

УДК 616-001.5-089.5004.942(045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872025165-74>

Особливості деформування моделі «уламки – зовнішній стрижневий апарат» у разі застосування конструкцій із різною геометрією будови

О. К. Попсуйшапка^{1,2}, І. А. Суббота¹

¹ ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України», Харків

² Харківський національний медичний університет, Україна

Objective. To study the linear and angular displacements of the "fragments" during their connection with an external rod apparatus manufactured by HB ORTHO (Ukraine) or Orthofix (USA) under different variants of the geometry of the "fragments – apparatus" structure in order to clarify the mechanical principles of its rational construction. *Methods.* The model was rigidly fixed at one end in a horizontal position, and a transverse force was alternately applied to the opposite end using weights of 1, 2, 3, 4, 5 kg. The experiment involved the study of the magnitude and nature of the displacement of the fragments depending on the following parameters of the rods: the number of rods in the fragment (2 or 3); diameter (5, 6 mm); length of the rod section from the bone to the support (100, 50 mm); length of the bone section between the extreme rods (150, 100 mm); the presence of a multi-plane arrangement of the rods and, in particular, when they formed a 45° angle between them, the number of external supports: one or two, located in parallel or side by side. *Results.* The first most important parameter that influenced the amount of displacement of the distal "fragment" was the distance from the bone to the support. In the case of a distance of 50 mm, the amount of displacement of the fragment is 2–4 times less than in the case of 100 mm. The second parameter that influenced the displacement of the fragments was the length of the bone section between the extreme rods screwed into the fragment. If it is reduced by 30 %, the displacement increases by 64% and almost does not depend on whether 2 or 3 rods were used. It is possible to significantly reduce the displacement of the distal fragment (at least twofold) by inserting rods in different planes, in particular, by positioning the rod so that in the proximal fragment near the fracture in a plane that is 45° to the frontal plane. With a gradual transverse load, the deformation of the structure at the initial stages (1, 2, 3 kg) is elastic in nature and with an increase (up to 4–5 kg), residual deformation occurs due to: movement of the clamp on the cylindrical support; plastic deformation of the rods, which is inherent in HB ORTHO devices (Ukraine). *Keywords.* Femoral fracture, external fixation device, loading.

Мета. Дослідити на фізичній моделі лінійні та кутові переміщення «уламків» під час їхнього з'єднання зовнішнім стрижневим апаратом виробництва «HB ORTHO» (Україна) чи пристроєм «Orthofix» (США) за різних варіантів геометрії конструкції «уламки – апарат» для з'ясування механічних принципів її раціональної побудови. *Методи.* Модель одним кінцем жорстко закріплювали в горизонтальному положенні, а до протилежного почергово прикладали поперечну силу, використовуючи гири масою 1, 2, 3, 4, 5 кг. Експеримент передбачав дослідження величини та характеру переміщень уламків залежно від таких параметрів стрижнів: кількість в уламку (2 або 3); діаметр (5, 6 мм); довжина ділянки стрижня від кістки до опори (100, 50 мм); довжина ділянки кістки між крайніми стрижнями (150, 100 мм); наявність різноплощинного розташування стрижнів і зокрема, коли вони утворювали між собою кут 45°, кількість зовнішніх опор: одна або дві, розташовані паралельно чи поряд. *Результати.* Першим за значущістю параметром, який впливав на величину переміщення дистального «уламка» є відстань від кістки до опори. У разі відстані в 50 мм величина переміщення уламку в 2–4 рази менша, ніж за 100 мм. Другим параметром, який впливав на переміщення уламків є довжина ділянки кістки, що знаходиться між крайніми стрижнями загвинченими в уламок. За зменшення її на 30 % величина переміщення збільшується на 64 % і майже не залежить від того, було заведено 2 чи 3 стрижні. Суттєво зменшити переміщення дистального уламка (мінімум удвічі) можна шляхом різноплощинного заведення стрижнів, зокрема розташувавши стрижень щоб він знаходився в проксимальному уламку поблизу перелома в площині, яка розташована під 45° до фронтальної. За ступеневого поперечного навантаження деформації конструкції на початкових етапах (1, 2, 3 кг) мають пружний характер, зі збільшенням (до 4–5 кг) виникає залишкове викривлення через: переміщення затискача на циліндричній опорі; пластичну деформацію стрижнів, яка притаманна апаратам «HB ORTHO» (Україна).

Ключові слова. Перелом стегнової кістки, зовнішній стрижневий апарат, навантаження

Вступ

Наявність великої кількості вогнепальних переломів кінцівок змінила пріоритетність методів з'єднання уламків і тепер застосування зовнішніх стрижневих апаратів (ЗСА) стає однією із головних тем, в якій з'являються нові теоретичні уявлення та практичні запити. Під час з'єднання уламків ЗСА утворюється нежорстка конструкція, в якій можливі певні їхні переміщення на відміну від конструкцій зі застосуванням пластини або інтрамедулярного блокованого стрижня. Дослідження на експериментальних моделях і хворих показали, що під час з'єднання уламків ЗСА лінійне переміщення їх кінців складало в межах 0,6–16 мм [1, 3, 11], а за накісткового остеосинтезу 0,017–0,07 мм [2]. Різниця була один-два порядки. Ми вже звертали увагу на те, що наявність переміщення уламка(ів) у разі дії навантаження не є ознакою нестабільного стану конструкції за умови, якщо воно має пружний (тимчасовий характер). Відповідно пропонували використовувати терміни «жорстка конструкція» по відношенню до з'єднання уламків пластиною або блокованим стрижнем і «пружна конструкція» для тих, що з'єднано зовнішнім стрижневим (спицевим) апаратом. В обох випадках це будуть стабільні конструкції [4].

Як показали наші попередні дослідження, пружні деформації зламаного сегмента з указаними переміщеннями кінців уламків на перших етапах апаратного лікування діафізарних переломів не порушують процес зрощення, а навпаки, приводять до формування періостального кісткового регенерата. Механізми формування його в умовах пружних переміщень уламків наведені в наших публікаціях [5]. Але, як показує практика, ризик їхнього повторного зміщення під час використання ЗСА існує [7]. Слід розуміти, що він є очікуваним і його можна здебільшого запобігти маючи відповідні знання, досвід і технічні можливості.

