні фрагментів перетину кістки до їх повного поєднання, вирівнюється вісь кінцівки. Така остеотомія називається закриваючою.

У випадку О-подібної деформації після перетину кістки окремі її фрагменти розводяться на деяку величину до рівня, який відповідає рівню вирівнювання осі кінцівки. В результаті цього між фрагментами кістки утворюється порожнина, яка може заповнюватися кістковою тканиною у випадку значних розмірів порожнини або не заповнюватись, якщо розміри порожнини малі. Цей вид остеотомії називають відкриваючою.

Проте у всіх варіантах описаних остеотомій фрагменти кісток фіксуються в отриманих положеннях, за рахунок ортопедичних пластин різноманітних конструкцій.

Відзначимо, що з точки зору навантаження на систему «кістка-фіксатор» більш небезпечним є варіант відкриваючої остеотомії, оскільки в цьому випадку до етапу зрошення фрагментів розсіченої кістки, все навантаження сприймається фіксатором (пластина та гвинти). При цьому у випадку закриваючої остеотомії фрагменти кістки спираються самі на себе, а пластина їх тільки утримують в заданому положенні. Враховуючи вище сказане в цьому дослідженні розглядався остеосинтез відкриваючої остеотомії.

Зазначеному успіху розглянутої операції сприяло удосконалення імплантатів, що забезпечують остеосинтез, яке зводилось до наступного. У звичайних пластин-фіксаторів вісі всіх гвинтів, вставлених в отвори пластини, не закріплені і можуть вільно змінювати свою орієнтацію, наприклад пластинка Пуду старого зразка [2, 4]. При цьому стабільність фіксації фрагментів може бути отримана тільки за рахунок щільного притискання пластини до кістки. Проте тиск пластини на кістку ускладнює періостальний кровообіг, що може призвести до остеопорозу і асептичному некрозу під пластиною і, як наслідок, до зниження міцності фіксації фрагментів кістки та до уповільненої консолідації в зоні остеотомії.

Суть удосконалення пластин, і зокрема пластини Пуду, полягала в тому, що положення осей гвинтів жорстко фіксувалося по відношенню до пластини, шляхом введення в її конструкцію вузлів, які закріпляли головки гвинтів в заданому положенні [3, 4]. Тут фіксація гвинтів забезпечувалась конічними цанговими гайками, що затискають головки гвинтів в отворах пластини.

В останні роки був запропонований ряд інших конструкцій пластин з жорстко фіксованою орієнтацією гвинтів.

Тут слід зазначити, що успіх лікування при використанні ортопедичних металоконструкцій, зокрема залежить від обраної пластини-фіксатора. За рахунок сучасних програмних комплексів, які

базуються на методі скінчених елементів, можна виконати первинний аналіз цифрових моделей остеосинтезу, оцінити ефективність запропонованої конструкції фіксатора, та обрати найкращу ортопедичну пластину. Проте виконання такого аналізу вимагає наявності даних про геометрію об'єктів, що розглядаються, навантаження, які діють на досліджувані елементи та їх механічні властивості. При цьому, якщо отримати зазначені параметри по відношенню до фіксатора достатньо просто, то по відношенню до кісткової тканини відзначимо наступне. Кісткова тканина є неоднорідною і має анізотропію механічних характеристик [5, 6]. Однак, у більшості робіт, пов'язаних із вивченням напружено-деформованого стану систем «кістка – фіксатор», вона розглядається як однорідне, ізотропне, пружне середовище [7, 8, 9, 10]. 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 боку – трудомісткість або навіть неможливість призначення цих властивостей розрахунковим моделям у програмних комплексах через особливості геометрії кісток.

Найбільш вивченими з точки зору визначення ортотропії пружних та 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.

Зокрема, у роботі [11] показано, що відмінності в модулі Юнга кортикальної (губчастої) кісткової тканини є вищими в осьовому напрямку від 33 % (58 %) (при низькій щільності, 1,5 г/см^3) до 62 % (80 %) (при високій щільності, 2 г/см^3), ніж у поперечному напрямку навантаження. Подібні результати були помічені для міцності на стиск стегнової кістки. Отже, модуль Юнга кортикальної кістки є функцією щільності. Для міцності на розтяг і кручення, коефіцієнта Пуассона та модуля зсуву були знайдені лише граничні значення без кореляції з щільністю. Для в'язкопружної поведінки кістки описані лише дані кортикальної кісткової тканини в напрямку осьового навантаження. Існує майже лінійне зменшення відносних значень модуля Юнга приблизно на 55% для осьового напрямку навантаження відносно поперечного.

