

УДК 617.582-089.853:616.718.4-007.251]:004.942](045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872026361-68>

## Порівняльний аналіз напружено-деформованого стану моделі стегнової кістки з ревізійною ніжкою після віконної остеотомії залежно від довжини ніжки

Є. В. Олінкевич

ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України», Харків

*The question of the optimal length of a revision stem following extended proximal osteotomy (EPO) — and its direct impact on the stress-strain state of the bone — implant — wire system — remains insufficiently studied from a biomechanical perspective, potentially increasing the risk of mechanical complications. Objective. To conduct a comparative analysis of stress values in a model of the femur with a revision stem following a window osteotomy, depending on the length of the prosthesis stem. Methods. A three-dimensional finite-element model of the femur with a revision stem following a window osteotomy was developed using SolidWorks and ANSYS software packages. Three stem length variants were investigated: 1, 3 and 5 cm below the lower edge of the opening. The bone fragment was fixed with two turns of 1.5 mm diameter cerclage wire. The model was loaded with a force of 1,100 N on the head and 468 N on the greater trochanter, corresponding to single-leg standing; the maximum stresses in the bone and metal elements were recorded. Results. The length of the stem had virtually no effect on the stresses in the bone (differences of 1–2 per cent), with the exception of the lower edge of the bore, where the stress decreased by 19 per cent (from 19.2 to 15.5 MPa) for an overlap of 5 cm. Stresses in the cerclage wire remained low (152.0–154.9 MPa) regardless of the length of the leg. With a 5 cm overlap, the stresses in the neck and proximal part of the stem were minimal; however, at the distal end of the stem, they increased almost tenfold (from 16.8 to 180.0 MPa), without exceeding the tensile strength of titanium. Conclusions. A revision stem with an overlap of at least 5 cm at the lower edge of the osteotomy window ensures minimal stress levels in the most vulnerable areas — along the lower edge of the opening and in the cerclage wire — without compromising the mechanical integrity of the structure. Compared with ETO, a window osteotomy places significantly less load on the fixation wire, allowing for single-level bone fixation. Keywords. Revision hip arthroplasty, windowed osteotomy, revision stem length, cerclage wire, finite element analysis.*

*Питання оптимальності вибору довжини ревізійної ніжки після розширеної проксимальної остеотомії (ЕТО) та її безпосереднього впливу на напружено-деформований стан системи «кістка – ендопротез – дріт» залишається маловивченим із біомеханічної точки зору, що потенційно підвищує ризики механічних ускладнень. Мета. Провести порівняльний аналіз величин напружень у моделі стегнової кістки з ревізійною ніжкою після віконної остеотомії залежно від довжини ніжки ендопротеза. Методи. Розроблено тривимірну скінченно-елементну модель стегнової кістки з ревізійною ніжкою після віконної остеотомії в програмних комплексах SolidWorks та ANSYS. Досліджено три варіанти її довжини: на 1, 3 та 5 см нижче нижнього зрізу отвору. Кістковий фрагмент фіксовано двома витками серкляжного дроту діаметром 1,5 мм. Модель навантажували силою 1 100 Н на головку та 468 Н на великий вертлюг, що відповідає одноопорному стоянню; фіксували максимальні напруження в кісткових і металевих елементах. Результати. Довжина ніжки практично не впливала на напруження в кістці (відмінності 1–2 %), за винятком нижнього зрізу отвору, де напруження знизилося на 19 % (з 19,2 до 15,5 МПа) за перекриття 5 см. Напруження в серкляжному дроті залишалися низькими (152,0–154,9 МПа) незалежно від довжини ніжки. За умов перекриття 5 см напруження в шийці та проксимальній частині ніжки були мінімальними, проте на дистальному кінці зросли практично в 10 разів (з 16,8 до 180,0 МПа), не перевищуючи межі міцності титану. Висновки. Ревізійна ніжка з перекриттям нижнього зрізу вікна остеотомії щонайменше на 5 см забезпечує мінімальний рівень напружень у найбільш вразливих ділянках — по нижньому зрізу отвору та в серкляжному дроті — без ризику для механічної цілісності конструкції. Порівняно з ЕТО, віконна остеотомія створює суттєво менше навантаження на фіксувальний дріт, дозволяючи обмежитися однорівневою кістковою фіксацією.*

**Ключові слова.** Ревізійне ендопротезування кульшового суглоба, віконна остеотомія, довжина ревізійної ніжки, серкляжний дріт, скінченно-елементний аналіз

## Вступ

Ревізійне ендопротезування кульшового суглоба є технічно складним втручанням, потреба в якому пропорційно зростає разом із збільшенням кількості первинних протезувань. Однією з основних проблем ревізійного втручання є видалення добре фіксованого стегнового компонента ендопротеза, його зламаного фрагмента або залишків цементної мантії в разі інфекційних ускладнень або переломів ніжок ендопротеза, особливо коли менш травматичні методи екстракції виявляються неефективними.

У таких випадках хірург вимушений розширювати доступ до кістковомозкового каналу стегнової кістки, обираючи між двома основними методами: розширеною проксимальною остеотомією (Extended Trochanteric Osteotomy, ЕТО) та віконною остеотомією, яка передбачає створення кіркового «вікна» на передній або передньобічальній поверхні стегнової кістки для видалення стегнового компонента чи цементу.

