

DOI 10.29254/2077-4214-2026-2-181-169-177

УДК 616.718.5/.6-001.5-089.813:613.65]:004.492](045)

Бур'янов О. А., Кваша В. П., Пасенко М. С., Заговенко М. А., Карпінський М. Ю., Яресько О. В.

**НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНИЙ СТАН МОДЕЛІ ГОМІЛКИ З ДЕФЕКТОМ  
ВЕЛИКОГОМІЛКОВОЇ КІСТКИ ПІД ВПЛИВОМ ЗГИНАЮЧОГО НАВАНТАЖЕННЯ,  
ЩО ДІЄ У ФРОНТАЛЬНІЙ ПЛОЩИНІ, ПРИ РІЗНИХ КУТАХ ПРОВЕДЕННЯ СТРИЖНІВ**<sup>1</sup>Національний медичний університет імені О.О. Богомольця (м. Київ, Україна)<sup>2</sup>Національний військово-медичний клінічний центр «Головний військовий клінічний госпіталь»  
(м. Київ, Україна)<sup>3</sup>ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І.Ситенка НАМН України»  
(м. Харків, Україна)

vlkvash@ukr.net

Відкриті переломи великогомілкової кістки складають близько 68%, що зумовлено природньою обмеженістю м'яких тканин. Під час бойових дій, загалом зростає частка ушкоджень нижніх кінцівок (від 44 до 70%) серед усіх травм опорно-рухового апарату і відповідно (близько 80%) з наявністю кісткового дефекту різного розміру, серед яких переважають дефекти довжиною 5 до 15,9 сантиметрів (67,4%). Метою було дослідити напружено-деформований стан моделі гомілки з дефектом великогомілкової кістки при різних варіантах позавогнещезового остеосинтезу під впливом згинаючого навантаження, що діє у фронтальній площині. У середній третині великогомілкової кістки моделювали дефект довжиною 5 см. Вивчали стабілізацію великогомілкової кістки апаратом зовнішньої фіксації при трьох варіантах проведення стрижнів під кутами 30°, 60° і 90°, діаметром 8 мм під впливом згинаючого навантаження, що діє у фронтальній площині. Під впливом згинаючого навантаження, що діє у фронтальній площині, монтаж АЗФ з проведенням фіксуючих стрижнів під кутом 30° викликає в кістковій тканині напруження максимального рівня в стрижнях, які утримують дистальний фрагмент великогомілкової кістки. При збільшенні кута до 60° напруження навколо стрижнів, що утримують проксимальний фрагмент кістки, зростають і визначаються в межах від 13,3 МПа до 15,1 МПа. При проведенні стрижнів під кутом 90° спостерігали найнижчий рівень напружень серед всіх інших варіантів навколо 5 фіксуючих стрижнів. При дії згинаючого навантаження у фронтальній площині монтаж АЗФ із проведенням фіксуючих стрижнів під кутом 90° забезпечує найнижчий рівень напружень в кістковій тканині великогомілкової кістки та елементах АЗФ і найбільш ефективно протидіє згинаючим навантаженням у фронтальній площині.

**Ключові слова:** кістковий дефект, кістковий транспорт, позавогнещезовий остеосинтез, напружено-деформований стан моделі.

**Зв'язок публікації з плановими науково-дослідними роботами.**

Робота виконана в рамках НДР №0123u101089 «Розробити та впровадити технології заміщення кісткових дефектів у постраждалих з бойовою травмою кінцівок».

**Вступ.**

У загальній структурі відкритих переломів довгих кісток, переломи великогомілкової кістки займають одне із перших місць і складають близько 68%, що зумовлено частотою переломів великогомілкової кістки порівняно з іншими довгими кістками, так і з її обмеженою природньою захищеністю м'якими тканинами. Втрата кісткової маси великогомілкової кістки є наслідком високоенергетичної травми (первинні) так і при лікуванні ускладнень, які потребують санації, що супроводжується резекцією уражених ділянок кістки (вторинні) та складають близько 11,4% в мирний час [1].

Під час бойових дій, загалом зростає частка ушкоджень нижніх кінцівок (від 44 до 70%) серед усіх травм опорно-рухового апарату і відповідно (близько 80%) з наявністю кісткового дефекту різного розміру [2], серед яких переважають дефекти довжиною 5-9,9 сантиметрів (41,31%) та від 10 до 15,9 сантиметрів (26,09%) [3].

Лікування дефектів довгих кісток залишається однією з найбільших актуальних проблем у сучасній травматології та ортопедії, а його реалізація потребує

довготривалого періоду, з подоланням достатньої кількості ускладнень, що перш за все негативно впливає на психо-емоційний стан, побутову та соціальну активність пацієнта [4].

Реконструкція сегментарних дефектів довгих кісток передбачає значні витрати часу та ресурсів як для пацієнта, так і для хірурга, а тактика лікування залежить від багатьох змінних, включаючи вік, стан організму та навколишніх м'яких тканин, анатомічне розташування та розміри кісткового дефекту. Серед варіантів лікування кісткових дефектів (одномоментне вкорочення, різновиди пластики дефекту синтетичними матеріалами чи аутогенною кісткою, васкуляризованим трансплантатом, за способом Masquelet і т.д.) чільне місце займає спосіб кісткового транспорту, для реалізації якого, в більшості випадків, застосовуються апарати зовнішньої фіксації (АЗФ) [5, 6].

Успішне застосування АЗФ залежить від анатомічних та біомеханічних факторів, що обґрунтовує подальше вивчення структурних параметрів, що впливають на стабільність конструкції.

**Мета дослідження.**

Дослідити напружено-деформований стан моделі гомілки з дефектом великогомілкової кістки при різних варіантах позавогнещезового остеосинтезу під впливом згинаючого навантаження, що діє у фронтальній площині.

**Об'єкт і методи дослідження.**

Для забезпечення виконання мети в лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І.Ситенка НАМН України» була розроблена базова скінчено-елементна модель гомілки [7], яка включала великогомілкову та малогомілкову кістки (**рисунок 1**).



Рисунок 1 – Базова модель гомілки.

У середній третині великогомілкової кістки моделювали дефект довжиною 5 см. Для стабілізації використовували апарат зовнішньої фіксації в трьох варіантах проведення стрижнів: під кутами 30°, 60° і 90° (**рисунок 2**).

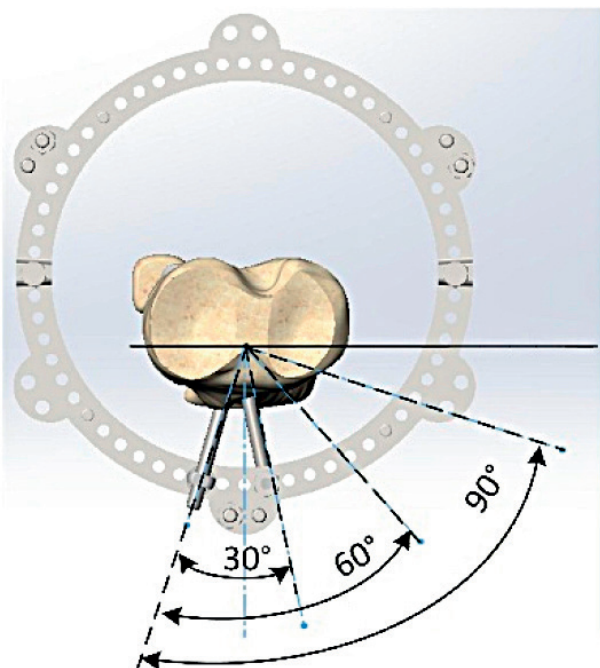


Рисунок 2 – Варіанти проведення стрижнів при монтажі АЗФ.