Модуль зсуву кортикальної стегнової кістки (дослідження Мартенса [11]) приймається у діапазоні від 2840 до 4040 МПа (у середньому 3280 МПа). Модуль зсуву (дослідження Кнаусса [11]) має прийматися між 8 і 40 МПа для щільності від 0,1 до 0,8 г/см^3. Взявши за основу регресійний аналіз даних Кнаусса, модуль зсуву приблизно на 10-20 % нижчий у поперечному напрямку, ніж в осьовому. Щодо коефіцієнта Пуассона кортикальної та губчастої кісток у літературі представлені досить різні дані. Наведені значення становлять від 0,2 до 0,5 (у середньому 0,3) для кортикальної кістки та від 0,01 до 0,35 (середнє 0,12) для губчастої кістки [11].

В роботах [12, 13, 14] виконувалось дослідження напружено-деформованого стану систем «кістка-фіксатор» на скінчено-елементних моделях остеосинтезу високої відкриваючої корегуючої остеотомії великої гомілкової кістки для різних пластин-фіксаторів. Проте в цих роботах кісткова тканина моделювалася суцільним шматково-однорідним ізотропним середовищем. Використання спрощеної пружної моделі кістки в розглянутих випадках було виправданим з наступної причини. На відміну від розглянутого в роботах [15, 16, 17, 18] остеосинтезу перелому зовнішньої

кісточки, при якому всі гвинти проходили через кортикальну кістку, в даному випадку верхній гвинт вводився в області, близькі до плато великогомілкової кістки, де кортикальна кістка практично відсутня. У зв'язку з цим особлива увага приділялася саме спонгіозній кістковій тканині, зокрема, враховувалася її неоднорідність по довжині ділянки кістки, що розглядається. Враховуючи специфіку аналізованого перелому, особливу увагу також приділяли геометрії кістки, при якій урахування пружної ортотропії кортикальної тканини представляє певні труднощі. Враховуючи цю обставину, а також відсутність особливої потреби, урахування ортотропії кортикальної кістки в роботах [12, 13, 14] не проводилось.

Проте з описаного вище очевидно випливає, що припущення про ізотропію фізико-механічних властивостей при побудові моделі кісткової тканини, в порівнянні 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 [19]. Таким чином, на основі вище сказаного було сформульовано мету цієї роботи.

II. МЕТА ДОСЛІДЖЕННЯ

Дослідити вплив ортотропії механічних властивостей кісткової тканини на напружено-деформівний стан системи «кістка-фіксатор» чисельної моделі остеосинтезу високої відкриваючої коригуючої остеотомії великої гомілкової кістки.

III. МАТЕРІАЛИ ТА МЕТОДИ

Дослідження виконувалось в спеціалізованому програмному комплексі заснованому на методі скінчених елементів. Для розв’язку поставленої задачі були побудовані дві тривимірні моделі остеосинтезу, який виконується при високій відкриваючій коригуючій остеотомії великої гомілкової кістки. Власне моделі складалися з проксимального фрагменту великої гомілкової кістки з клиноподібною щілиною, яка моделювала остеотомію, та фіксатора – пластина та гвинти.

Побудова розрахункових моделей здійснювалась в середовищі програмного комплексу SOLIDWORKS відповідно до дійсних розмірів кістки та імплантата.

Тут слід зазначити, що з метою спрощення процесу моделювання фрагменту кістки її реальна геометрія була замінена спрощеною формою та складалась з циліндричної частини, яка являла собою проксимальний епіфіз досліджуваної кістки, та усіченого конуса. Габаритні розміри циліндра та конуса – діаметри основ, відповідали середнім розмірам великої гомілкової кістки даної локалізації.