На відміну від ЕТО, яка забезпечує широкий доступ до каналу, віконна остеотомія є менш травматичним методом зі збереженням великого вертлюга та абдукторного механізму [1–3]. Вона ефективна під час видалення дистальної цементної мантії та фрагментів зламаних ніжок. У той самий час ЕТО залишається кращим варіантом у разі видалення повнопокритих безцементних ніжок, за наявності масивної цементної мантії або коли інші методи були неефективними [4–6].

Щодо питання консолідації остеотомованого фрагмента, то наявні клінічні дослідження повідомляють про високі показники зрощення кісткового фрагмента після виконання віконної остеотомії, також відмічається збереження стабільності ревізійного компонента в середньо- та довгостроковій перспективі [1, 2, 7].

У попередній нашій роботі щодо варіантів фіксації кісткового фрагмента серкляжним дротом після ЕТО було доведено, що дворівнева фіксація дозволяє вдвічі знизити рівень напружень у дроті порівняно з однорівневою, забезпечуючи стабільність без ризику перевищення межі міцності хірургічної сталі [8].

Залишається відкритим питання вибору оптимальної довжини ревізійної ніжки в разі застосування менш травматичної віконної остеотомії. Адже геометрія та розміри кісткового дефекту під час використання цих методик відрізняються, що потенційно може зменшувати ризики після-

операційних ускладнень, особливо, перипротезних переломів на межі зони остеотомії.

Ми припускаємо, що менший розмір дефекту і збереження навколишньої кіркової кістки за цієї техніки можуть забезпечувати інший, більш сприятливий біомеханічний профіль напружень.

Незважаючи на значний клінічний досвід застосування віконної остеотомії та численні біомеханічні дослідження довжини ніжки в разі первинного й конверсійного ендопротезування [9, 10], інформація щодо впливу довжини ревізійної ніжки безпосередньо відносно рівня віконної остеотомії на напружено-деформований стан (НДС) стегнової кістки, ендопротеза та фіксувального серкляжного дроту в доступній літературі практично відсутня.

З огляду на це, ми вважаємо, що неоптимальний вибір довжини ревізійної ніжки після віконної остеотомії може підвищувати ризик післяопераційних ускладнень, що робить це питання практично значущим і потребує формулювання доказово обґрунтованих рекомендацій щодо вибору довжини ревізійної ніжки в подібних клінічних ситуаціях.

*Мета:* провести порівняльний аналіз величин напружень у моделі стегнової кістки з ревізійною ніжкою після віконної остеотомії залежно від довжини ніжки ендопротеза.

## Матеріал і методи

Дослідження схвалене локальним комітетом з біоетики відповідно до чинних норм законодавства України (протокол № 267 від 10.08.2026 р.).

Розроблено базову скінченно-елементну модель стегнової кістки в лабораторії біомеханіки з ревізійною ніжкою, встановленою після віконної остеотомії для видалення первинного ендопротеза. Модель містила стегнову кістку, ревізійну ніжку, кістковий фрагмент, серкляжний дріт.

На базовій моделі моделювали три варіанти довжини ніжки ендопротеза: на 1 см, на 3 та 5 нижче нижнього зрізу отвору (рис. 1). Відокремлений за резекції кістковий фрагмент фіксували двома витками серкляжного дроту діаметром 1,5 мм. Між кістковим фрагментом і стегною кісткою моделювали прошарок міжуламкового регенерату.

За літературними даними для математичного моделювання обрано механічні властивості біологічних тканин (кіркова та губчаста кістки, хрящ) [11–18]. Матеріал елементів ендопротеза — титан, головки — хірургічна сталь. Механічні характеристики штучних матеріалів обирали за даними технічної літератури [19–21] (табл. 1).

Навантаження моделі відповідало умовам одноопорного стояння: розподілену силу вели-

чиною 1 100 Н прикладали до головки стегнової кістки, а силу дії абдукторів стегна величиною 468 Н — до ділянки великого вертлюга [22]. Стопу моделі жорстко фіксували по опорній поверхні. Схему навантаження моделей наведено на рис. 2.

Для зіставлення показників напружень у досліджуваних моделях визначили контрольні точки, у яких здійснювали відповідні вимірювання. Їхнє розташування схематично зображено на рис. 3.

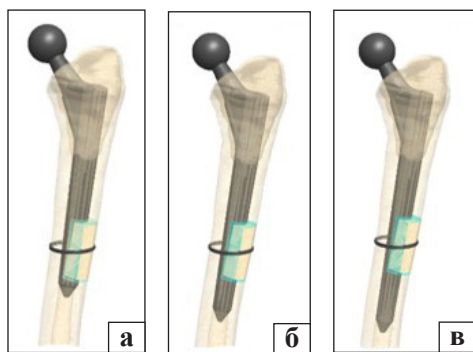


Рис. 1. Варіанти моделей з різною довжиною ніжки ендопротеза за нижче нижнього зрізу отвору: а) на 1 см; б) на 3 см; в) на 5 см