У сучасній науковій літературі бракує інформації щодо обґрунтування механічно і геометрично раціональних конструкцій «уламки – ЗСА» для переломів певної локалізації. Увага зосереджена на виборі місць заведення стрижнів з урахуванням анатомо-топографічних особливостей судин, нервів і сухожилко-м'язових утворень [9, 10] а також дослідженні міцності пристроїв або їх елементів із застосуванням різних матеріалів [6, 14]. У роботах підтверджується принцип доцільності використання різноплощинного заве-

дення стрижнів для досягнення більш надійної фіксації уламків [12, 13].

На нашому клінічному матеріалі [7] установлено, що частіше за все у постраждалих із вогнепальними переломами кінцівок у період 2022–2024 р. використано зовнішній стрижневий апарат виробництва «НВ ORTHO» (Україна) та апарат «Orthofix» (США). Причому в 87,5 % постраждалих ці апарати застосовані як основний спосіб фіксації уламків (без заміни на занурений остеосинтез).

Мета: дослідити на фізичній моделі лінійні та кутові переміщення «уламків» під час їхнього з'єднання зовнішнім стрижневим апаратом виробництва «НВ ORTHO» (Україна) та апаратом «Orthofix» (США) за різних варіантів геометрії конструкції «уламки – апарат» для з'ясування механічних принципів її раціональної побудови.

Матеріал і методи

Досліджували моделі з використанням ЗСА українського виробництва «НВ ORTHO» та іноземного виробника «Orthofix» (модель Galaxy Fixation Gemini) [8], які частіше за все застосували для лікування вогнепальних переломів в Україні в період 2022–2024 р. [7]. Указані пристрої хоча конструктивно відрізняються, але за функціональним призначенням є спорідненими, їх прийнято використовувати для тимчасової фіксації уламків у разі відкритих переломів на період поки не загоїться рана. Характерною їхньою особливістю є те, що вони передбачають можливість створення різної геометрії конструкції залежно від локалізації перелому, ушкодження м'яких тканин, а також уявлень хірурга про її механічну надійність.

За основу обрано ситуацію перелому стегнової кістки, коли уламки фіксували стрижневим апаратом. Клінічна практика свідчить, що в цьому випадку завжди виникає стан, коли ушкоджена кінцівка опиняється горизонтально і водночас на дистальний фрагмент діє поперечна сила маси кінцівки, а на проксимальний уламок може діяти сила в протилежному напрямі в результаті напруження *m. iliopsoas* (рис. 1). Сила, яка діє донизу має значну величину, особливо якщо гомілка знаходиться в розігнутому положенні, оскільки подовження важеля збільшує момент сили. Така ситуація є максимально небезпечною через можливість повторного зміщення уламків, якщо вони фіксовані стрижневим апаратом. Останній досвід лікування вогнепальних переломів показує, що найскладніше утримати уламки апаратом за

локалізації перелому у верхній половині стегнової кістки [7]. Якщо голілку зігнути до прямого кута, момент сили суттєво зменшиться. Коли ушкоджена кінцівка знаходиться у вертикальному положенні, вектор навантаження співпадає з віссю стегнової кістки, а стопа взаємодіє з опорною поверхнею (чим нейтралізується дія сили маси дистального фрагмента), ситуація стає менш небезпечною. Біомеханічні дослідження на фізичній моделі довели, що в разі вісьового навантаження уламки з'єднані ЗСА переміщуються значно менше, ніж за поперечного [3].

Фізична модель (рис. 2) являла собою циліндричний дерев'яний (буковий) брусок довжиною 400 мм, діаметром 35 мм, що відповідає середнім антропометричним розмірам стегнової кістки. Посередині брусок поперечно перепилували і з'єднували ЗСА зі застосуванням геометрично різних схем відповідно до плану експерименту. Отриману таким чином модель «уламки – ЗСА» одним кінцем жорстко закріплювали в горизонтальному положенні і до протилежного кінця ступенево прикладали поперечну силу, використовуючи гири масою 1, 2, 3, 4, 5 кг. Реєстрацію переміщення уламків проводили фотометрично, камерою фіксованою на штативі, при цьому модель розташована на міліметровому папері. Вимірювали величину лінійного переміщення дистального

(а) «уламка» моделі між стандартно обраними точками металевою лінійкою та його кутового переміщення (б). Вимірювання проводили під дією навантаження і після видалення відповідної гири. Якщо мало місце залишкове зміщення (а1), його також фіксували та вимірювали. За кожного варіанта побудову конструкції дослідження проводили тричі і брали за основу середнє значення величин переміщення. Після кожного експерименту з'єднання стрижнів із зовнішньою опорою поновлювали, гайки максимально затискали.

Експеримент передбачав дослідження величини та характеру переміщень уламків залежно від низки ключових (на наш погляд) геометричних параметрів конструкції «уламки – ЗСА». Нас цікавила залежність величини переміщень уламків від наступних параметрів (рис. 3):

- кількість стрижнів в уламку (N) — 2 або 3;
- діаметр стрижнів (D) — 5 або 6 мм;
- довжина ділянки стрижня від кістки до опори (L) — 100 або 50 мм;
- довжина ділянки кістки між крайніми стрижнями (H) — 150 або 100 мм;
- наявність різноплощинного розташування стрижнів і коли вони утворювали кут (G) 45°;
- кількість зовнішніх опор: одна або дві, розташовані паралельно поряд.