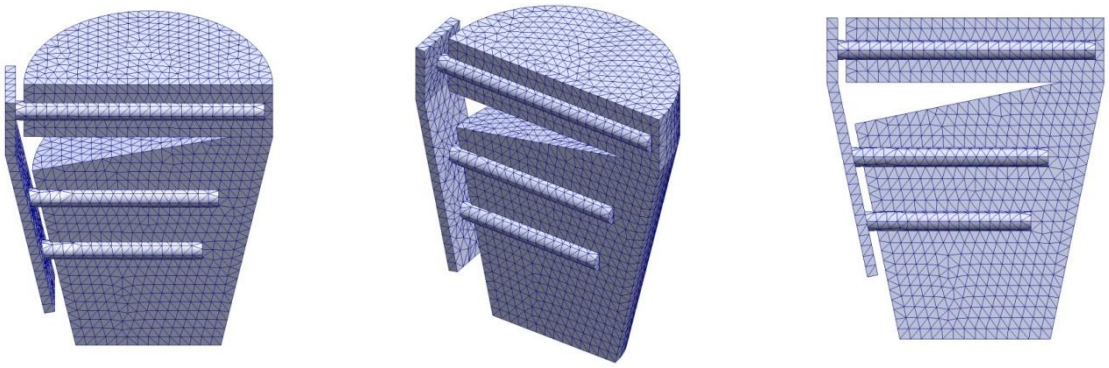
Пластина-фіксатор моделювалася двома прямокутними призмами, які з’єднувались між собою під кутом таким чином, що їх більші грані були паралельні твірним циліндра та конуса. Гвинти моделювались циліндричними елементами, діаметри і довжини яких дорівнювали зазначеним розмірам ортопедичних гвинтів.

Як зазначалось в роботах [2, 3, 4] існує два види ортопедичних пластин: з фіксованою та з довільною орієнтацією гвинтів. При цьому було показано, що пластини з фіксованою орієнтацією гвинтів мають певну перевагу з точки зору міцності та жорсткості фіксації остеосинтезу. Тому в цьому дослідженні розглядались пластини з жорсткою орієнтацією гвинтів. Моделювання жорсткого з’єднання пластини з гвинтом здійснювалось за рахунок об’єднання пластини з гвинтами в зоні контакту в єдину систему з об’єднаною скінчено-елементною сіткою.

Відзначимо, що в дійсності контакт гвинта з кістковою тканиною та гвинта з

пластиною здійснюється за рахунок різьбового з'єднання, проте на відміну від контакту гвинт-пластина, контакт гвинт-кістка може змінюватись на приклад за рахунок його розхитування. Тому з метою врахування конструктивної нелінійності, що виникає в області контакту гвинтів з кістковою тканиною (відсутність контактних напружень при розтягуванні) для всіх гвинтів створювалися контактні пари, в яких генерувалися поверхні контакту з тривимірних контактних скінчених елементів. При цьому контакт гвинтів із кістковою матрицею задавався як Bonded (Зв'язані (зазор відсутній)), Incompatible mach (Несумісна сітка).

Скінчено-елементні розрахункові моделі (рис. 1) будувалися на базі скінченого елемента у формі тетраедра, з трьома ступенями свободи в кожному вузлі. При розбитті моделей на КЕ використовувався генератор сіток ПК. З метою оптимізації сітки розміри КЕ задавалися лініями і змінювалися від 8 *мм* на далеких межах скінчено-елементної моделі до 1 *мм* на гвинтах і 0,8 *мм* біля краю отворів під гвинти.



а *б* *в*

Рис. 1. Скінчено-елементні моделі системи «кістка-фіксатор»: загальний вигляд (*а, б*), у площині симетрії (*в*)

Для дослідження впливу ортотропних властивостей матеріалу кістки було створено та використано нову просторово-розрахункову модель, в порівнянні з дослідженнями [12, 13, 14], за допомогою апробованого програмного продукту Dassault Systèmes SOLIDWORKS та його прикладного пакету SOLIDWORKS Simulation, який дозволяє реалізовувати при моделюванні задані властивості матеріалів.

При створенні моделі були прийняті наступні граничні умови: нижня поверхня моделі мала обмеження на переміщення в усіх напрямках. До протилежної плоскої поверхні, як і раніше, прикладалася розподілена стискаюча сила вздовж вертикальної осі моделі. Величина зазначеного навантаження дорівнювала 800 Н або 80 кг, тобто вазі дорослої людини.