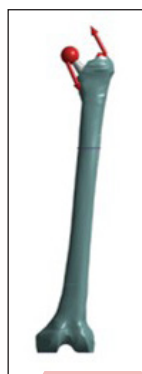


Рис. 2. Схема навантаження моделі

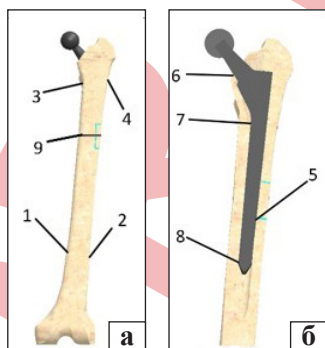


Рис. 3. Схема розташування контрольних точок: а) зовні; б) в середині (1) дистальний кінець медіальний бік; 2) дистальний кінець латеральний бік; 3) проксимальний кінець медіальний бік; 4) кістковий фрагмент; 5) нижній зріз отвору; 6) шийка ендопротеза; 7) проксимальний кінець ніжки; 8) дистальний кінець ніжки; 9) дріт

Фіксували максимальні значення напружень, які виникали в кісткових елементах і металевих конструкціях. Побудова моделі здійснювалась у програмному середовищі SolidWorks [23], а розрахунок напружено-деформованого стану моделей проводили за допомогою програми ANSYS [24].

## Результати

На першому етапі оцінювали НДС моделі стегнової кістки з ревізійною ніжкою після віконної остеотомії за умови розташування ніжки на сантиметр нижче нижнього краю отвору. Характер розподілу напружень у цій моделі подано на рис. 4.

Проведене моделювання показало, що за такої довжини ніжки ендопротеза найвищі значення напружень виникають у дистальній ділянці діяфізу стегнової кістки: 49,3 МПа з медіального боку та 44,9 МПа з латерального. Найнижчий рівень напружень (6,0 МПа) зафіксовано в кістковому фрагменті, що пояснюється наявністю м'якого прошарку у вигляді міжуламкового регенерату між стегновою кісткою та кістковим клаптом, який виконує амортизуючу роль, а також блокуючою дією кістки вище й нижче відокремленого клаптя.

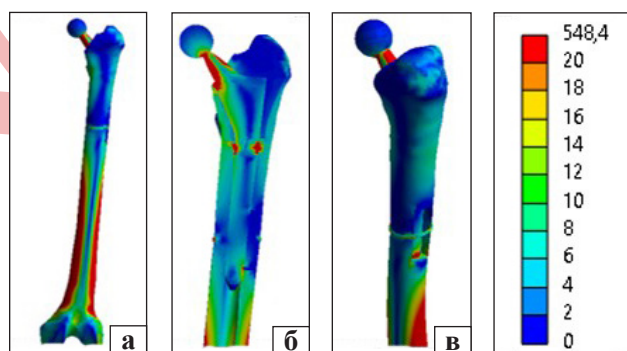


Рис. 4. Розподіл напружень в моделі з довжиною ніжки на 1 см нижче нижнього зрізу отвору, вигляд: а) у фронтальній площині; б) в перетині; в) без кісткового клаптя

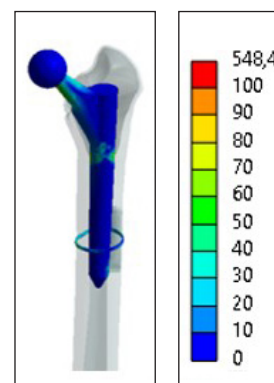


Рис. 5. Розподіл напружень в ендопротезі з довжиною ніжки на 1 см нижче нижнього зрізу отвору

Підтвердженням цього є показник напруження по нижньому краю отвору — 19,2 МПа, що втричі перевищує напруження в кістковому фрагменті. У проксимальному відділі кістки з медіального боку зафіксовано напруження на рівні 16,2 МПа.

Щодо ніжки ендопротеза, то максимальні значення напружень зафіксовано в проксимальній частині (178,3 МПа) та в її шийці (170,9 МПа). На дистальному кінці рівень напружень значно нижчий і становить 16,8 МПа. Напруження на серкляжному дроті при цьому не перевищують 152,2 МПа, що пов'язано з незначним впливом

ніжки ендопротеза на відокремлений кістковий фрагмент. Розподіл напружень у металевих елементах моделі показано на рис. 5.

На другому етапі дослідження аналізували розподіл напружень у моделі з довжиною ніжки на 3 см нижче нижнього краю отвору. Відповідний напружено-деформований стан наведено на рис. 6.

Результати показали, що порівняно з попередньою моделлю, суттєвих змін рівня напружень на дистальному кінці діяфізу та з медіального боку проксимального відділу не спостерігали. Незначні зміни виявлено в кістковому фрагменті та по

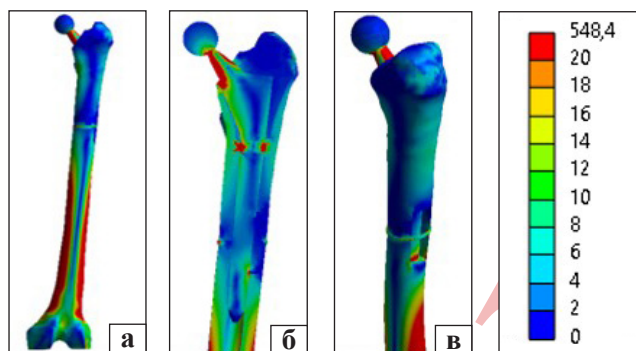


Рис. 6. Розподіл напружень у моделі з довжиною ніжки на 3 см нижче нижнього зрізу отвору, вигляд: а) у фронтальній площині; б) в перетині; в) без кісткового клаптя