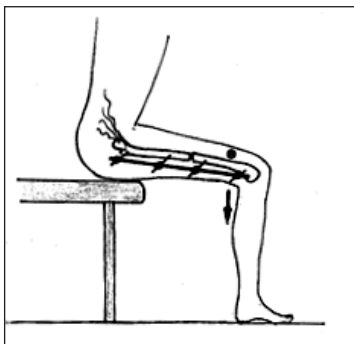
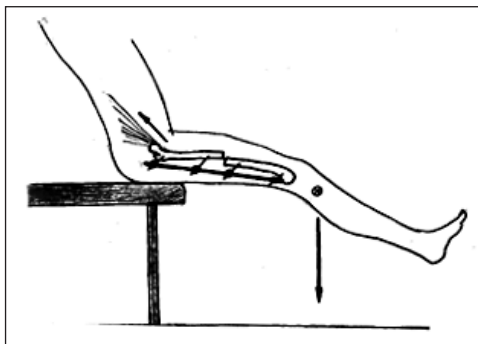


Рис. 1. Схеми, які ілюструють механіку зміщення уламків стегнової кістки в різних положеннях кінцівки

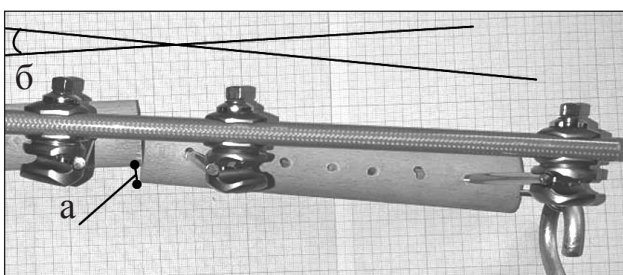
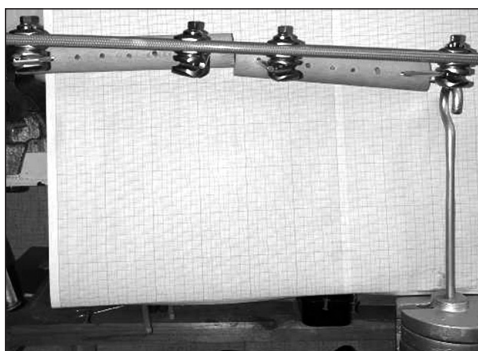


Рис. 2. Загальний вигляд моделі в стані навантаження та деформації: а — лінійне переміщення дистального «уламка»; б — кутове переміщення дистального «уламка»

Загалом проведено експеримент переміщень дистального уламка за 15 варіантами конфігурацій конструкції «уламка – ЗСА» із використанням апарата «НВ ORTHO» (10) і «Orthofix» (9) (табл. 1).

Дослідження виконані в лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України» (завідувач лабораторією доктор медичних наук О. А. Тяжелов).

Результати

У разі поперечного навантаження моделі виявлено, що дистальний уламок однотипно рухався в просторі в сагітальній площині. Його повздовжня вісь переміщувалася під кутом і по ширині, як показано на рис. 2.

Величини переміщення дистального «уламка» під дією максимального (5 кг) поперечного навантаження за різних геометричних параметрів моделі наведені в таблиці 1.

Експеримент показав, що як лінійні, так і кутові переміщення дистального фрагмента відносно проксимального під дією ступеневого навантаження за своїми величинами корелюють між собою. Тому як основний критерій обрали величини лінійного переміщення (а) уламка за ступеневого навантаження, яким можна порівнювати деформування конструкцій між собою.

На початку розглянемо лінійні переміщення (а) у разі фіксації фрагментів апаратом «НВ ORTHO» в геометричних параметрах, зазначених у порядкових номерах 1–4 таблиці 1 (рис. 4).

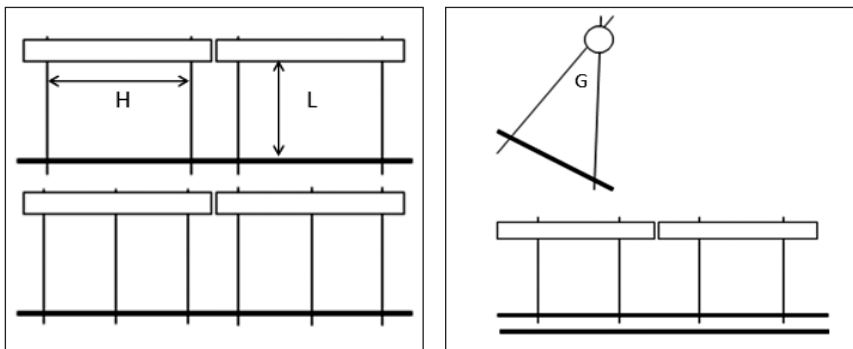


Рис. 3. Деякі основні схеми, які ілюструють геометричні параметри будови конструкції «уламка – ЗСА»

Таблиця 1

Переміщення дистального «уламка» під дією максимального (5 кг) поперечного навантаження моделі за різних геометричних параметрів конструкції «уламка – ЗСА»

№ з/п	Геометричний параметр конструкції						Величина переміщення дистального уламка за максимального навантаження (5 кг)			
	кількість стрижнів в уламках N	діаметр стрижня D (мм)	довжина ділянки стрижня L (мм)	довжина ділянки кістки H (мм)	кут між площинами G (град.)	кількість зовнішніх опор	«НВ ORTHO»		«Orthofix»	
							лінійні А (мм)	кутові Б (град.)	лінійні А (мм)	кутові Б (град.)
1	2	5	100	150	—	1	33,8	14,0	—	—
2	3	5	100	150	—	1	41,7	17,1	—	—
3	2	5	50	150	—	1	6,8	4,0	—	—
4	3	5	50	150	—	1	10,0	6,0	—	—
5	2	6	100	150	—	1	23,9	14,0	13,8	11,0
6	3	6	100	150	—	1	18,2	12,0	11,0	13,0
7	2	6	50	150	—	1	4,0	7,9	4,0	6,0
8	3	6	50	150	—	1	4,7	3,0	3,0	5,0
9	2	6	100	100	—	1	—	—	23,1	9,9
10	3	6	100	100	—	1	—	—	18,8	15,0
11	2	6	50	100	—	1	—	—	9,0	4,0
12	3	6	50	100	—	1	—	—	9,0	5,0
13	2	6	100	150	10	1	25,2	13,0	—	—
14	2	6	100	150	45	1	—	—	10,0	12,0
15	2	5	100	150	—	2	17,0	14,0	—	—

Ця серія експерименту продемонструвала поведінку моделі в разі застосування стрижнів із діаметром 5 мм і довжиною 200 мм, які були в комплектації зазначеного апарата. За довжини ділянки стрижнів 100 мм (від опори до кістки) відбувалося значне переміщення (а) дистального фрагмента, до 33,8 мм у разі заведення 2-х стрижнів у кожний уламок і 41,7 мм під час введення 3-х. За зменшення довжини ділянки стрижнів між