Матеріал рахували однорідним та ізотропним. В якості скінченого елемента був обраний 10 вузловий тетраедр з квадратичною апроксимацією. Всім матеріалам, з яких склалися моделі, задавали відповідні механічні властивості такі, як модуль пружності Юнга та коефіцієнт Пуассона. Механічні властивості біологічних тканин обирали за даними літератури [8-10].

Дані про механічні характеристики матеріалів, використаних при моделюванні наведені в **таблиці 1**.

**Таблиця 1 – Механічні характеристики матеріалів, що використовували при моделюванні**

Матеріал	Модуль Юнга (E), МПа	Коефіцієнт Пуассона, ν
Кортикальна кістка	18350	0,29
Губчаста кістка	330	0,30
Кістковий регенерат	1,00	0,45
Хірургічна сталь	2,1·10 <sup>5</sup>	0,2

Всі моделі вивчались під дією сил на згин у фронтальній площині. Для цього до тібiального плато великогомілкової кістки прикладали згинаючу силу величиною 70 Н, яка діє ззовні в середину. Дистальний кінець великогомілкової кістки мав жорстке закріплення. Схема навантаження моделей наведена на **рисунок 3**.

Для порівняння напружено-деформованого стану моделей визначали максимальні величини напружень в проксимальному та дистальному фрагментах великогомілкової кістки, в зоні перелому, в металевій конструкції та в кістковій тканині навколо фіксуючих гвинтів. Схема розташування контрольних точок наведена на **рисунок 4** та в **таблиці 2**.

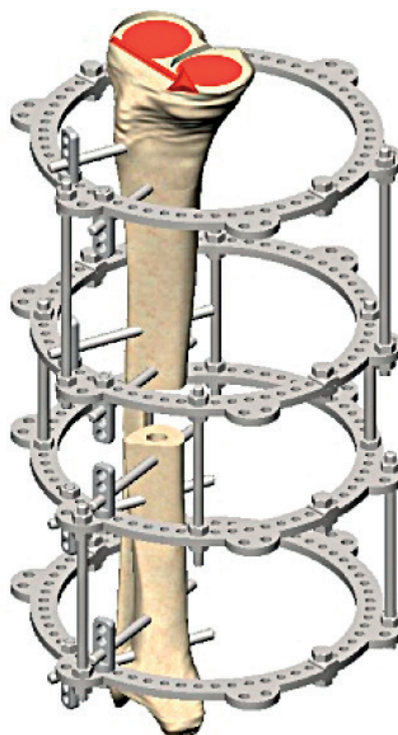


Рисунок 3 – Схема навантаження моделей.

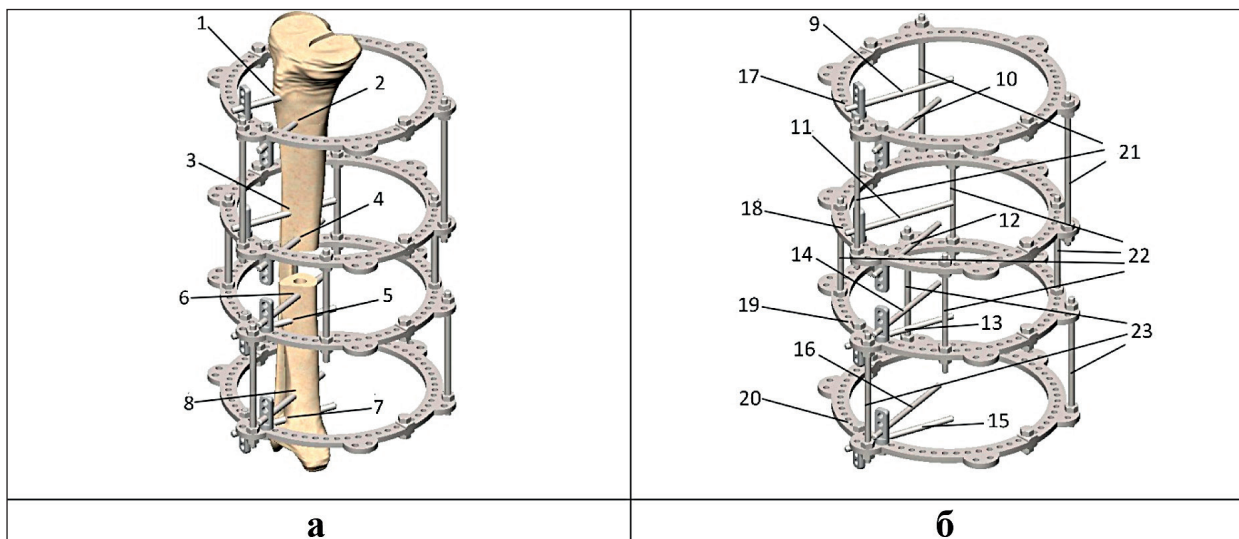


Рисунок 4 – Схема розташування контрольних точок: а – на великогомілкової кістці; б – на елементах АЗФ.

Таблиця 2 – Контрольні точки

Елемент моделі			
№	кістки	№	АЗФ
1	вхід стрижня 1	9	стрижень 1
2	вхід стрижня 2	10	стрижень 2
3	вхід стрижня 3	11	стрижень 3
4	вхід стрижня 4	12	стрижень 4
5	вхід стрижня 5	13	стрижень 5
6	вхід стрижня 6	14	стрижень 6
7	вхід стрижня 7	15	стрижень 7
8	вхід стрижня 8	16	стрижень 8
		17	верхнє кільце
		18	верхньо-середнє кільце
		19	нижньо-середнє кільце
		20	нижнє кільце
		21	з'єднувальні стрижні верхнього блоку
		22	з'єднувальні стрижні середнього блоку
		23	з'єднувальні стрижні нижнього блоку

Дослідження моделей виконували за допомогою методу кінцевих елементів. В якості критерію оцінки напружено-деформованого стану моделей використовували напруження за Мізесом [11]. Моделювання виконували за допомогою системи автоматизованого проектування SolidWorks.

**Результати дослідження та їх обговорення.**

На першому етапі роботи вивчали розподіл напружень в моделі гомілки з дефектом великогомілкової кістки в середній третині при остеосинтезі АЗФ з проведенням фіксуючих стрижнів під кутом 30°. Напружено-деформований стан кісткових елементів моделі наведено на **рисунку 5**.