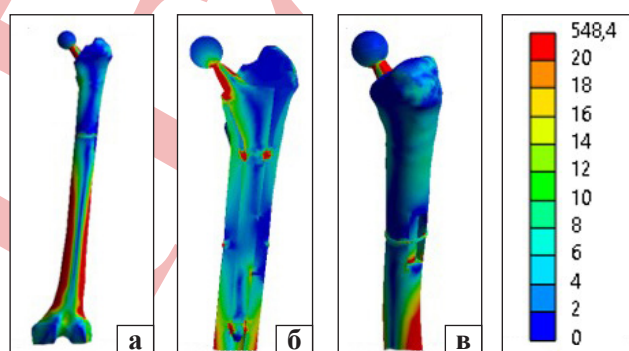


Рис. 8. Розподіл напружень у моделі з довжиною ніжки на 5 см нижче нижнього зрізу отвору, вигляд: а) у фронтальній площині; б) в перетині; в) без кісткового клаптя

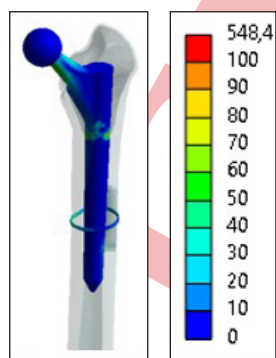


Рис. 7. Розподіл напружень в ендопротезі з довжиною ніжки на 3 см нижче нижнього зрізу отвору

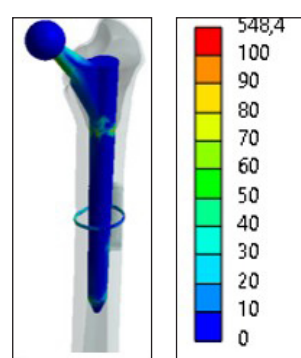


Рис. 9. Розподіл напружень в ендопротезі з довжиною ніжки на 5 см нижче нижнього зрізу отвору

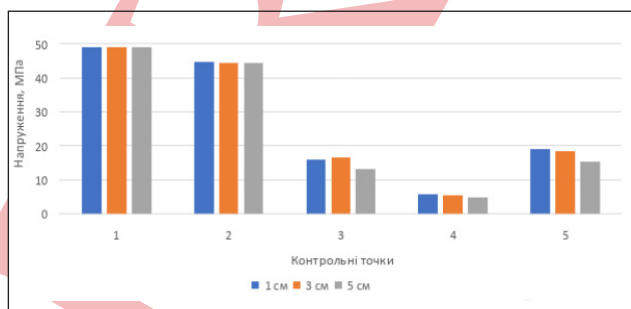


Рис. 10. Діаграма величини напружень у кісткових елементах моделей стегнової кістки з ревізійною ніжкою після віконної остеотомії за різної довжини ніжки ендопротеза

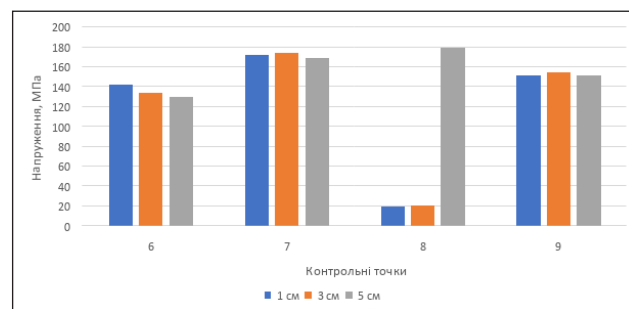


Рис. 11. Діаграма величини напружень у металевих елементах моделей стегнової кістки з ревізійною ніжкою після віконної остеотомії за різних довжин ніжки ендопротеза

нижньому краю отвору, де показники знизилися до 5,5 та 18,6 МПа відповідно.

Зміни напружено-деформованого стану ніжки ендопротеза мали різноспрямований характер. Зокрема, у шийці ендопротеза відзначено зниження напружень до 134,3 МПа, тоді як у ніжці, навпаки, зростання — як у проксимальній (174,3 МПа), так і в дистальній (21,0 МПа) частинах. Незначно підвищився й рівень напружень на серкляжному дріті — до 154,9 МПа. Напружено-деформований стан металевих елементів цієї моделі наведено на рис. 7.

Далі розглянуто вплив розташування ніжки на 5 см нижче нижнього краю отвору на розподіл напружень у моделі. Відповідний напружено-деформований стан подано на рис. 8.

Дослідження виявило, що за такого розташування ніжки ендопротеза рівень напружень знижується в усіх ділянках стегнової кістки, за винятком дистального відділу, де зміни величини напружень не зафіксовано. Найбільш виражені зміни спостерігаються по нижньому краю отвору, де максимальне значення напруження знижується до 15,5 МПа, а також із медіального боку проксимального відділу кістки та в кістковому фрагменті, де напруження становлять 13,4 та 5,1 МПа відповідно.