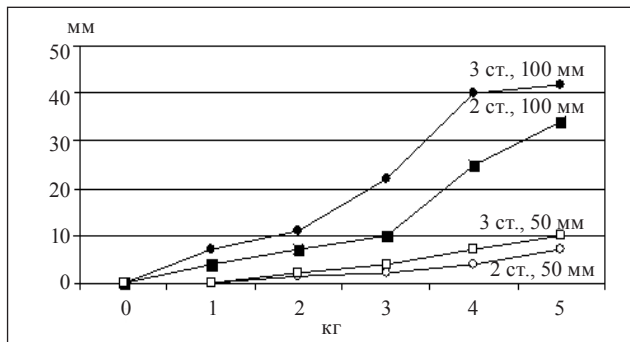


Рис. 4. Лінійні переміщення (а) у разі ступеневого навантаження моделі за геометричних параметрів, указаних під номерами 1–4 таблиці

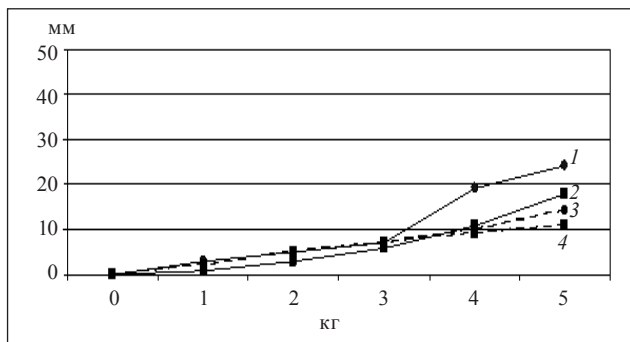


Рис. 5. Лінійні переміщення під час ступеневого навантаження моделей за геометричних параметрів, указаних під номерами 5 і 6 таблиці з використанням апаратів «НВ ORTHO» (1 — 3 ст., 100 мм; 2 — 3 ст., 100 мм) і «Orthofix» (3 — 3 ст., 100 мм; 4 — 3 ст., 100 мм)

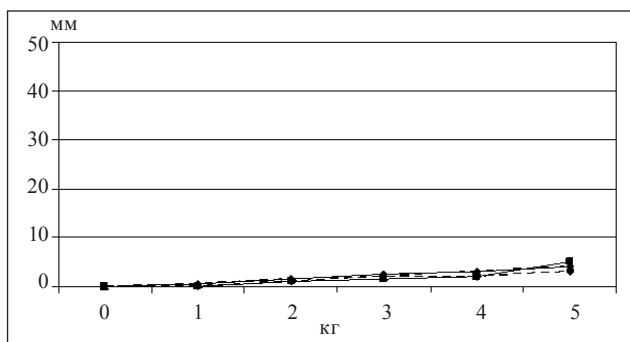


Рис. 6. Лінійні переміщення під час ступеневого навантаження моделей із застосуванням апаратів «НВ ORTHO» і «Orthofix» за аналогічних геометричних параметрів і використання стрижнів із діаметром 6 мм (рис. 6).

опорою і кісткою до 50 мм переміщення зменшувалося, як порівняти з попередньою ситуацією у 4–5 разів, до 6,8 мм та 10 мм відповідно. Звертаємо увагу на те, що величина переміщення суттєво не залежала від того, заведено 2 чи 3 стрижні в кожний із уламків. Порівняти отримані дані з такими під час застосування апарата «Orthofix» було не можливо, оскільки його комплектація не передбачала стрижні з діаметром 5 мм із довжиною більше 100 мм. Це зробили в серії експерименту, де передбачені та використані стрижні з діаметром 6 мм.

Друга серія роботи полягала в порівнянні переміщень у разі застосування апаратів «НВ ORTHO» і «Orthofix» за аналогічних геометричних параметрів і застосування стрижнів із діаметром 6 мм (номера 5–8 у таблиці) (рис. 5).

Перше, що виявлено — це те, що за фіксації апаратом «Orthofix» переміщення А значно менші — на 40 %, як порівняти з апаратом «НВ ORTHO» — 23,9 мм, 18,2 мм і 13,8 мм, 11 мм відповідно за довжини ділянки стрижнів 100 мм. Але після зменшення ділянок стрижнів до 50 мм різниці у величині переміщень не було і водночас вони в 2–4 разів менші ніж за довжини ділянки стрижнів 100 мм. Також видно, що на величину переміщення суттєво не впливала кількість стрижнів у кожному із уламків (2 або 3).

Під час дослідження деформування конструкції встановлено важливу особливість. Вона полягала в тому, що під час перших ступеней навантаження (1, 2, 3 кг) деформація мала пружний характер, тобто після зняття навантаження «уламки» поверталися в початкове положення. У разі наступних ступенів навантаження (4 і 5 кг) після його зняття з'являлася залишкова деформація конструкції, яку в механіці характеризують як пластичну. Отже, можна стверджувати, що конструкція «уламки – ЗСА» під час ступеневого поперечного навантаження деформується за пружно-пластичним типом. У разі порівняння величини залишкової деформації за максимального навантаження (5 кг) зі застосуванням апарата «Orthofix» вона склала 43 %, а з «НВ ORTHO» — 76,5 %. Наводимо графіки, які відображають лінійні переміщення кінців «уламків» під час ступеневого навантаження моделей із застосуванням апаратів «НВ ORTHO» і «Orthofix» за аналогічних геометричних параметрів і використання стрижнів із діаметром 6 мм (рис. 6).