Під впливом згинаючого навантаження, що діє у фронтальній площині, монтаж АЗФ з проведенням фіксуючих стрижнів під кутом 30° викликає в кістковій тканині напруження максимального рівня в стрижнях, які утримують дистальний фрагмент великогомілкової кістки. Максимальні значення напружень 15,1 МПа та 15,2 МПа визначені навколо фронтально проведених стрижнів 5 і 7, відповідно. Навколо стрижнів 6 і 8 проведених під кутом 30° напруження визначались на позначках 14,7 МПа і 12,4 МПа, відповідно. Мінімальне значення напружень 10,0 МПа зафіксовано навколо стрижня 1. Напруження на інших стрижнях, що утримують проксимальний фрагмент

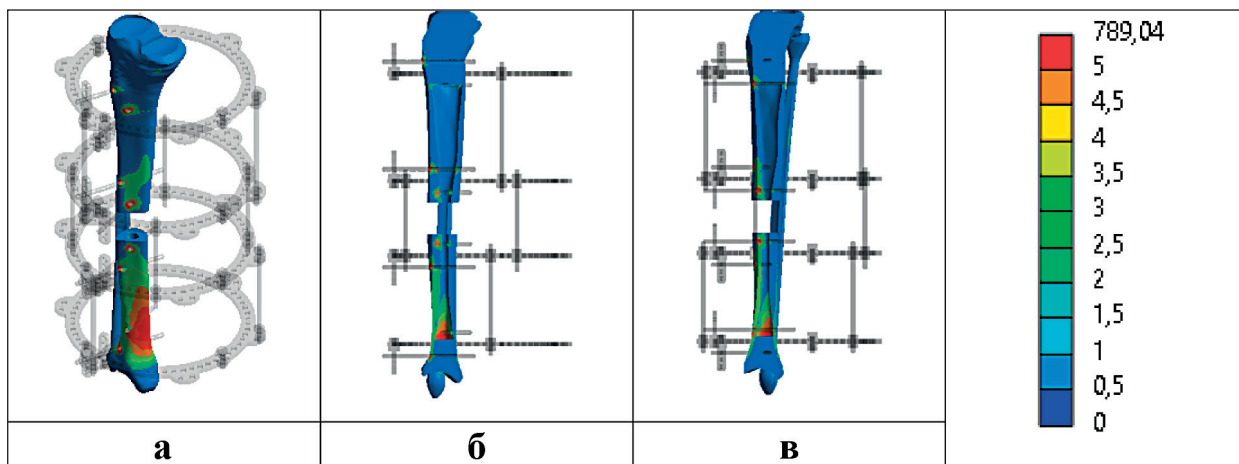


Рисунок 5 – Розподіл напружень в кісткових елементах моделі гомілки з дефектом великогомілкової кістки в середній третині. Остеосинтез АЗФ, стрижні під кутом 30°: а – загальний вид; б – вид медіального боку (перетин по фронтальним стрижням); в – вид медіального боку (перетин по кутовим стрижням).

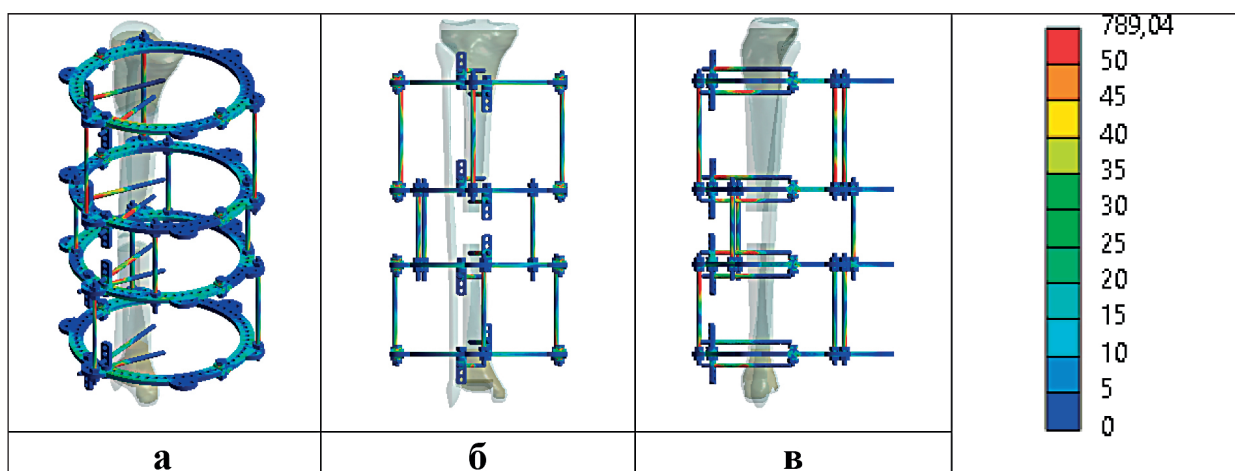


Рисунок 6 – Розподіл напружень в елементах АЗФ моделі гомілки з дефектом великогомілкової кістки в середній третині. Остеосинтез АЗФ стрижні під кутом 30°: а – загальний вид; б – вид у фронтальній площині; в – вид в сагітальній площині.

великогомілкової кістки, розподілялись рівномірно і були в межах від 12,4 МПа до 12,9 МПа. Напружено-деформований стан елементів АЗФ наведено на **рисунку 6**.

Серед фіксуючих стрижнів найбільш напруженими є стрижні, які утримують проксимальний фрагмент великогомілкової кістки. При цьому, максимальний рівень напружень 107,7 МПа визначено на самому нижньому стрижні 4 і на самому верхньому стрижні 1 – 105,5 МПа. Середні стрижні 2 і 3 напружені практично однаково – 83,1 МПа та 81,7 МПа, відповідно. Діапазон величин напружень на фіксуючих стрижнях дистального фрагменту великогомілкової кістки значно більш широкий і визначається від мінімального значення серед всіх стрижнів АЗФ – 38,5 МПа на стрижні 8 до максимального – 133,2 МПа на стрижні 6. Стосовно кільця АЗФ, то найбільш напруженим 178,0 МПа визначається проксимальне кільце, далі напруження знижуються на кожному наступному кільці і досягають мінімуму 135,1 МПа на дистальному. На з'єднувальних стрижнях мінімальний рівень напружень 83,8 МПа визначено в середній секції апарата, максимальне 115,5 МПа в верхній. Приблизно на тому ж рівні 114,3 МПа спостерігаються напруження на з'єднувальних стрижнях в нижній секції АЗФ.

На наступному етапі дослідження моделювали напружено-деформований стан з варіантом монтажу АЗФ з проведенням фіксуючих стрижнів під кутом 60°. Розподіл напружень в моделі наведено на **рисунку 7**.

При збільшенні кута проведення фіксуючих стрижнів до 60°, в порівнянні з попередньою моделлю, напруження навколо стрижнів, що утримують проксимальний фрагмент кістки, зростають навколо стрижнів 2, 3, 4 і визначаються в межах від 13,3 МПа до 15,1 МПа. При цьому, навколо стрижня 1 напруження знижуються до мінімального значення 8,9 МПа. В дистальному фрагменті напруження набувають максимального значення 18,4 МПа на стрижні 8, в той же час, навколо стрижнів 6 і 7 знижуються до позначок 14,1 МПа і 12,4 МПа, відповідно. Навколо стрижня 5 рівень залишається без змін – 15,1 МПа.

На **рисунку 8** наведено напружено-деформований стан елементів АЗФ.