У ніжці ендопротеза, порівняно з попередніми моделями, зафіксовано найнижчі показники напружень у шийці (130,1 МПа) та в проксимальному відділі ніжки (169,4 МПа). Водночас на дистальному кінці ніжки відбувається помітне зростання напружень — до 180,0 МПа. Напружено-деформований стан металевих елементів цієї моделі наведено на рис. 9.

Повні дані про величини напружень у контрольних точках моделей стегнової кістки з ревізійним ендопротезом після віконної остеотомії за різних довжин ніжки подано в табл. 2.

Наочно порівняти зміни рівня напружень в контрольних точках на кісткових елементах моделей залежно від довжини ніжки допоможе діаграма, яка наведена на рис. 10.

Отже довжина ніжки ендопротеза практично не впливає на розподіл напружень у стегновій кістці. Але слід відмітити, що ендопротез із ніжкою, яка розташована на 5 см нижче нижнього зрізу кісткового отвору, забезпечує найнижчий рівень напружень у кісткових елементах моделі.

Діаграма (рис. 11) відображає зміни величини напружень у металевих елементах моделей.

Отже збільшення довжини ніжки ендопротеза неоднозначно впливає на розподіл напружень у металевих елементах моделі.

Таблиця 1

#### Механічні характеристики матеріалів, які використовували під час моделювання

| Матеріал                   | Модуль Юнга (E), МПа | Коефіцієнт Пуассона, $\nu$ | Межа міцності, МПа |
|----------------------------|----------------------|----------------------------|--------------------|
| Кіркова кістка             | 18 350               | 0,29                       | 150                |
| Губчаста кістка            | 330                  | 0,30                       | 70                 |
| Міжуламковий регенерат     | 1,00                 | 0,45                       | —                  |
| Хірургічна сталь AISI 316L | 200 000              | 0,30                       | 505                |
| Титан                      | 40 000               | 0,36                       | 1100               |

Таблиця 2

#### Величини напружень у контрольних точках моделей стегнової кістки з ревізійним ендопротезом після віконної остеотомії залежно від довжини ніжки

| Контрольна точка | Зона       | Напруження, МПа                     |       |       |       |
|------------------|------------|-------------------------------------|-------|-------|-------|
|                  |            | 1 см                                | 2 см  | 3 см  |       |
| 1                | кістка     | дистальний кінець медіальний бік    | 49,3  | 49,2  | 49,2  |
| 2                |            | дистальний кінець латеральний бік   | 44,9  | 44,6  | 44,5  |
| 3                |            | проксимальний кінець медіальний бік | 16,2  | 16,7  | 13,4  |
| 4                |            | кістковий фрагмент                  | 6,0   | 5,5   | 5,1   |
| 5                |            | нижній зріз отвору                  | 19,2  | 18,6  | 15,5  |
| 6                | ендопротез | шийка ендопротеза                   | 170,9 | 134,3 | 130,1 |
| 7                |            | проксимальний кінець ніжки          | 178,3 | 174,3 | 169,4 |
| 8                |            | дистальний кінець ніжки             | 16,8  | 21,0  | 180,0 |
| 9                |            | дріт                                | 152,2 | 154,9 | 152,0 |

Ніжка, яка опускається на 3 см нижче нижнього зрізу отвору, приводить до незначного зниження рівня напружень в шийці ендопротеза та на дистальному кінці його ніжки. При цьому зростають напруження в проксимальному відділі ніжки та в серкляжному дроті, що фіксує кістковий клапот, але це підвищення також незначне. Ендопротез із ніжкою, яка опускається на 5 см нижче нижнього зрізу отвору забезпечує найнижчий рівень напружень як в елементах протеза, так і серкляжному дроті. Негативним фактором є підвищення рівня напружень на дистальному кінці ніжки, практично в 10 разів. Слід відзначити, що в будь-якому випадку величини напружень у металевих елементах значно нижчі межі міцності хірургічної сталі, що виключає можливість руйнування елементів конструкції.

### Обговорення

Проведене дослідження показало, що використання ревізійної ніжки, яка опускається на 5 см нижче нижнього зрізу вікна остеотомії, забезпечує мінімальний рівень напружень на всіх ділянках стегнової кістки, а також у серкляжному дроті, в шийці та проксимальній частині ніжки ендопротеза. Водночас на дистальному кінці ніжки рівень напружень зростає практично в 10 разів, як порівняти з більш короткими ніжками. Але ці показники напруження не наближаються до межі міцності матеріалів з яких виготовляються ендопротези.

Отримані результати узгоджуються з клінічними даними щодо застосування віконної остеотомії. У серії з 18 пацієнтів усі остеотомовані фрагменти консолидувались у середньому за 4,2 місяці без ознак нестабільності чи розхитування ніжки під час спостереження понад 20 міс. [7]; у серії з 40 ревізій зі застосуванням васкуляризованого «вікна» консолидація досягнута в усіх випадках у середньому за 7,9 тижня, а виживаність стегового компонента через 6,6 року становила 100 % [2]. Під час довгострокового спостереження (у середньому 11,5 років) частота незрощення «вікна» складала лише 2 %, а виживаність ревізійного компонента — 91,1 % [1]. Отримані нами розрахункові величини напружень, які у жодній з досліджених моделей не наближались до межі міцності кісткової тканини чи хірургічної сталі, дають біомеханічне пояснення такій клінічній стабільності.