Моделювалися два випадки механічних властивостей матеріалу кістки: ізотропним та ортотропним середовищем. Проте тут слід відзначити, що найбільш дослідженою з точки зору механічних властивостей є кортикальна кісткова тканина. В такому випадку для виконання дослідження було прийнято рішення використати в числових моделях кістки механічні характеристики зазначеної тканини в повному об'ємі фрагменту великої гомілкової кістки. При цьому для ізотропної моделі було обрано механічні властивості: модуль Юнга 12 ГПа,

коефіцієнт Пуассона 0.2. Для моделі з ортотропними властивостями кісткової тканини: модуль пружності в напрямку осі кістки 12 ГПа, в радіальному та дотичному напрямках – 6 ГПа, коефіцієнт Пуассона для всіх напрямків 0.2.

Слід відзначити, що кісткова тканина є ортотропною не тільки за пружними показниками, але й за властивостями міцності в різних напрямках, причому осьовий напрямок для великої гомілкової кістки є найміцнішим. Крім того, кісткова тканина по різному протидіє розтягу та стиску. В такому випадку, за граничні напруження для перевірки умов міцності в кістковій тканині прийнято величину, яка визначалась як 50% від мінімального значення руйнівних напружень кортикальної тканини великої гомілкової кістки при розтязі, тобто 75 МПа. Зазначена величина використовувалась при дослідженні результатів обох розрахункових моделей.

В якості матеріалу фіксатора (пластина та гвинти) в розрахунках запропоновано використовувати механічні характеристики титанового сплаву з властивостями: модуль пружності 115 ГПа, коефіцієнт Пуассона 0.2, напруження межі міцності 900 МПа.

IV. РЕЗУЛЬТАТИ

В результаті розрахунків отримано картини розподілу напруженого стану в системах «кістка – пластина-фіксатор», які моделювали остеотомію великої гомілкової кістки при врахуванні ізотропних та ортотропних властивостей кісткової тканини.

Розподіл напружень в системі «кістка – пластина-фіксатор» був неоднорідними з зонами їх концентрації. В обох розрахункових моделях картини розподілу напруженого стану, одну з яких показано на рис. 2, були схожими.

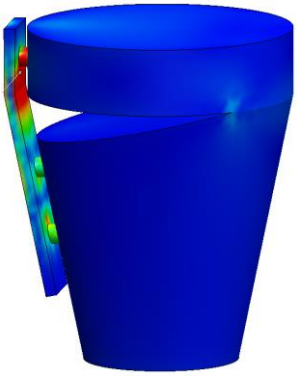


Рис. 2. Розподіл напружень в системі «кістка-фіксатор» (загальний вигляд)

Максимальні напруження в пластині виникали в її верхній частині поблизу отвору під верхній гвинт (рис. 3).

Найбільші напруження в гвинтах виникали також в місцях їх концентрації, в зонах контакту гвинтів з пластиною та кістковою тканиною (рис. 4).

В якості критерію для оцінювання впливу ортотропії механічних властивостей кістки на напружений стан в системі «кістка - фіксатор» обрано величини еквівалентних напружень за Мізесом. Результати зазначених розрахунків наведено в табл. 1.

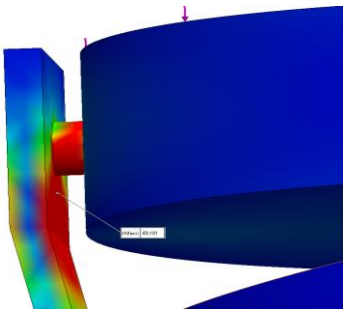
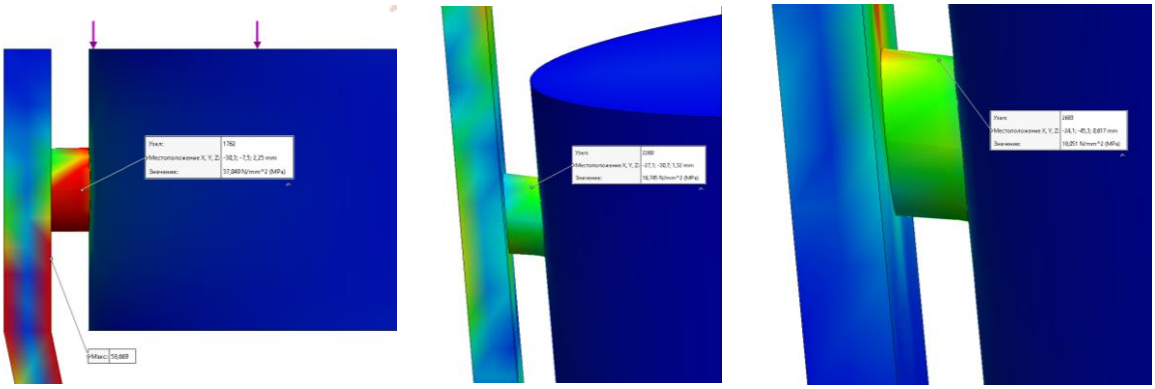