На фіксуючих стрижнях проксимального фрагменту великогомілкової кістки, в порівнянні з попередньою моделлю визначено підвищення рівня напружень, який набуває максимуму 117,6 МПа на стрижні 4. Винятком є крайній верхній стрижень 1, на якому напруження знижуються практично в 1,5 рази до позначки 67,4 МПа. На стрижнях дистального фрагменту зміни розподілу напружень мають дія-

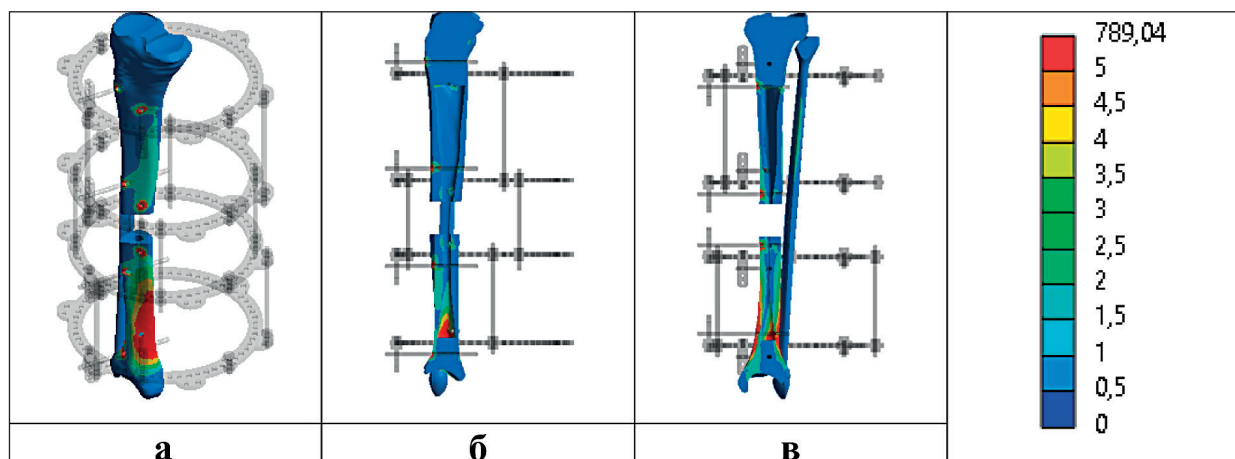


Рисунок 7 – Розподіл напружень в кісткових елементах моделі гомілки з дефектом великогомілкової кістки в середній третині. Остеосинтез АЗФ, стрижні під кутом 60°: а – загальний вид; б – вид медіального боку (перетин по фронтальним стрижням); в – вид медіального боку (перетин по кутовим стрижням).

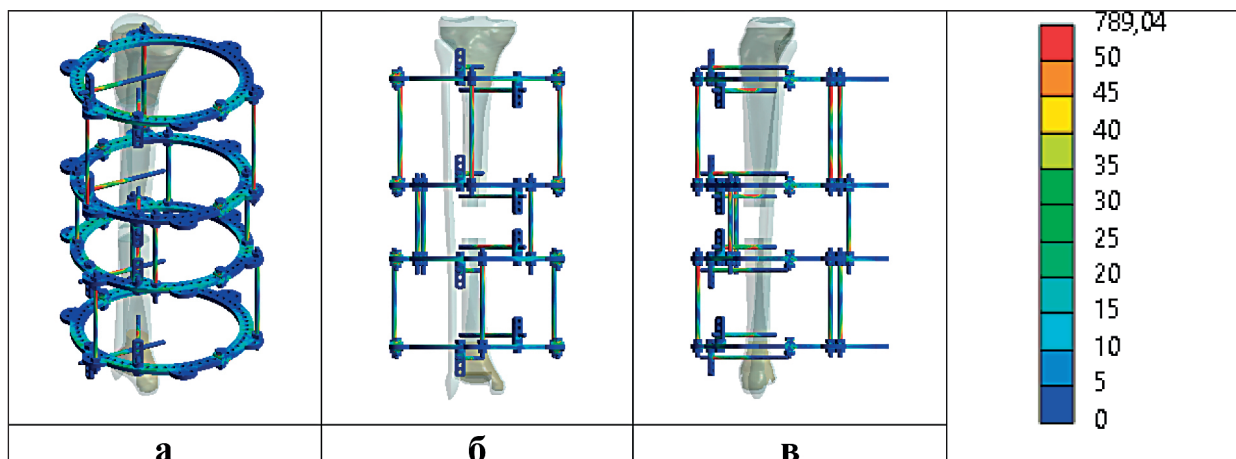


Рисунок 8 – Розподіл напружень в елементах АЗФ моделі гомілки з дефектом великогомілкової кістки в середній третині. Остеосинтез АЗФ, стрижні під кутом 60°: а – загальний вид; б – вид у фронтальній площині; в – вид в сагітальній площині.

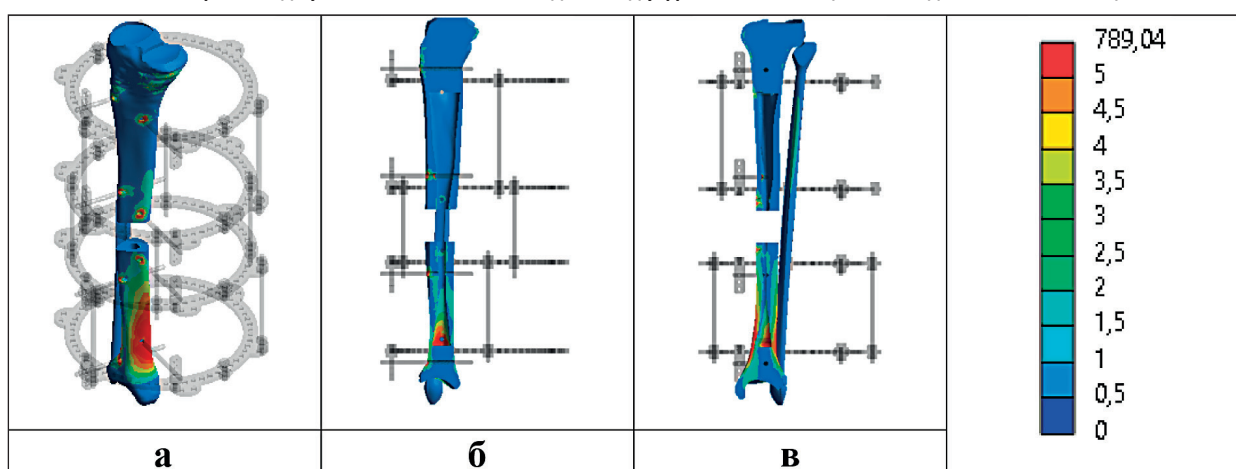


Рисунок 9 – Розподіл напружень в кісткових елементах моделі гомілки з дефектом великогомілкової кістки в середній третині. Остеосинтез АЗФ стрижні під кутом 90°: а – загальний вид; б – вид медіального боку (перетин по фронтальним стрижням); в – вид медіального боку (перетин по кутовим стрижням).