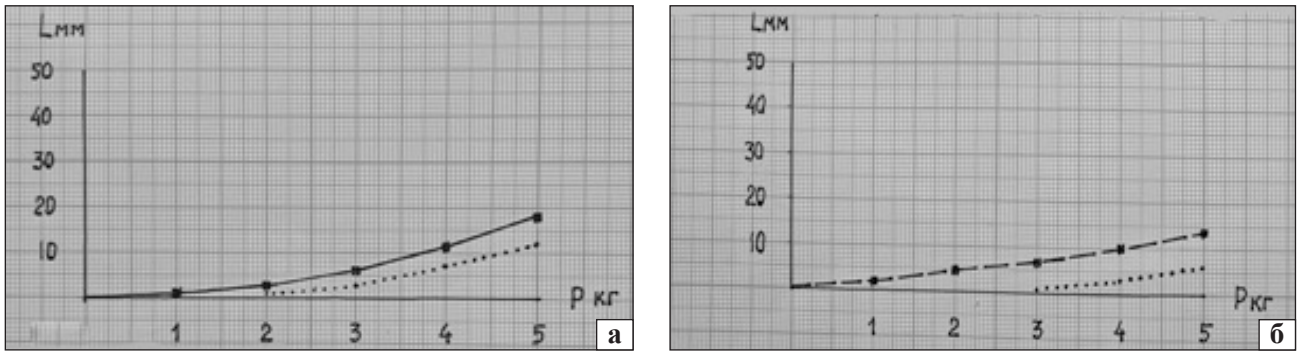


Рис. 6. Графіки, які відображають лінійні переміщення кінців «уламків» під час ступеневого навантаження моделей і застосуванням апаратів «HB ORTHO» (а) і «Orthofix» (б)



Рис. 7. Загальний вигляд деформованої конструкції «уламки – ЗСА» із демонстрацією з'єднувального вузла та стрижня, в яких відбувається залишкова деформація

Огляд деформованих конструкцій виявив, що залишкова деформація конструкції «уламки – ЗСА» виникала внаслідок провертання затискачів на циліндричній зовнішній опорі, які розташовані поблизу перелому, а також за рахунок пластичної деформації стрижнів у цій зоні (рис. 7).

Щоб запобігти переміщенню затискача зі стрижнем на циліндричній опорі можна скористатися додатковою опорою, яку закріпили на тих самих стрижнях. Ефективність такої конструкції перевірено в експерименті на моделі. Під час застосування в конструкції апарата «HB ORTHO» двох опор, лінійне переміщення «уламка» зменшилося вдвічі (17 мм), як порівняти з конструкцією з однією опорою (33,8 мм). Але головним було те, що за наявності двох точок кріплення кожного стрижня суттєво зменшувалася поява залишкових деформацій — 2 і 22 мм.

Таким чином, отримані результати в наведеній частині експерименту виявили, що найбільш вразливою до деформування є конструкція, в якій усі стрижні розташовані у фронтальній площині і зовнішня опора знаходиться на відстані 100 мм від кістки. Експеримент дозволив виявити ключову

зону деформування конструкції — стрижень із затискачем, що знаходиться в проксимальному «уламку» поблизу перелому (рис. 7). Є припущення, що це спричиняється крутним моментом сили на важелі стрижня. Чим більше важіль, тим більше сила, яка деформує. Протидіяти крутному моменту можна змінивши розташування указанного стрижня таким чином, щоб вектор деформуючої сили співпадав із його віссю. Ідеальним варіантом було би завести його в сагітальну площину, в якій діє деформуюча сила. Але враховуючи те, що за фіксації уламків стегнової кістки це не бажано, можна скористатися компромісним варіантом, завести його в площині, яка розташована під кутом 45° до сагітальної і фронтальної площин. Експеримент показав, що за такої побудови геометрії конструкції «уламки – ЗСА» переміщення зменшується вдвічі на відміну від конструкції, коли усі стрижні розташовані у фронтальній площині (рис. 8).

На рис. 9 наведено графіки, які відображають величину переміщення дистального «уламка» під час ступеневого навантаження залежно від довжини ділянки кістки, яка знаходиться між крайніми стрижнями кожного із фрагментів (параметри указані в пунктах 5 і 9 таблиці). Видно, що він переміщується не лінійно, відстань між фрагментами починає зростати в разі навантаження 4 і 5 кг. Зі зменшенням відстані між стрижнями в кожному із «уламків» на одну третину (від 150 до 100 мм) величина переміщення за максимального навантаження зростала на 64 % (відповідно 14 і 23 мм).

Додатково ми провели математичні розрахунки величини та напрямків сил, які виникають у місцях кріплення стрижнів до зовнішньої опори та в зоні їхнього контакту з кісткою за умов дії зовнішньої сили в сагітальній площині (відповідно до умов експерименту). Обрано 4 варіанти,

коли «уламки» з'єднані апаратом «Orthofix» із застосуванням по два стрижні в кожний «уламок», відстань між стрижнями 150 або 100 мм, а відстань від «уламка» до зовнішньої опори 100 або 50 мм (п/н 5, 7, 9, 11 табл. 1).

Спочатку визначимо величини сил у стрижнях в місці їх контакту з дистальним «уламком». Для цього подамо його, як балку на двох опорах, де функцію опор виконують стрижні (рис. 10).

Для визначення опорних реакцій вважають, що тіло знаходиться в статичному положенні (без переміщення, у стані рівноваги), і водночас сума всіх сил і моментів сил, які діють на тіло дорівнює нулю. Таким чином:

$$R1 = \frac{P*(H1 + H2)}{H2}, \quad (1)$$

$$R2 = - \frac{P*H1}{H2}. \quad (2)$$

Під час перенесення цих навантажень на зовнішню опору в місця розташування затискувачів ми маємо окрім дії згинаючих сил R1, R2, R3, R4 у сагітальній площині, і ще й появу додаткової,

яка скручує зовнішню опору. Цей крутний момент визначаємо за формулою (3):

$$MR = L*R, \quad (3)$$

де L — відстань між дистальним «уламком» та зовнішньою опорою (довжина стрижня), R — навантаження на стрижень у місці його контакту з дистальним уламком.

Тепер ми можемо розрахувати величини напружень, які виникають у зовнішній опорі в місцях кріплення стрижнів (рис. 11).

Аналогічно знайдемо реакції опори R3 та R4.

$$R3 = \frac{R1*(H1 + H2 + H3 + H4) - R2*(H3 + H4)}{H4}. \quad (4)$$

$$R4 = \frac{R1*(H2 + H3) - R2*H3}{H4}. \quad (5)$$

На підставі формул і фактичних геометричних розмірів розраховуємо всі сили та крутні моменти, які діють на зовнішню опору в місцях кріплення стрижнів за дії зовнішнього навантаження 5 кг (табл. 2).