Рис. 3. Розподіл напружень в найбільш навантаженому фрагменті пластини-фіксатора



а б в

Рис. 4. Розподіл напружень в найбільш навантажених фрагментах гвинтів:
а – верхній, б – середній, в – нижній

Таблиця 1. Максимальні напруження в елементах моделі

Модель	Напруження, МПа				
	в пластині	у верхньому гвинті	в середньому гвинті	в нижньому гвинті	в кістковій тканині
ізотропна	49,18	34,2	16,75	18,05	12,4
ортотропна	58,94	37,05	19,82	28,48	14,24

V. ОБГОВОРЕННЯ

Як зазначалось вище, в більшості робіт кісткова тканина вважається однорідними, ізотропним, пружним середовищем. Проте в роботі [19] виконано спробу оцінити вплив ортотропних властивостей малої гомілкової кістки на напружено-деформований стан системи «кістка – пластина-фіксатор». Недоліком дослідження [19] є те, що реальна геометрія кістки замінена спрощеною циліндричною формою.

Відзначимо, що в дослідженнях з вивчення напружено-деформованого стану систем «кістка – пластина-фіксатор» автори в більшості аналізують величини еквівалентних напружень за Мізесом [20, 21]. Проте в деяких роботах досліджуються компоненти тензора напружень, які досягають найбільших значень [16, 18, 19]. Відносно показників напружень в таких дослідженнях можна відзначити, що вони мають однаковий порядок, але відрізняються за величиною. Відмінність між значеннями напружень, які досліджуються, пояснюється різницею в розрахункових схемах, а саме: різною локалізацією переломів, їх видами, типами конструкцій пластин-фіксаторів тощо.

Відносно, до нашого дослідження, зазначимо, що на відміну від [19] побудовано спрощену модель великої гомілкової кістки, але при цьому враховано основні геометричні особливості її проксимального епіфізу. Побудована модель дала змогу задати ортотропні властивості кістковій тканині. При оцінці результатів дослідження, як і в [20, 21], використовувались еквівалентні напруження за Мізесом.

З таблиці 1 видно, що величини найбільших напружень у всіх елементах розрахункової моделі виявились меншими для випадку, в якому кісткова тканина моделювалась ізотропним матеріалом. При

цьому в обох випадках моделювання кісткової тканини найбільші величини напружень виникали в пластині-фіксаторі. При цьому зазначені напруження в ортотропній моделі виявились на 19.8 % більшими за такі ж напруження в ізотропній моделі.

По відношенню величин напружень у гвинтах відзначимо наступне. В обох розрахункових моделях найбільші за величиною напруження виникали у верхньому гвинті, а найменші – в середньому. Слід також відзначити, що в ізотропній моделі напруження у нижньому гвинті були лише на 7.8 % вище за напруження в середньому гвинті, але в ортотропній моделі різниця між величинами напружень в цих гвинтах склала 43.7 %. При цьому в ізотропній моделі напруження у верхньому гвинті були в 2.04 рази більші за напруження в середньому гвинті. Проте в ортотропній моделі ця різниця склала 1.87 раза.

Зауважимо, що в цілому в ортотропній моделі напруження у гвинтах (верхньому, середньому та нижньому) були на 8.3 %, 18.3 % та 57.8 % більші за величини напружень в ізотропній моделі.

Тут слід відзначити, що в обох розрахункових моделей в якості матеріалу пластини і гвинтів при розрахунках використовувались властивості титанового сплаву. Тому окремо виконано порівняння результатів для елементів фіксатора, яке показало наступне. В ізотропній моделі напруження в пластині були більшими за напруження в найбільш (верхній гвинт) та найменш (середній гвинт) навантажених гвинтах в 1.44 і 2.94 рази. При цьому в ортотропній моделі різниця між напруженнями в пластині та верхньому і середньому гвинтах залишилась майже без зміни, проте, несуттєво зросла і склала – 1.59 і 2.97 рази.