метрально протилежний характер, напруження знижуються на трьох верхніх стрижнях, де визначаються в межах від 63,5 МПа до 94,0 МПа, при цьому на крайньому нижньому стрижні 8 рівень напруження підвищується майже в 2 рази до позначки 65,8 МПа. Збільшення кута проведення фіксуючих стрижнів до 60° призводить до зниження рівня напружень в кільцях АЗФ. Максимальне значення напружень 158,9 МПа припадає на проксимальне кільце, на інших

кільцях величини напружень поступово знижуються і досягають мінімуму 117,0 МПа на дистальному кільці. На штангах, що з'єднують між собою кільця АЗФ, спостерігається вирівнювання величин напружень, які визначені в межах від 85,9 МПа до 88,8 МПа. Це відбувається за рахунок зниження рівня напружень на стрижнях верхньої і нижньої секції АЗФ і незначного підвищення в середній.

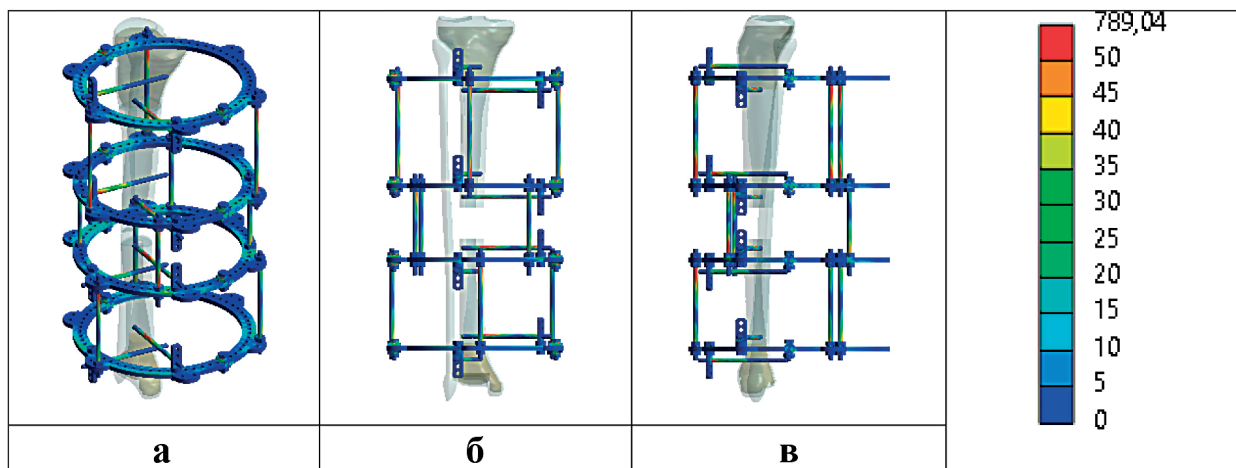


Рисунок 10 – Розподіл напружень в елементах АЗФ моделі гомілки з дефектом великогомілкової кістки в середній третині. Остеосинтез АЗФ, стрижні під кутом 90°: а – загальний вид; б – вид у фронтальній площині; в – вид в сагітальній площині.

**Таблиця 3 – Величини напружень в контрольних точках кісткових елементів моделей в залежності від варіанта монтажу АЗФ**

№	Контрольні точки	Напруження, МПа		
		кут 30°	кут 60°	кут 90°
1	вхід стрижня 1	10,0	8,9	6,1
2	вхід стрижня 2	12,4	13,3	16,3
3	вхід стрижня 3	12,6	15,1	9,8
4	вхід стрижня 4	12,9	14,6	13,1
5	вхід стрижня 5	15,1	15,1	11,5
6	вхід стрижня 6	14,7	14,1	7,7
7	вхід стрижня 7	15,2	12,4	10,0
8	вхід стрижня 8	12,4	18,4	19,0

На завершальному етапі роботи вивчали розподіл напружень в моделі гомілки з дефектом великогемілкової кістки з проведенням фіксуючих стрижнів під кутом 90°. Напружено-деформований стан кісткових елементів моделі наведено на **рисунок 9**.

При проведенні стрижнів під кутом 90° під впливом згинаючого навантаження, що діє у фронтальній площині, спостерігали найнижчий рівень напружень серед всіх інших варіантів навколо 5 фіксуючих стрижнів 1, 3, 5-7. Найвищий рівень напруження визначався навколо стрижнів 2 і 8 – 16,3 МПа та 19,0 МПа. Навколо стрижня 4, напруження величиною 13,1 МПа було вище за модель зі стрижнями під кутом 30° і нижче за модель з проведенням стрижнів під кутом 60°. Напружено-деформований стан елементів АЗФ представлено на **рисунок 10**.

Розподіл напружень на фіксуючих стрижнях повністю корелює з розподілом напружень в кістковій тканині навколо них. Також напруження знижуються до мінімальних значень серед всіх моделей на стрижнях 1, 3, 5-7 і підвищуються на стрижні 8. Єдина відмінність є в тому, що проміжні значення напружень визначаються на стрижнях 2 і 4. Максимальні напруження 111,4 МПа припадають на стрижень 4, мінімальні 43,4 МПа – на стрижень 5. Напруження на кільцях АЗФ визначені на мінімальному рівні серед

всіх варіантів монтажу і спостерігаються в діапазоні від 96,1 МПа до 140,1 МПа. Також до мінімального рівня знижується рівень напружень і в з'єднувальних штангах з максимумом 85,1 МПа в верхній секції і мінімумом 72,8 МПа в нижній.

Величини напружень в кісткових елементах моделей в залежності від варіанту монтажу АЗФ наведені в **таблиці 3**.

Діаграма, яка наведена на **рисунок 11** надає уявлення про співвідношення величин напружень кісткових елементів моделей в залежності від варіанту монтажу АЗФ.