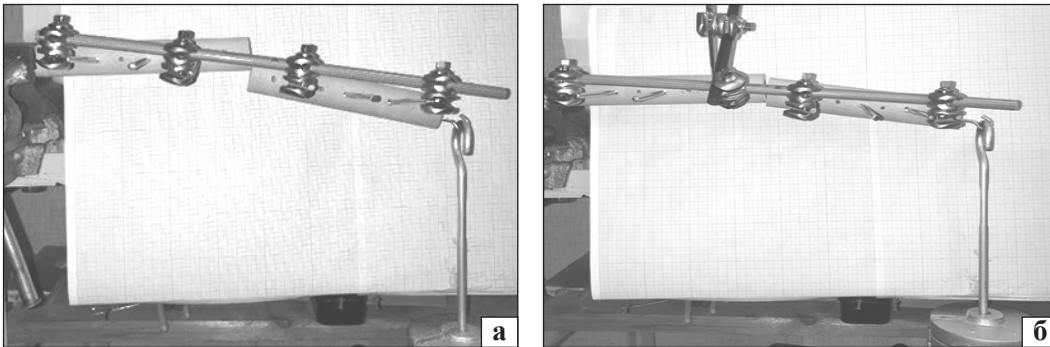


Рис. 8. Величина переміщення дистального «уламка» за максимального навантаження моделі зі застосуванням апарату «Orthofix» за умов розташування усіх стрижнів у фронтальній площині (а) і під час заведення одного стрижня, що в проксимальному уламку в площині, яка під 45° до фронтальної (б) (параметри конструкції 9, 14 в таблиці 1)

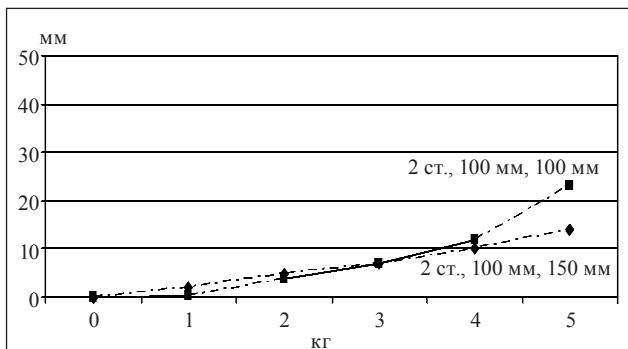


Рис. 9. Графіки переміщення дистального «уламка» під час ступеневого навантаження моделі з використанням апарату «Orthofix» за умов відстані між крайніми стрижнями 150 та 100 мм за однакових інших параметрів (пункти 5 і 9 таблиці 1)

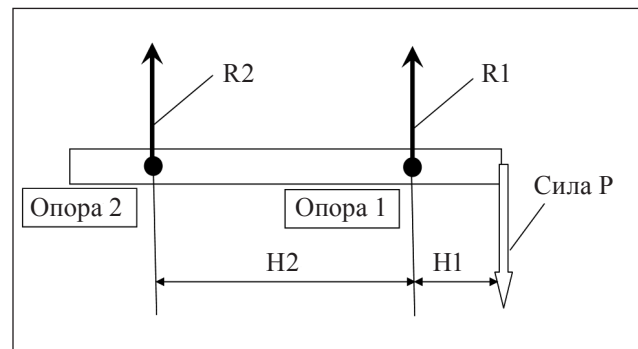


Рис. 10. Схема для розрахунку реакцій опор для дистального уламка, де P — сила, з якою навантажується конструкція, R1 та R2 — реакції опор, H1 — відстань від місця прикладання навантаження до 1 опори (1 стрижня), H2 — відстань між опорами (стрижнями)

Маючи всі сили та моменти сил, які діють на зовнішню опору ми можемо побудувати епюри, які характеризують розподіл напруження на різних її ділянках (рис. 12).

Отримані цифрові дані виявили такі закономірності:

1) у разі дії поперечно направленої сили на кінець дистального «уламка» в моделі конструкції «уламки – ЗСА» найбільший рівень навантажень виникає на зовнішній опорі, безпосередньо у вузлах з'єднання стрижнів із нею. Наприклад, для варіанта за номером 5: якщо на місці з'єднання стрижня 1 з кісткою діє лише сила 56,9 Н, яка розташована в сагітальній площині та виникає момент, який вигинає уламок, то в місці його з'єднання із зовнішньою опорою до цих зусиль додається ще і крутний момент 5,7 Н*м;

2) навантаження по зовнішній опорі розподіляється не рівномірно (розглянемо на прикладі № 11 з/п в табл. 1):

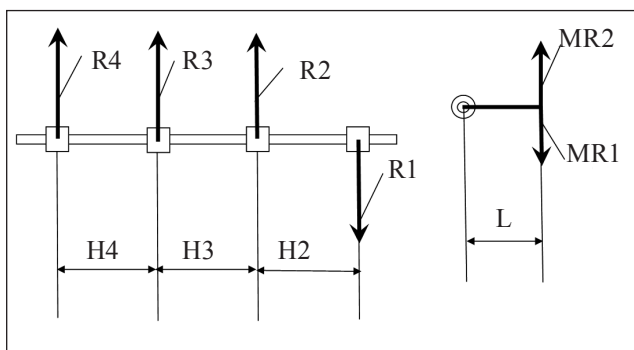


Рис. 11. Схема для розрахунку сил, які діють у зовнішній опорі в місцях з'єднання її зі стрижнями, де R1 та R2 — сили, які діють на стрижні; R3, R4 — реакції в опорах, які передаються на проксимальний уламок, MR1 та MR2 — крутні моменти; H2 — відстань між стрижнями на дистальному «уламку», H3 — відстань між другим і третім стрижнями, що наближені до «перелому», H4 — відстань між стрижнями на проксимальному «уламку».