Ще раз відзначимо, що як зазначалось вище напруження в пластині були найбільшими не тільки в фіксаторі, але й в усій розрахунковій моделі в обох випадках, які досліджувались. Проте величини найбільших напружень в пластині з врахуванням механічних характеристик матеріалу з якого вона виготовлена були в декілька разів менші за граничні значення. Для більшої наочності, при аналізі результатів дослідження, додатково обчислено умовні величини коефіцієнтів запасу міцності в пластині, які наведено в таблиці 2.

Таблиця 2. Умовні коефіцієнти запасу міцності

Модель	Коефіцієнти запасу міцності				
	пластина	верхній гвинт	середній гвинт	нижній гвинт	кісткова тканина
ізотропна	18.3	26.3	53.7	49.9	6.05
ортотропна	15.3	24.3	45.4	31.6	5.3

Крім того, в таблиці 2 наведено коефіцієнти запасу міцності і для кожного з фіксуючих гвинтів.

В кістковій тканині величина максимальних напружень виявилась найменшою серед аналогічних напружень в інших елементах розрахункових моделей для обох розрахункових випадків. При чому в ортотропній моделі найбільші напруження в кістковій тканині були на 14.8 % більшими за напруження в ізотропній моделі. Проте тут слід зазначити, що незважаючи на те що напруження в кістковій тканині виявилися найменшими, але й міцністні показники кістки значно менші за міцність матеріалу фіксаторів. Таким чином для повноправної

оцінки впливу ортотропії механічних властивостей матеріалу кістки на напружений стан системи «кістка-фіксатор» при дослідженні величин напружень в кістковій тканині, як і у випадку з оцінкою пластини та гвинтів, додатково обчислено величини коефіцієнтів запасу міцності. При обчисленні вказаних коефіцієнтів використовувалось мінімальне значення граничних напружень для кісткової тканини, яка використовувалась в дослідженні, в припущенні на розтяг. Значення коефіцієнтів наведено в таблиці 2.

Дослідження величин коефіцієнтів запасу міцності в таблиці 2 показав, що при зміні ізотропної моделі кістки на ортотропну відбулось зменшення коефіцієнтів запасу міцності в усіх елементах розрахункової моделі. Найбільші і найменші зміни відбулись в елементах фіксатора – гвинтах. При чому найменше зменшення показано в верхньому гвинті – 7.6 %, а найбільше в нижньому – 36.7 %. Проте в пластині і середньому гвинті зменшення величин коефіцієнтів запасу міцності залишалось приблизно на однаковому рівні – 16.4 % та 15.5 %, відповідно. Зменшення величини коефіцієнту запасу міцності кісткової тканини при зміні розрахункових моделей було одним з найменших і склало 12.4 %.

Очевидно, що отримані результати узгоджуються із залежностями між величинами отриманих максимальних напружень в елементах досліджених моделей.

VI. ВИСНОВКИ

На основі аналізу результатів дослідження можна зробити висновки, що при зміні ізотропної моделі кісткової тканини на ортотропну відбулась зміна напруженого стану в системі «кістка-фіксатор». При чому зміна величини напружень відбулась в більшу сторону. Крім того слід відзначити, що серед елементів розрахункової моделі, найбільші і найменші зміни напруженого стану відбулись в фіксуючих гвинтах (8-58 %), проте, в пластині і кістці ці зміни склали 15-20 %. Картини розподілу напружень в обох випадках були подібними. Значення найбільших отриманих напружень були наслідком концентрації, проте їх величини виявились значно меншими за граничні значення напружень для фіксаторів та кісткової тканини в обох розрахункових моделях. Враховуючи, що при використанні ізотропних моделей кісткової тканини в розрахунках отримані величини напружень можуть бути значно занижені, необхідно це явище враховувати при аналізі результатів.

Фінансування. Дане дослідження не отримувало зовнішнього фінансування.

Конфлікт інтересів. Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

Згода на публікацію. Усі пацієнти, що мають відношення до рукопису дали згоду на публікацію даної роботи.

ORCID ID та внесок авторів.