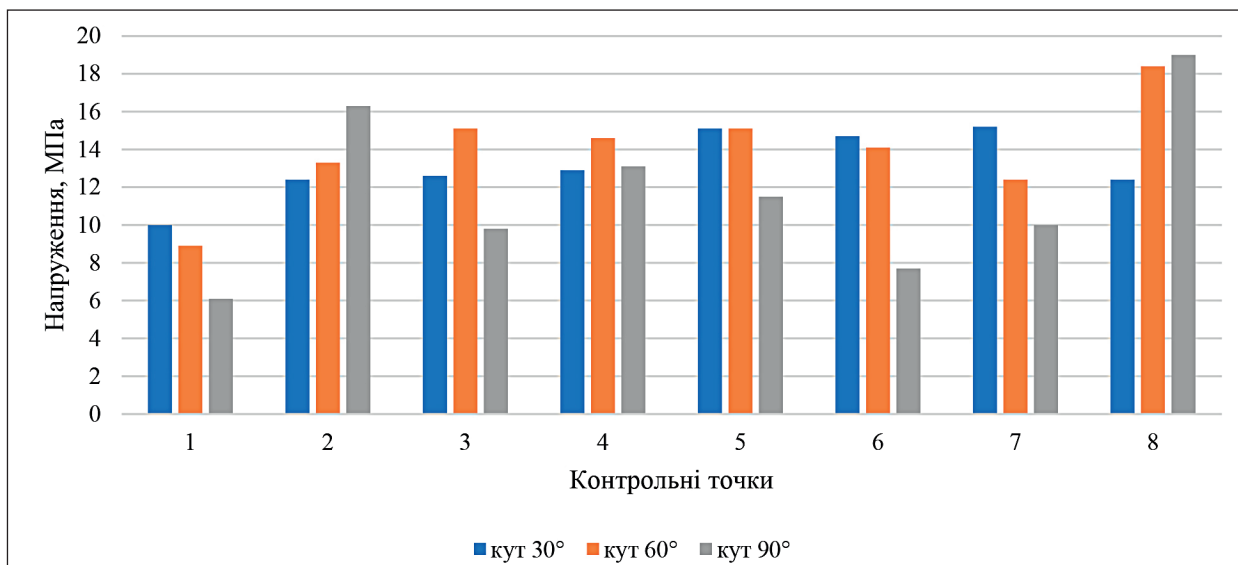
Результати моделювання показали, що під впливом згинаючого навантаження, що діє у фронтальній площині, монтаж АЗФ при проведенні фіксуючих стрижнів під кутом 90° забезпечує найнижчий рівень напружень навколо п'яти з восьми стрижнів, при цьому навколо стрижнів 2 і 8 напруження сягають максимальних значень серед всіх моделей. Це визначає максимальний діапазон напружень від 6,1 МПа до 19,0 МПа в кістковій тканині. Особливо несприятливим є те, що високі перепади напружень визначаються навколо стрижнів в одній парі, що може призвести до бути мікрофрактуризації в кістковій тканині і як наслідок втрати стабільності.

Дані про величини напружень в елементах АЗФ, в залежності від варіанту їх монтажу, наведені в **таблиці 4**.

Наочне уявлення про співвідношення величин напружень в елементах АЗФ в залежності від варіанту їх монтажу надає діаграма, яка наведена на **рисунок 12**.

Стосовно рівня напружень в елементах АЗФ в залежності від варіанту монтажу спостерігається зворотна залежність, чим більше величина кута між фіксуючими стрижнями, тим нижче рівень напружень в елементах АЗФ. Виняток складають тільки фіксуючі стрижні 2 і 8 на яких зміни величини напружень мають протилежну спрямованість.

Реконструкція дефектів довгих кісток з застосуванням АЗФ, не дивлячись на свою давню історію, залишається вживаним способом. Кістковий транспорт за допомогою зовнішніх конструкцій харак-



**Рисунок 11 – Діаграма величин напружень в контрольних точках кісткових елементів моделей в залежності від варіанту монтажу АЗФ.**

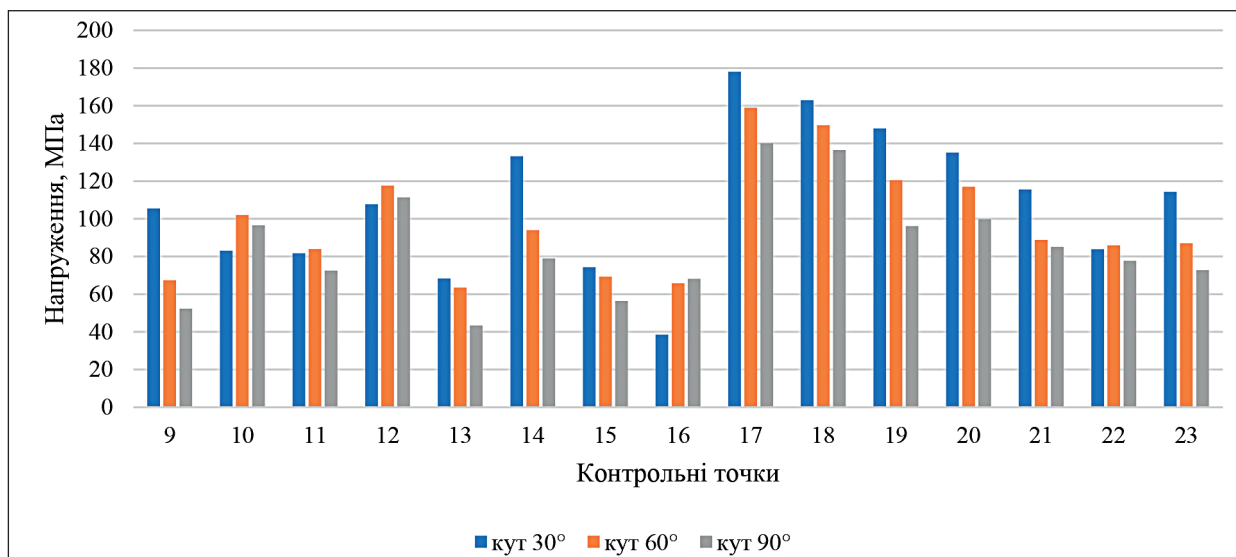


Рисунок 12 – Діаграма величин напружень в елементах АЗФ в залежності від варіанта їх монтажу.

Таблиця 4 – Величини напружень в контрольних точках елементів АЗФ моделей в залежності від варіанта їх монтажу

Контрольні точки		Напруження, МПа		
№	Ділянка	кут 30°	кут 60°	кут 90°
9	стрижень 1	105,5	67,4	52,3
10	стрижень 2	83,1	102	96,5
11	стрижень 3	81,7	83,9	72,5
12	стрижень 4	107,7	117,6	111,4
13	стрижень 5	68,3	63,5	43,4
14	стрижень 6	133,2	94,0	79,0
15	стрижень 7	74,3	69,3	56,4
16	стрижень 8	38,5	65,8	68,2
17	верхнє кільце	178,0	158,9	140,1
18	верхньо-середнє кільце	162,9	149,6	136,5
19	нижньо-середнє кільце	147,9	120,5	96,1
20	нижнє кільце	135,1	117,0	99,8
21	з'єднувальні стрижні верхнього блоку	115,5	88,8	85,1
22	з'єднувальні стрижні середнього блоку	83,8	85,9	77,7
23	з'єднувальні стрижні нижнього блоку	114,3	87,0	72,8

теризується такими перевагами, як позавогнещева стабілізація відламків та можливість активного динамічного спостереження без додаткових інвазивних втручань, серед недоліків – конфлікт між стержем, м'якими та кістковою тканинами, що при довготривалому використанні призводить до інфікування в місці проведення стрижня (65,96%) та розвитку контрактур суміжних суглобів (23,76%) [12, 13].

Важливе значення в забезпеченні результатів лікування при застосуванні АЗФ має жорсткість системи, яка залежить від характеристик зовнішньої конструкції та взаємозв'язку «кістка-стрижень» [14].

Стосовно зовнішніх конструкцій продовжуються біомеханічні дослідження їх геометрії та матеріалів з яких вони виготовляються. Протягом останніх кіль-

кох років дослідники, окрім проведення експериментальних випробувань, все частіше використовують переваги 3D-моделювання та числового аналізу, щоб отримати повноцінну картину поведінки фіксатора та його компонентів під час навантаження [15, 16].