Встановлений мінімальний вплив довжини ніжки на розподіл напружень у кістковій тканині узгоджується з роботами R. Crowninshield та R. Huiskes із співавт., які показали, що збільшення довжини ніжки насамперед підвищує напружен-

ня в самій ніжці, тоді як характер розподілу напружень у кірковій кістці визначається переважно типом фіксації, а не довжиною [25, 26]. Але в той самий час найбільш клінічно значуща зона — нижній зріз кісткового вікна — демонструє зниження напруження з 19,2 МПа за перекриття на 1 см до 15,5 МПа, якщо на 5 см (на 19 %). Це може свідчити про менш концентроване навантаження на край кісткового дефекту в разі віконної остеотомії, завдяки меншим розмірам «вікна» та збереженню більшого обсягу навколишньої кіркової кістки, яка частково забирає на себе навантаження [3, 4].

Подібна закономірність спостерігається й на дистальному кінці ніжки: перекриття на 5 см супроводжується зростанням напруження з 16,8 до 180,0 МПа. Такий феномен «дистального перервантання» довгих ніжок корелюється з результатами K. Shimasaki та Y. Huang і співавт., які пов'язують появу вторинної зони концентрації напружень на дистальному кінці саме з довжиною та жорсткістю ніжки [9, 10, 27]. Утім, навіть максимальне зафіксоване значення (180,0 МПа) залишається у шість разів нижчим за межу міцності титану (1 100 МПа) і не створює ризику руйнування конструкції.

Найбільш практично значущим результатом цього дослідження, на нашу думку, є істотно нижчий рівень напружень у серкляжному дроті в разі віконної остеотомії. У жодному з варіантів довжини ніжки після віконної остеотомії напруження в дроті не перевищували 155 МПа, тоді як після ЕТО за однорівневої фіксації вони досягали 834,1 МПа, що перевищує межу міцності хірургічної сталі [8]. Отже, навіть у разі менш надійної однорівневої фіксації кісткового фрагмента (два витки дроту на одному рівні), яку ми застосували в моделі віконної остеотомії, рівень напружень у дроті виявився істотно нижчим за критичні значення і майже у стільки ж разів нижчим за трирівневу після ЕТО (326,2 МПа) [8]. Це дає біомеханічне обґрунтування клінічним спостереженням про меншу травматичність і збереження механічної цілісності стегнової кістки в разі віконної остеотомії [3, 4]: менший за розміром кістковий фрагмент і збережена навколишня кіркова кістка забирають на себе значну частину згинального та ротаційного навантаження, розвантажуючи серкляжний дріт, тоді як після ЕТО майже все навантаження на відокремлений фрагмент передається через дріт.

Слід визнати певні обмеження дослідження. Математична модель відтворювала умови статичного одноопорного стояння за умов повного

осьового навантаження, тоді як реальний ранній післяопераційний період передбачає дозоване навантаження на кінцівку. Модель не враховувала процеси кісткового ремоделювання, які з часом відбуваються в зоні остеотомії та поступово забирають на себе частину навантаження. Крім того, розглянуто лише один варіант розташування та розміру кісткового «вікна» й один спосіб фіксації кісткового фрагмента (два витки дроту на одному рівні), тоді як клінічна практика передбачає варіабельність цих параметрів.

Незважаючи на зазначені обмеження, отримані результати дозволяють зробити практично важливий висновок: використання ревізійної ніжки, яка перекриває нижній край кісткового «вікна» щонайменше на 5 см, забезпечує найнижчий рівень напружень у найбільш вразливих ділянках — по нижньому зрізу отвору та в серкляжному дроті. Слід зазначити, що навіть у найгіршому з досліджених варіантів (перекриття на 1 см) рівень напружень у дроті після віконної остеотомії залишається в кілька разів нижчим за критичні значення, що підтверджує характеристику цієї техніки в літературі як менш травматичної та механічно безпечнішої альтернативи ЕТО в межах відповідних показів [3, 4].

## Висновки

Довжина перекриття ревізійною ніжкою нижнього зрізу після віконної остеотомії має мінімальний вплив на розподіл напружень у кісткових елементах моделі. Відмінності на дистальному та проксимальному кінцях діафізу стегнової кістки між моделями з ніжкою 1, 3 та 5 см не перевищують 1–2 %, тоді як у ділянці нижнього зрізу отвору напруження знижуються на 19 % (з 19,2 до 15,5 МПа).

Ревізійна ніжка, яка опускається на 5 см нижче нижнього зрізу вікна остеотомії, забезпечує максимальне зниження рівня напружень у металевих елементах ендопротеза та серкляжному дроті, проте це супроводжується зростанням напружень на дистальному кінці ніжки практично в 10 разів (до 180,0 МПа), що, тим не менш, нижче за межу міцності титану і не створює ризику механічного руйнування конструкції.