0000-0001-5826-3645 (A, B, D, E, F) Serhii Panchenko

0000-0003-0585-5908 (A, C, E, F) Dmytro Kolosov

0000-0002-5709-7021 (B, C, E) Serhii Onyshchenko

0000-0003-0169-0472 (B, C, E) Taras Chechel

0000-0001-8404-0437 (A, B, E, F) Tetiana Zub

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Lobenhoffer P., Agneskirchner J. D., Gala M. Kniegelenknahe Osteotomien.- Thieme, 2007.-161p.

2. Puddu G. C., Cerullo G., Cipolla M., Gianni F. E. (1998): Utilisation una placa para la osteotomia tibial de apertura. Rodilla 6, 33-37.

3. Stoffel K., Dieter U., Stachowiak G., Gachter A., Kuster M. S. (2003): Biometrical testing of the LCP - how can stability in locked internal fixators be controlled? Injury Int J Care Injured 34, 11-19.

4. Puddu G., Cipolla M., Cerullo G., Franco V., Giann1 E. Osteotomies: the surgical treatment of the valgus knee// Sports Med Arthrosc Rev.- 2007.- Vol. 15.- P.15–22.

5. Karpiński, Robert & Jaworski, Łukasz & Czubacka, Paulina. (2017). The structural and mechanical properties of the bone. Journal of Technology and Exploitation in Mechanical Engineering. 3. 43-50. https://doi.org/10.35784/jteme.538

6. Lin C-Y, Kang J-H. Mechanical Properties of Compact Bone Defined by the Stress-Strain Curve Measured Using Uniaxial Tensile Test: A Concise Review and Practical Guide. Materials. 2021; 14(15) : 4224. https://doi.org/10.3390/ma14154224
7. Petrovici, Ilaria Lorena; Tenovici, Mihai Catalin; Vaduva, Razvan Cristian; Tarnita, Danut Nicolae; Vintila, Georgiana About three-dimensional models of osteosynthesis systems. Journal of Industrial Design and Engineering Graphics. 2019;14(1):159-162
8. Münch M, Barth T, Studt A, Dehoust J, Seide K, Hartel M, Frosch K. Stresses and deformations of an osteosynthesis plate in a lateral tibia plateau fracture. Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik. 2022;67(1): 43-52. https://doi.org/10.1515/bmt-2021-0166
9. Lorkowski J, Pokorski M. In Silico Finite Element Modeling of Stress Distribution in Osteosynthesis after Pertrochanteric Fractures. Journal of Clinical Medicine. 2022; 11(7):1885. https://doi.org/10.3390/jcm11071885
10 Pahr, D.H., Reisinger, A.G. A Review on Recent Advances in the Constitutive Modeling of Bone Tissue. Curr Osteoporos Rep 18, 696–704 (2020). https://doi.org/10.1007/s11914-020-00631-1
11. Wirtz D.C. Critical Evaluation of Known Bone Material Properties to Realize Anisotropic FE-Simulation of the Proximal Femur / D.C. Wirtz, N. Schiffers, T. Pandorf, K. Radermacher, D. Weichert, R. Forst // Journal of Biomechanics, Vol. 33, No. 10, 2000, pp. 1325-1330. https://doi.org/10.1016/S0021-9290(00)00069-5
12. Панченко С.П. Обоснование способа фиксации фрагментов большеберцовой кости при открывающейся корригирующей остеотомии / С.П. Панченко, М.Л. Головаха, М. Штоффель // Збірник наукових праць: галузеве машинобудування, будівництво. – Полтава: ПолтНТУ. – 2009. – Вип. 3(25). – Т.1. – С. 159-164.
13. Красовский В. О прочности фиксации фрагментов большеберцовой кости при высокой открывающейся корригирующей остеотомии / В. Красовский, С. Панченко, М. Головаха // Теоретичні основи будівництва. – Варшава: Технічний університет «Політехніка Варшавська». – 2009. – Т.17. – С. 165- 178.
14. Корж Н.А. Исследование напряженно-деформированного состояния моделей остеосинтеза большеберцовой кости после высокой вальгизирующей остеотомии / Н.А. Корж, В.Л. Красовский, М.Л. Головаха, С.П. Панченко, М. Штоффель // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2012. – №3. – С. 5-9.
15. Лоскутов О.А. Биомеханическое обоснование накостного остеосинтеза при переломах наружной лодыжки / О.А. Лоскутов, С.П. Панченко, В.Л. Красовский // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2009. – №4. – С. 55-61.
16. Лоскутов О.А. Биомеханическое обоснование некоторых вариантов малоинвазивного остеосинтеза при надсиндесмозных переломах наружной лодыжки / О.А. Лоскутов, С.П. Панченко, В.Л. Красовский // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2010. – №3. – С. 67-71.
17. Панченко С. Биомеханическое обоснование остеосинтеза высокого перелома наружной лодыжки / С. Панченко, О. Лоскутов, В. Красовский // Теоретичні основи будівництва. – Варшава: Технічний університет «Політехніка Варшавська». – 2010. – Т.18. – С. 251-258.
18. Панченко С.П. Напряжения и деформации системы «кость-фиксатор» остеосинтеза при низких переломах наружной лодыжки / С.П. Панченко, О.А. Лоскутов, В.Л. Красовский // Вісник Придніпровської державної академії будівництва та архітектури. – Дніпропетровськ: ПДАБтаА. – 2010. – №6. – С. 13-20.
19. Панченко С, Колосов Д, Онищенко С, Зуб Т, Чечель Т. Дослідження напружено-деформованого стану системи “кістка–пластина-фіксатор” при врахуванні ортотропії механічних властивостей кортикальної тканини. Innov Biosyst Bioeng, 2022, 6(2):75-83
20. 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. *Current Directions in Biomedical Engineering*. 2022;8(2): 177-180. https://doi.org/10.1515/cdbme-2022-1046
21. 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;133:105354. doi:10.1016/j.jmbbm.2022.105354