– найбільше в сагітальній площині знаходиться в місці контакту 3 стрижня зі зовнішньою опорою (122,6 Н), а найменше — зона розташування 2 стрижня (7,8 Н). Інші зони мають проміжне навантаження (1 стрижень — 56,9 Н, 4 стрижень — 73,5 Н);

– навантаження в сагітальній площині створює напруження в зовнішній опорі, яке приводить до її вигину. Напруження, яке вигинає зовнішню опору, розподіляється наступним чином: від 1 стрижня збільшується до 7,35 Н*м (у зоні 2 стрижня), від 2 стрижня продовжує зростати, але менш активно і досягає 12,24 Н*м в зоні 3 стрижня, а після цього зменшується до 0;

– також має місце ще і крутний момент, який між 1 та 2 стрижнями досягає 3,7 Н*м, потім між 2 та 3 стрижнями зменшується до 2,5 Н*м, після

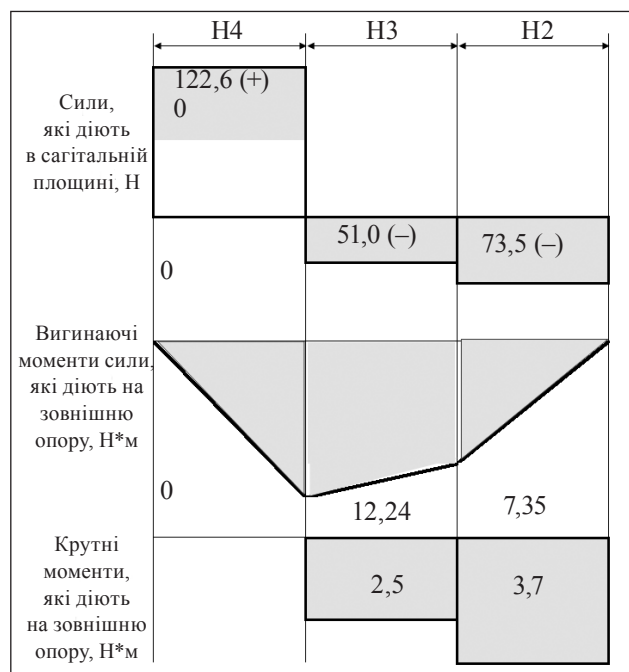


Рис. 12. Епюри навантаження зовнішньої опори

Таблиця 2

Розрахунок всіх сил і крутних моментів, які діють на зовнішню опору в місцях кріплення стрижнів для конструкцій з двома стрижнями в уламках

№ з/п у табл. 1	Геометричний параметр конструкції, мм					Величина всіх сил і крутних моментів за максимального навантаження (5 кг)						
	Відстань від місця навантаження до першого стрижня, H1	Відстань між першим та другим стрижнями H2, H4	Відстань між другим та третім стрижнями (зона «перелому»), H3	Відстань між третім та четвертим стрижнями, H4	Довжина стрижня (відстань між уламками між стрижнями та зовнішньою опорою) L	R1, (Н)	MR1, (Н*м)	R2, (Н)	MR2, (Н*м)	R3, (Н)	MR3, (Н*м)	R4, (Н)
5	25	150	50	150	100	56,9	5,70	7,8	0,8	122,6	5,0	73,5
7	25	150	50	150	50	56,9	2,85	7,8	0,4	122,6	2,5	73,5
9	50	100	100	100	100	73,5	7,30	24,5	2,5	171,6	5,0	122,6
11	50	100	100	100	50	73,5	3,65	24,5	1,2	171,6	2,5	122,6

3 стрижня дорівнює 0 (за умови можливості 3 стрижня повністю поглинути весь крутний момент). Слід зазначити, що на ділянках між 1–2 та 3–4 стрижнями крутний момент поглинається конструкціями «уламок – ЗСА», які поєднані стрижнями, а на ділянці між 2–3 стрижнями це навантаження сприймається лише центральною ділянкою зовнішньої опори. Тому найбільш навантаженою є зона опори зі затискачами між 2 та 3 стрижнями, що пояснює появу деформацій на моделі 3 стрижня у вигляді пластичного прогину та прокручування затискача на опорі;

3) існує пряма залежність між довжиною стрижня (L) та діючим крутним моментом. Якщо зменшити вдвічі довжину стрижня (зі 100 до 50 мм), то крутний момент, який діє на зовнішній стрижень, зменшиться вдвічі (з 5,7 до 2,85 Н*м).

Висновки

У разі з'єднання «уламків» зовнішніми стрижневими апаратами утворюється конструкція, яка під час дії поперечного навантаження 1–5 кг на дистальний «уламок», переміщається по ширині і під кутом. Водночас величина лінійного переміщення кінця дистального «уламка», що поблизу перелому відбувається в межах 1–41,7 мм, залежно від геометрії утворюваної конструкції «уламки – апарат».

Першим за значущістю параметром, який впливає на величину переміщення дистального «уламка» є відстань від кістки до опори. За відстані 50 мм величина переміщення уламка в 2–4 рази менша, як порівняти зі 100 мм.

Другим є довжина ділянки кістки, яка знаходиться між крайніми стрижнями загвинченими в уламок. Зі зменшенням її на 30 % величина переміщення збільшується на 64 % і майже не залежить від того було заведено 2 чи 3 стрижні.

За ступеневого поперечного навантаження деформація конструкції на початкових етапах (1, 2, 3 кг) має пружний характер і зі збільшенням (до 4–5 кг) виникає залишкова деформація, яка пов'язана з переміщенням затискача на циліндричній опорі або пластичною деформацією стрижнів, яка була притаманна апаратам «НВ ORTHO» (Україна).

Рекомендації

Закономірності, які ми виявили експериментально та шляхом математичних розрахунків, можуть бути використані для удосконалення апаратів зовнішньої фіксації та методик з'єднання уламків ними.

1. За з'єднання уламків зовнішніми стрижневими апаратами «НВ ORTHO» і «Orthofix», у випадках, коли зовнішня опора розташована на відстані 100 мм від кістки і більше, існує ризик їхнього повторного зміщення, і щоб його зменшити необхідно володіти наданою інформацією та навчитися передбачати небезпечні ситуації під час виконання рухів постраждалими. Методика лікування має включати навчання хворого процедурі переходу з горизонтального положення у вертикальне і навпаки та «правильній» ходьбі з милицями.

2. Під час виконання операції з'єднання уламків зовнішнім стрижневим апаратом за діафізарного перелому слід дотримуватися наступних принципів:

- у кожний із уламків загвинчувати стрижні на максимально допустимій відстані один від другого (у межах діафізу);

- розташовувати зовнішню опору наскільки це можливо ближче до поверхні сегмента. Раціональною є відстань 1–3 см;

- у разі перелому кісток у середній частині діафізу доцільно користуватися двома стрижнями в кожний із уламків;

- використовувати двоплощинне заведення стрижнів за наявності короткого уламка та значного шару м'яких тканин.