Порівняно з розширеною проксимальною остеотомією, після якої навіть за оптимальної дворівневої фіксації напруження в серкляжному дроті становлять 443,9–451,5 МПа, а за однорівневої фіксації можуть перевищувати межу міцності хірургічної сталі (834,1 МПа), віконна остеотомія створює значно менше навантаження на фіксу-

вальний дріт (152,0–154,9 МПа) і дозволяє обмежитися однорівневою фіксацією двома витками дроту незалежно від обраної довжини ніжки.

З біомеханічної точки зору під час ревізійного ендопротезування кульшового суглоба після віконної остеотомії доцільно обирати ніжку, яка перекриває нижній зріз кісткового вікна щонайменше на 5 см, оскільки такий вибір мінімізує напруження в найбільш вразливих ділянках кістки та фіксувального дроту без створення ризику для механічної цілісності системи «кістка – ендопротез – дріт».

**Конфлікт інтересів.** Автор декларує відсутність конфлікту інтересів.

**Перспективи подальших досліджень.** Подальші дослідження доцільно спрямовувати на аналіз втомної міцності ніжки в умовах циклічного навантаження з огляду на виявлене десятикратне зростання напружень на її дистальному кінці. Перспективним є вивчення впливу розмірів і локалізації кісткового вікна, інших варіантів фіксації фрагмента. Отримані закономірності потребують клінічної верифікації на серії пацієнтів із різною довжиною перекриття ніжки після віконної остеотомії.

**Інформація про фінансування.** Зовнішнього фінансування дослідження не отримувало.

## Список літератури

1. Park, C. H., Yeom, J., Park, J., Won, S. H., Lee, Y., & Koo, K. (2019). Anterior cortical window technique instead of extended trochanteric osteotomy in revision total hip arthroplasty: A minimum 10-Year follow-up. *Clinics in orthopedic surgery*, 11(4), 396. <https://doi.org/10.4055/cios.2019.11.4.396>
2. Sahemey, R., Garala, K., Chahal, G., & Lawrence, T. (2021). Outcomes of revision total hip arthroplasty using a vascularised anterior femoral window. *European Journal of orthopaedic surgery & traumatology*, 32(7), 1325–1332. <https://doi.org/10.1007/s00590-021-03106-w>
3. Morley, D., Wyatt, M. C., & Van Dalen, J. (2024). The anterior femoral cortical window as an alternative to an extended trochanteric osteotomy in revision hip arthroplasty surgery: The evolution of the surgical technique and outcomes in 22 consecutive cases. *HIP International*, 35(5), 422–429. <https://doi.org/10.1177/11207000241267704>
4. Morcos, M. W., Decker, M. M., & Lanting, B. A. (2020). Direct anterior approach for femoral component revision: Surgical technique for extended trochanteric osteotomy and anterior cortical window. *Journal of orthopaedics*, 22, 274–277. <https://doi.org/10.1016/j.jor.2020.04.014>
5. Matar, H. E., Selvaratnam, V., Board, T. N., Purbach, B., Porter, M. L., Kay, P. R., & Shah, N. (2020). Fractured femoral stems in primary and revision hip Arthroplasties revisited: Wrightington experience. *The journal of arthroplasty*, 35(5), 1344–1350. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2020.01.020>
6. Ricotti, R. G., Schiller, N. C., Selkridge, I. K., Lee, G., Sculco, T. P., & Sculco, P. K. (2024). An extended trochanteric osteotomy is necessary for the removal of broken modular Metaphyseal engaging femoral stems. *The journal of arthroplasty*, 39(9), S203–S207. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2024.06.018>
7. Singh, A., Mukherjee, S., Patel, K., Herlekar, D., Gandavaram, S., & Charalambous, N. (2021). Medium term outcome of Lancaster cortical window technique for extraction of femoral stem in revision hip arthroplasty. *Journal of orthopaedic surgery and research*, 16(1). <https://doi.org/10.1186/s13018-021-02458-7>