Biomedical Engineering and Technology
Issue 14(2), 2024 ISSN (Online) 2707-8483

UDC 616.718.5:539.3

ASSESSMENT OF THE INFLUENCE OF ORTHOTROPY OF BONE TISSUE ON THE STRESS-STRAIN STATE OF THE NUMERICAL MODEL OF OSTEOSYNTHESIS OF OPENING CORRECTIVE OSTEOTOMY OF TIBIAL BONE

Serhii Panchenko[1]
panchenko.s.p@nmu.one
Dmytro Kolosov[1]
kolosov.d.l@nmu.one
Serhii Onyshchenko[1]
onyshchenko.s.v@nmu.one
Taras Chechel[1]
chechel.t.o@nmu.one
Tetiana Zub[2]
zloy.vra4@gmail.com

[1] department of mechanical and biomedical engineering
Dnipro University of Technology
Dnipro, Ukraine
[2] department of medical and social assessment and rehabilitation FPE
Dnipro State Medical University
Dnipro, Ukraine

Abstract. Problems. *One of the injuries of the lower limb is an O-shaped or X-shaped deformity in the knee joint. Corrective osteotomy of the tibia is successfully used to treat this disease. The essence of osteotomy is to cross a bone with the aim of aligning its axis and then fixing it in a given position. Due to modern software complexes, it is possible to evaluate the effectiveness of the proposed design of the fastener. In most of the works related to the study of the stress-deformation state of the "bone-fixator" systems, bone tissue is considered as a homogeneous, isotropic, elastic medium. It is obvious that such an assumption can lead to inaccuracy in the assessment of the results of this study.*
Aim. *To investigate the influence of orthotropy of the mechanical properties of bone tissue on the stress-deformation state of the "bone-fixator" system of the numerical model of osteosynthesis of high opening corrective osteotomy of the tibia.*
Methodology of investigation. *The research was carried out in a specialized software complex based on the finite element method. Two three-dimensional models of the specified osteosynthesis were built to solve the problem. Two cases of mechanical properties of the bone material were simulated: isotropic and orthotropic environments.*
The results. *As a result of the study, the stress distribution in the elements of the "bone - plate-fixator" system was obtained. To evaluate the effect of orthotropy on mechanical properties, equivalent Mises stresses were chosen. Quantitative indicators of stresses in the isotropic and orthotropic models differed, but the qualitative patterns of their distribution were similar.*
Conclusions. *When changing the isotropic model of bone tissue to an orthotropic one, there was a change in the stress state in the "bone-fixator" system to a greater extent. The largest and smallest changes occurred in the fixing screws (8-58%), in the plate and bone these changes amounted to 15-20%. Given that when using isotropic models of bone tissue in calculations, the obtained stress values can be significantly underestimated, this phenomenon must be taken into account when analyzing the results.*

Key words: *stress-strain state, mechanical properties, isotropy, orthotropy, bone tissue, osteosynthesis, finite element method*