Важливим сучасним напрямком є в визначення оптимальних умов для забезпечення взаємозв'язку «кістка-стрижень» (pin-bone interface), який включає різнонаправлені дослідження: біомеханічні (розподіл напружень на стрижнях та кістковій тканині), оптимізація техніки установки стрижня (швидкість введення та діаметр отвору під внутрішньокісткову конструкцію), біологічні реакції (стан кісткової тканини в місці введення металевої конструкції) [17, 18].

Актуальним питання є оптимізація конструктивних характеристик стрижнів, їх кількості та кут введення [19].

Поряд з удосконаленням технічних характеристик стрижнів, сформувався цілий напрямок, метою якого є зниження ризику порушення міцності з'єднання кістка-штифт шляхом використання різноманітних композитних матеріалів для покриття частин металевих конструкцій, які контактують з кісткою [20].

Таким чином, приймаючи до уваги сучасні досягнення в технології застосування АЗФ, залишається цілий ряд невирішених питань, які потребують подальшого вивчення.

**Висновки.** При дії згинаючого навантаження у фронтальній площині монтаж АЗФ із проведенням фіксуючих стрижнів під кутом 90° забезпечує найнижчий рівень напружень в кістковій тканині великогомілкової кістки та елементах АЗФ і найбільш ефективно протидіє згинаючим навантаженням у фронтальній площині. Значні перепади напружень у зоні однієї пари стрижнів можуть створювати несприятливі умови для кісткової тканини та підвищувати ризик формування тріщин між ними, що приведе до втрати стабільності.

**Перспективи подальших досліджень.**

Матеріали приведені в статті є частиною великого дослідження, яке припускає подальше дослідження системи «АЗФ – кістка» під впливом навантажень на стиск та кручення.

## Література

- Schaffler BC, Konda SR. Tibial bone loss. *OTA Int.* 2024;7(4):315. DOI: <https://doi.org/10.1097/OI9.0000000000000315>
- Rodionov A, Nosivets D, Bets V, Voronets V, Denysiuk M. Khirurgichne likuvannya defektiv kistok kintsivok pislya vohnepalnykh poranen. *Ortopediya, travmatolohiya ta protezuvannya.* 2024;4:76-81. DOI: <https://doi.org/10.15674/0030-59872024476-81> [in Ukrainian]
- Guryev S, Hariian S, Kushnir V, Tsybul'skiy O. Analysis of the practical application of surgical treatment technologies in victims with long bone defects depending on the size of the defect. *Trauma.* 2026;1(27): 48-52. DOI: <https://doi.org/10.22141/1608-1706.1.27.2026.1065>
- Rosslbroich SB, Oh CW, Kern T, Mukhopadhaya J, Raschke MJ, Kneser U, et al. Current Management of Diaphyseal Long Bone Defects-A Multidisciplinary and International Perspective. *J Clin Med.* 2023;12(19):6283. DOI: <https://doi.org/10.3390/jcm12196283>
- Ferreira N, Tanwar YS. Systematic Approach to the Management of Post-traumatic Segmental Diaphyseal Long Bone Defects: Treatment Algorithm and Comprehensive Classification System. *Strategies Trauma Limb Reconstr.* 2020;15(2):106-116. DOI: <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10080-1466>
- Buryanov O, Kvasha V, Kuprii V, Sobolevskiy Y, Chornyi V, Hliba H, et al. Modern Technologies for Bone Defect Replacment (Literature Review). *OTP.* 2024;1:79-88. DOI: <https://doi.org/10.15674/0030-59872024179-88>
- Buryanov OA, Kvasha VP, Hliba HH, Karpinsky MYu, Yaresko OV. Analiz rozpodilu napruzhen pid vplyvom styskayuchoho navantazhennya v modeli homilky z bahatoulamkovym perelomom proksymalnoho kintsya velykohomilkovoyi kistky pry riznykh variantakh osteosintezy. *Visnyk problem biolohiyi i medytyny.* 2025;2(177):329-343. DOI: <https://doi.org/10.29254/2077-4214-2025-2-177-329-343> [in Ukrainian].
- Berezovsky VA, Kolotylov NN. Biofizychni kharakterystyky tkany lyudyny. Kyiv: Naukova dumka; 1990. 224 s. [in Ukrainian].
- Stroyev MYu, Berezka MI, Hryhoruk VV, Karpinsky MYu, Yaresko OV. Efektivnist protydyi navantazhennam na kruchennya riznykh variantiv osteosintezy vidlamkiv homilky pry yiyi perelomi v verkhniy tretyni diafizu (za danymy matematychno modelyuvannya). *Ortopediya, travmatolohiya i protezuvannya.* 2022;3-4:45-51. DOI: <https://doi.org/10.15674/0030-598720223-445-51> [in Ukrainian]
- Gere JM, Timoshenko SP. *Mechanics of Material.* Boston: PWS Press; 1997. 912 s.
- Rao SS. *The Finite Element Method in Engineering.* Oxford: Butterworth-Heinemann. 2017. 782 s.
- Hadeed A, Wernitz RL, Varacallo MA. *External Fixation Principles and Overview.* Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2026. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK547694/>
- Tanasienko PV, Kolov HB. Infectious complications of external fixation in patients with polytrauma. *Reports of Vinnytsia National Medical University.* 2023;27(3):402-405. DOI: [https://doi.org/10.31393/reports-vnmedical-2023-27\(3\)-08](https://doi.org/10.31393/reports-vnmedical-2023-27(3)-08)
- Banerjee A, Biberthaler P, Shanmugasundaram S, editors. *Handbook of Orthopaedic Trauma Implantology.* Singapore: Springer; 2023. Chapter 1, Principles and Overview of External Fixators in Orthopaedic Traumatology; p. 1-23. DOI: [https://doi.org/10.1007/978-981-15-6278-5\\_16-2](https://doi.org/10.1007/978-981-15-6278-5_16-2)
- Pervan N, Mešić E, Muminović AJ, Muratović E, Delic M. Analysis of Biomechanical Characteristics of External Fixators with Steel and Composite Frames during Anterior-Posterior Bending. *Appl. Sci.* 2023;13:8621. DOI: <https://doi.org/10.3390/app13158621>
- Sellahewa T, Weerasinghe C, Silva P. Biomechanical Evaluation Method to Optimize External Fixator Configuration in Long Bone Fractures—Conceptual Model and Experimental Validation Using Pilot Study. *Appl. Sci.* 2021;11(18):8481. DOI: <https://doi.org/10.3390/app11188481>
- Frank FA, Stubbs D, Ferguson JY, McNally M. A practical definition of pin site infection. *Injury.* 2024;55(2):111230. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.injury.2023.111230>
- Moon TJ, Moyal AJ, Smith KL, Fanaeian E, Suponnic MB, Weatherford B, et al. Pin Site-Related Outcomes After Temporary Staging External Fixator Pin Placement Using the Self-Drilling Pin Insertion Technique. *J Orthop Trauma.* 2025;39(6):283-287. DOI: <https://doi.org/10.1097/BOT.00000000000002977>
- Klemeit A, Weber A, Bouraueel C, Welle K, Burger C, Schildberg FA, et al. The Influence of Sagittal Pin Angulation on the Stiffness and Pull-Out Strength of a Monolateral Fixator Construct. *Bioengineering (Basel).* 2023;10(8):982. DOI: <https://doi.org/10.3390/bioengineering10080982>
- Mutsuzaki H, Yanagisawa Y, Noguchi H, Ito A, Yamazaki M. Potential of Titanium Pins Coated with Fibroblast Growth Factor-2-Calcium Phosphate Composite Layers to Reduce the Risk of Impaired Bone-Pin Interface Strength in the External Fixation of Distal Radius Fractures. *J Clin Med.* 2024;13(11):3040. DOI: <https://doi.org/10.3390/jcm13113040>

### НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНІЙ СТАН МОДЕЛІ ГОМІЛКИ З ДЕФЕКТОМ ВЕЛИКОГОМІЛКОВОЇ КІСТКИ ПІД ВПЛИВОМ ЗГІНАЮЧОГО НАВАНТАЖЕННЯ, ЩО ДІЄ У ФРОНТАЛЬНІЙ ПЛОЩИНІ, ПРИ РІЗНИХ КУТАХ ПРОВЕДЕННЯ СТРИЖНІВ

Бур'янов О. А., Кваша В. П., Пасенко М. С., Заговенко М. А., Карпінський М. Ю., Яресько О. В.

**Резюме.** Відкриті переломи великогомілкової кістки займають одне із перших місць і складають близько 68%, що зумовлено частотою переломів великогомілкової кістки порівняно з іншими довгими кістками, так і природною обмеженістю м'яких тканин. Втрата кісткової маси великогомілкової кістки (первинна та вторинна) складає близько 11,4% в мирний час. Під час бойових дій, загалом зростає частка ушкодження нижніх кінцівок (від 44 до 70%) серед усіх травм опорно-рухового апарату і відповідно (близько 80%) з наявністю кісткового дефекту різного розміру, серед яких переважають дефекти довжиною 5 до 15,9 сантиметрів (67,4%).

Мета – дослідити напружено-деформований стан моделі гомілки з дефектом великогомілкової кістки при різних варіантах позавогнещевого остеосинтезу під впливом згинаючого навантаження, що діє у фронтальній площині.

У середній третині великогомілкової кістки моделювали дефект довжиною 5 см. Вивчали стабілізацію великогомілкової кістки апаратом зовнішньої фіксації при трьох варіантах проведення стрижнів під кутами 30°, 60° і 90°, діаметром 8 мм під впливом згинаючого навантаження, що діє у фронтальній площині.

Під впливом згинаючого навантаження, що діє у фронтальній площині, монтаж АЗФ з проведенням фіксуєчих стрижнів під кутом 30° викликає в кістковій тканині напруження максимального рівня в стрижнях, які утримують дистальний фрагмент великогомілкової кістки. При збільшенні кута до 60° напруження навколо стрижнів, що утримують проксимальний фрагмент кістки, зростають і визначаються в межах від 13,3 МПа до 15,1 МПа. При проведенні стрижнів під кутом 90° спостерігали найнижчий рівень напружень серед всіх інших варіантів навколо 5 фіксуєчих стрижнів.

При дії згинаючого навантаження у фронтальній площині монтаж АЗФ із проведенням фіксуєчих стрижнів під кутом 90° забезпечує найнижчий рівень напружень в кістковій тканині великогомілкової кістки та елементах АЗФ і найбільш ефективно протидіє згинаючим навантаженням у фронтальній площині.

**Ключові слова:** кістковий дефект, кістковий транспорт, позавогнещевий остеосинтез, напружено-деформований стан моделі.

**STRESS-STRAIN STATE OF A MODEL OF A LOWER LEG WITH A TIBIAL DEFECT UNDER THE INFLUENCE OF A BENDING LOAD ACTING IN THE FRONTAL PLANE AT DIFFERENT ANGLES OF ROD INSERTION**

Buryanov O. A., Kvasha V. P., Pasenko M. S., Zahovenko M. A., Karpinsky M. Yu., Yaresko O. V.

**Abstract.** Open fractures of the magnum occupy one of the leading places and account for about 68%, which is reflected by the frequency of fractures of the magnum being equal to that of other long cysts, as well as natural interconnectivity of soft tissues. The consumption of the cerebrospinal mass (primary and secondary) is approximately 11.4% in peacetime. During the hour of combat operations, the incidence of injuries to the lower ends (from 44 to 70%) of all injuries to the musculoskeletal system and pelvis increases (about 80%) due to the presence of a bone defect of various in size, among them, defects of up to 5 to 15.9 centimeters (67.4%) prevail.

Aim is to investigate the stress-strain state of a model of a lower leg with a tibial defect with different options for extra-articular osteosynthesis under the influence of a bending load acting in the frontal plane.

In the middle third of the magnum cyst, a defect of up to 5 cm was modeled. Stabilization of the magma cyst was carried out using an external fixation device using three options for cutting under cuts of 30°, 60° and 90°, with a diameter of 8 mm under infusion of the dying vantage that exists at the frontal plane.

Under the influx of decaying tension that operates at the frontal plane, the installation of ADF with the holding of fixing clips under 30° creates tension in the brush tissue of the maximum level in the clips, which flatten the distal fragment of the magnum. When the cut is increased to 60°, the stresses around the struts, which reduce the proximal fragment of the brush, grow and are measured in the range of 13.3 MPa to 15.1 MPa. When carrying out the shears at 90°, the lowest level of tension was maintained among all other options for about 5 fixing shears.

In case of permanent tension at the frontal plane, the installation of the ADF by carrying out the fixing shears at 90° will ensure the lowest level of tension in the brush tissue of the large fiber brush and elements ADF is most effective in preventing decaying lesions at the frontal plane.

**Key words:** bone defect, bone transport, extra-focal osteosynthesis, stress-strain state of the model.

**ORCID автора та його внесок до статті:**Buryanov O. A.: <https://orcid.org/0000-0002-2174-1882><sup>F</sup>Kvasha V. P.: <https://orcid.org/0000-0002-7444-6289><sup>A</sup>Pasenko M. S.: <https://orcid.org/0000-0003-1281-5170><sup>E</sup>Zahovenko M. A.: <https://orcid.org/0009-0001-8889-1121><sup>B</sup>Karpinsky M. Yu.: <https://orcid.org/0000-0002-3004-2610><sup>D</sup>Yaresko O. V.: <https://orcid.org/0000-0002-2037-5964><sup>B</sup>**Конфлікт інтересів:**

Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

**Адреса для кореспонденції**

Кваша Володимир Петрович

Національний медичний університет імені О.О. Богомольця

Україна, 01601, м. Київ, бульвар Тараса Шевченка 13

Тел.: 0503816557

E-mail: [vlkvash@ukr.net](mailto:vlkvash@ukr.net)

А – концепція роботи та дизайн, В – збір та аналіз даних, С – відповідальність за статичний аналіз, D – написання статті, E – критичний огляд, F – остаточне затвердження статті.

Ця стаття розповсюджується на умовах ліцензії **Creative Commons Attribution (CC-BY)**, яка дозволяє не-обмежене використання, поширення та відтворення в будь-якому форматі за умови належного цитування оригінальної роботи © Всі автори, 2026

Стаття надійшла 23.01.2026 року  
Стаття прийнята до друку 01.05.2026 року  
Опубліковано 27.05.2026 року