8. Bondarenko, S., Filipenko, V., Olinkevych, Y., Marushchak, O., Karpinsky, M., & Yaresko, O. (2025). Study of the stress-strain state of a femoral model with a revision stem after extended proximal osteotomy depending on the options for fixing the bone flap with a cerclage wire. *TRAUMA*, 26(3), 180–188. <https://doi.org/10.22141/1608-1706.3.26.2025.1018>
9. Shimasaki, K., Nishino, T., Yoshizawa, T., Watanabe, R., Hirose, F., Yasunaga, S., & Mishima, H. (2024). Stress analysis in conversion total hip arthroplasty: A finite element analysis on stem length and distal screw hole. *Journal of clinical medicine*, 14(1), 106. <https://doi.org/10.3390/jcm14010106>
10. Shimasaki, K., Nishino, T., Yoshizawa, T., Watanabe, R., Hirose, F., Yasunaga, S., & Mishima, H. (2025). Optimizing stem length in conversion total hip arthroplasty: An expanded finite element analysis. *Journal of clinical medicine*, 14(4), 1141. <https://doi.org/10.3390/jcm14041141>
11. Cowin, S. C. (2001). *Bone mechanics handbook*. CRC Press.
12. Boccaccio, A., & Pappalettere, C. (2011). *Mechanobiology of fracture healing: Basic principles and applications in orthodontics and orthopaedics*. In V. Klika (Ed.), *Theoretical biomechanics*.
13. Bondarenko, S., Denisenko, S., Karpinsky, M., & Yaresko, O. (2021). Investigation of the effect of porous titanium cups on stress distribution in bone tissue (mathematical modeling). *TRAUMA*, 22(3), 28–37. <https://doi.org/10.22141/1608-1706.3.22.2021.236320>
14. Berezovskii, V. A., & Kolotilov, N. N. (1990). *Biophysical characteristics of human tissues: A handbook*. Naukova Dumka.
15. Khvysyuk, O. M., Pustovoyt, B. A., Pustovoyt, K. B., Karpinska, O. D., & Karpinsky, M. Y. (2012). *Національна бібліотека України імені В. І. Вернадського*. [https://nbuv.gov.ua/UJRN/Psmno\\_2012\\_1\\_13](https://nbuv.gov.ua/UJRN/Psmno_2012_1_13)
16. Karpinsky, M., Stroiev, M., Berezka, M., Hryhoruk, V., & Yaresko, O. (2023). The effectiveness of resistance to torsional loads of various options for osteosynthesis of bone fragments of the tibia for fractures in the upper third of the diaphysis (mathematical modeling). *Orthopaedics, traumatology and prosthetics*, (3–4), 45–51. <https://doi.org/10.15674/0030-598720223-445-51>
17. Vyrva, O., Golovina, Y., Malik, R., Karpinsky, M., & Yaresko, O. (2022). Comparative analysis of stress-strain state of mathematical models for an individual endoprosthesis and allocomposite endoprosthesis in case of replacement of long bone defects. *TRAUMA*, 22(4), 37–45. <https://doi.org/10.22141/1608-1706.4.22.2021.239708>
18. Vyrva, O., Golovina, Y., Karpinsky, M., Yaresko, A., & Malik, R. (2021). The study of the stress-strain state in the “implant-bone” system on the model of the allocomposite endoprosthesis of the proximal femur. *TRAUMA*, 21(1), 38–48. <https://doi.org/10.22141/1608-1706.1.21.2020.197797>
19. Niinomi, M. (2008). Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 1(1), 30–42. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2007.07.001>
20. Regis, M., Marin, E., Fedrizzi, L., & Pressacco, M. (2015). Additive manufacturing of trabecular titanium orthopedic implants. *MRS Bulletin*, 40(2), 137–144. <https://doi.org/10.1557/mrs.2015.1>
21. Buryanov, O. A., Kvasha, V. P., Chekushyn, D. A., Zadnichenko, M. O., Karpinsky, M. Y., & Yaresko, O. V. (2024). Analysis of stress distribution in the acromioclavicular joint in case of damage to the conoid ligament and different methods of fixation. *Bulletin of problems biology and medicine*, 1(3), 243. <https://doi.org/10.29254/2077-4214-2024-3-174-243-256>
22. Kim, J., Chun, B. J., & Kim, J. J. (2023). Quantitative load dependency analysis of local trabecular bone microstructure to understand the spatial characteristics in the synthetic proximal femur. *Biology*, 12(2), 170. <https://doi.org/10.3390/biology12020170>
23. Quintero, S. (2019). *Engineering analysis with SolidWorks Simulation 2019*.
24. Carreiras, A. R., Fonseca, E. M. M., Martins, D. and Couto, R. (2020). The axisymmetric computational study of a femoral component to analysis the effect of titanium alloy and diameter variation. *Journal of computational applied mechanics*, 51(2), 403–410. <https://doi.org/10.22059/jcamech.2020.306191.532>
25. Crowninshield, R. D., Brand, R. A., Johnston, R. C., & Milroy, J. C. (1980). An analysis of femoral component stem design in total hip arthroplasty. *The journal of bone & joint surgery*, 62(1), 68–78. <https://doi.org/10.2106/00004623-198062010-00011>
26. Huiskes, R. (1990). The various stress patterns of press-fit, ingrown, and cemented femoral stems. *Clinical orthopaedics and related research*, 261, 27–38. <https://doi.org/10.1097/00003086-199012000-00006>
27. Huang, Y., Shao, H., Zhou, Y., Gu, J., Tang, H., & Yang, D. (2019). Femoral bone remodeling in revision total hip arthroplasty with use of modular compared with Monoblock tapered fluted titanium stems. *Journal of bone and joint surgery*, 101(6), 531–538. <https://doi.org/10.2106/jbjs.18.00442>

|                                           |                                           |                                 |
|-------------------------------------------|-------------------------------------------|---------------------------------|
| Стаття надійшла до редакції<br>02.08.2026 | Отримано після рецензування<br>12.08.2026 | Прийнято до друку<br>15.08.2026 |
|-------------------------------------------|-------------------------------------------|---------------------------------|

## COMPARATIVE ANALYSIS OF THE STRESS-STRAIN STATE OF A FEMORAL MODEL WITH A REVISION STEM AFTER WINDOWED OSTEOTOMY DEPENDING ON STEM LENGTH

Ye. V. Olinkevich

Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kharkiv

✉ Yevhen Olinkevych, MD: [princl206@gmail.com](mailto:princl206@gmail.com); <https://orcid.org/0009-0000-0859-5609>