Виробнику апарата «НВ ORTHO» необхідно звернути увагу на недоліки конструкції, які виявлені в результаті дослідження й удосконалити пристрій і його комплектацію.

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Перспективи подальших досліджень. Можна очікувати, що запропонована методика дослідження переміщення уламків буде використана для оцінювання властивостей інших фіксуючих пристроїв, призначених для лікування переломів.

Інформація про фінансування. Жодних вигод у будь-якій формі не було і не буде отримано від виробників пристроїв, які були залучені до нашого дослідження.

Внесок авторів. Попсуйшاپка О. К. — обґрунтував доцільність дослідження, розробив його методику, провів дослідження, проаналізував результати, написав 70 % тексту статті. Суббота І. А. — провів дослідження, виконав математичні розрахунки, написав відповідну частину тексту.

Список літератури

1. Betz, G. V. (2002). Study of the rigidity of fixation of bone fragments by extrafocal rod devices. *Orthopedics, trauma-tology and prosthetics*, 4, 90–92. (in russian)
2. Bilinsky, P. I., Chaplinsky, V. P., & Andreychyn, V. A. (2013). Comparative theoretical analysis of biomechanical aspects of osteosynthesis in case of a transverse fracture of the tibial bone with contact and low-contact plates (First message). *Trauma*, 14(2), 63–71. <https://doi.org/10.22141/1608-1706.2.14.2013.88593>. (in russian)
3. Popsuyshapka, A. K., Borovyk, I. M. (2007). Properties

- of the biomechanical construction "fragments of the femur - external fixation device" and features of periosteal regeneration when it is used in children. *Orthopedics, traumatology and prosthetics*, 1, 44–50. (in russian)
4. Popsuyshapka, A. K., Litvyshko, V. A., & Borovyk, I. N. (2008). Osteosynthesis: definition, terminology, classification, direction of research. *Orthopedics, traumatology and prosthetics*, 3, 98–101. (in russian)
 5. Popsuyshapka, A. K., Litvyshko, V. A., Ashukina, N. A., & Yakovenko, S. M. (2016). Movement of fragments during the treatment of diaphyseal fractures and their significance for the regeneration process. *Orthopedics, traumatology and prosthetics*, 2 (603), 31–39. <https://doi.org/10.15674/0030-59872016231-40> (in Ukrainian)
 6. Fernando, P. L. N., Aravinda Abeygunawardane, Pci Wijesinghe, Parakrama Dharmaratne, & Pujitha Silvaa. (2021). An engineering review of external fixators. *Medical Engineering & Physics*, 98, 91–103. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2021.11.002>
 7. Korzh, M. O., Popsuyshapka, O. K., Litvyshko, V. O., Shevchenko, I. V., Doluda, Y. A., Gubskiy, S. S., Hrytsenko, A. M., Mikhanovskiy, D. O., Marushchak, O. P., Tokhtamyshev, M. O., & Harutyunyan, Z. A. (2023). Problematic issues of treatment of gunshot fractures of the diaphysis of the long bones of the limbs. *Orthopedics, traumatology and prosthetics*, 4, 109–120. <http://dx.doi.org/10.15674/0030-598720234> (in Ukrainian)
 8. <https://www.galaxyfixation.com/orthofix-galaxy-fixation/>
 9. Nayagam, S. (2007). Safe corridors in external fixation: The lower leg (tibia, fibula, hindfoot and forefoot). *Strategies in Trauma and Limb Reconstruction*, 2(2–3), 105–110. <https://doi.org/10.1007/s11751-007-0023-7>
 10. Abdul Wahab, A. H., Wui, N. B., Abdul Kadir, M. R., & Ramlee, M. H. (2020). Biomechanical evaluation of three different configurations of external fixators for treating distal third tibia fracture: Finite element analysis in axial, bending and torsion load. *Computers in Biology and Medicine*, 127, 104062. <https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2020.104062>
 11. Kenwright, J., & Gardner, T. (1998). Mechanical influences on tibial fracture healing. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 355S, S179–S190. <https://doi.org/10.1097/00003086-199810001-00019>
 12. Abd Aziz, A. U., Abdul Wahab, A. H., Abdul Rahim, R. A., Abdul Kadir, M. R., & Ramlee, M. H. (2020). A finite element study: finding the best configuration between unilateral, hybrid, and ilizarov in terms of biomechanical point of view. *Injury*, 51, 2474–2478. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2020.08.001>
 13. Giotakis, N., & Narayan, B. (2007). Stability with unilateral external fixation in the tibia. *Strategies in trauma and limb reconstruction*, 2, 13–20. <https://doi.org/10.1007/s11751-007-0011-y>
 14. Elmedin, M., Vahid, A., Nedim, P., & Nedzad, R. (2015). Finite element analysis and experimental testing of stiffness of the sarafix external fixator. *Procedia Eng.*, 100, 1598–1607. <https://doi.org/10.1016/j.proeng.2015.01.533>
 15. Martins Amaro, A., Fatima Paulino, M., Manuel Roseiro, L., & Augusta Neto, M. (2020). The effect of external fixator configurations on the dynamic compression load: an experimental and numerical study. *Appl Sci.*, 10, 3. <https://doi.org/10.3390/app10010003>

Стаття надійшла до редакції 19.11.2024	Отримано після рецензування 28.12.2024	Прийнято до друку 05.01.2025
---	---	---------------------------------

FEATURES OF DEFORMATION OF THE «DEBRIS – EXTERNAL CORE APPARATUS» MODEL IN THE CASE OF USING STRUCTURES WITH DIFFERENT STRUCTURAL GEOMETRY

O. K. Popsuishapka^{1,2}, I. A. Subbota¹

¹ Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kharkiv

² National Medical University, Kharkiv, Ukraine

✉ Olexii Popsuishapka, MD, Prof. in Traumatology and Orthopaedics: alexecorn@gmail.com; <https://orcid.org/0000-003-1893-2511>

✉ Igor Subbota: gs1971@ukr.net