

Міністерство освіти і науки України  
Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

Міністерство освіти і науки України  
Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

*Кваліфікаційна наукова праця  
на правах рукопису*

Димань Маріанна Михайлівна

УДК 620.17:616.71-001.5-089.2](043.3)

**ДИСЕРТАЦІЯ**  
**ДЕФОРМІВНІСТЬ СИСТЕМ ОСТЕОСИНТЕЗУ КІНЦІВОК**  
**З ВРАХУВАННЯМ ВИДУ НАВАНТАЖЕНЬ**

01.02.04 – Механіка деформівного твердого тіла

Подається на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук

Дисертація містить результати власних досліджень. Використання ідей, результатів і текстів інших авторів мають посилання на відповідне джерело.

\_\_\_\_\_ М.М. Димань

Науковий керівник: Шидловський Микола Сергійович  
кандидат технічних наук, доцент

Київ – 2019

## АНОТАЦІЯ

**Димань М.М. Деформівність систем остеосинтезу кінцівок з врахуванням виду навантажень. - Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.**

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук за спеціальністю 01.02.04 «Механіка твердого деформівного тіла». – Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

Дисертація присвячена дослідженню деформівності та міцності систем остеосинтезу, що застосовуються в сучасній хірургічній практиці для фіксації переломів кісток людини, одержання даних про їх опір зовнішнім навантаженням, деформування та розвиток зміщень у переломах під дією короткочасних та довготривалих циклічних навантажень.

В першому розділі проаналізовано літературні джерела, розглянуто існуючі проблеми та напрямки розвитку сучасних технічних засобів для остеосинтезу, обґрунтовано основні напрямки досліджень дисертаційної роботи.

В другому розділі роботи приведено описання об'єктів та методів досліджень. В експериментах використовували препарати кісток людей, які були взяті із біоматеріалу ампутованих кінцівок, що підлягали утилізації і які, після закінчення випробувань були утилізовані. На кістках штучно утворювали необхідні переломи, які фіксували різними системами остеосинтезу.

Режими випробування були максимально наближені до реальних режимів фізіологічних навантажень: досліджувалися дії стискаючих, згинальних та скручувальних навантажень, що діють на кістку; окрім статичних випробувань досліджені дії циклічного навантаження. Деформації і переміщення точок пошкодженої кістки з системами остеосинтезу порівнювали з відповідними характеристиками непошкоджених кісток, які попередньо були піддані випробуванням за аналогічними програмами.

Для закріплення досліджуваних препаратів до робочого столу випробувальної машини використовували пластмасові опорні головки, що виготовляли індивідуально для кожної кістки.

Експерименти виконували з використанням універсальної випробувальної машини серії TIRA-test шляхом стиску, згину та кручення зразків. Із застосуванням програмного забезпечення випробувальної машини здійснювали циклічне навантаження зразків в інтервалі між двома заданими значеннями сили при максимальній кількості циклів від 50 до 1000.

Деформації системи визначали через показники датчика переміщень випробувальної машини. Для вимірювання зміщень окремих точок об'єктів, зокрема взаємних зміщення частин перелому, застосували цифрову фото- та відеозйомку. Випробування включали такі етапи: закріплення на робочому столі випробувальної машини пошкодженої кістки з системою фіксації перелому та контрастними мітками, попередньо розміщеними на відламках; фотографування ненавантаженого та навантаженого об'єкту; обробку фотознімків цифровим способом.

У третьому розділі роботи експериментально встановлені особливості деформування областей переломів кісток. Розглянуто засоби фіксації переломів великогомілкової, таранної, стегнової та п'ясткової кісток. Досліджено функціональну надійність засобів «фіксатор-кістка» при дії осьового стискування, поперечного згину і кручення, зокрема при циклічних режимах. Вибрано оптимальні з точки зору функціональної надійності засоби фіксації переломів. Визначено максимально допустимі навантаження, що не призводять до руйнування та виникнення недопустимих зміщень відламків кісток в області перелому.

Вперше за допомогою критеріальних співвідношень визначено допустимі навантаження, що не заважають розвитку процесів регенерації кісткової тканини у місці перелому.

Четвертий розділ присвячений дослідженню характеристик жорсткості систем остеосинтезу переломів великогомілкових кісток з використанням декількох сучасних методів: комп'ютерної томографії, інформаційних систем, технологій та

алгоритмів імітаційного моделювання методом скінчених елементів (МСЕ), механіки твердого тіла, що пружно деформується.

Геометрична модель великогомілкової кістки відтворена за даними знімків комп'ютерної томографії здорового пацієнта. Двошарова апроксимація кісткової тканини визначена за величинами Хаунсфільда для кортикального і губчастого шарів. На основі даних просторової геометрії створено об'ємну 3D геометрію кісток, проведено моделювання переломів та систем фіксації.

Моделі матеріалів біомеханічних систем «фіксатор-кістка» представлені як ізотропні, пружні. Константи для тканин біологічного походження (кортикал, губка) отримані за даними натурних експериментів взірців людських кісток. Для елементів фіксаторів вибрано пружну ізотропну модель титанового сплаву Ti-6Al-4V.

На основі створених комп'ютерних моделей біомеханічних систем «фіксатор-кістка» проведено дослідження напружено-деформованого стану та визначені максимальні величини зусиль на стиск, згин та максимальні крутні моменти при умові не перевищення переміщення 1,0 мм між кістковими відламками.

У п'ятому розділі запропонований аналітичний метод визначення рівнів навантажень, які не викликають небезпечних переміщень та взаємних поворотів частин переломів кісток з засобами фіксації, що застосовуються в сучасній травматології. Характеристики системи «кістка з переломом - засіб фіксації», що необхідні для розрахунків, визначаються окремими випробуваннями при стиску, згині та крученні зразків кісток з модельованими переломами та засобами фіксації. За допомогою представлених критеріїв жорсткості розраховано допустимі навантаження для накісних медіальних пластин 2М, медіальних блокованих пластин 3М та Х-подібних медіальних блокованих пластин 4М. Для розрахунків максимальних переміщень брали точку, найвіддаленішу від фіксатора.

Використовуючи критерій максимального лінійного переміщення та значення приведених переміщень, були розраховані величини допустимих навантажень при їх одночасній дії.



Для перевірки придатності аналітичного способу визначення переміщень за результатами випробувань при простих видах навантажень зразків та вимірювання просторових переміщень точок перелому і взаємних кутів повороту розроблено і створено пристрій, що дозволяє відтворювати одночасну дію на систему «кістка з переломом - засіб фіксації» стискаючих, згинальних і ротаційних навантажень. У процесі навантаження передбачено цифрове фотографування області перелому та визначення переміщень (взаємних зміщень) точок протилежних частин перелому.

Відмічено задовільний збіг результатів безпосереднього вимірювання переміщень під час складного навантаження та розрахункових даних.

Наукове та практичне значення отриманих результатів полягає у експериментальному визначенні деформаційних характеристик систем фіксації переломів кісток кінцівок. Практичне значення впровадження полягає в диференційованому застосуванні досліджених систем фіксації, що дозволяє ефективніше проводити лікувальний процес та покращити результати остеосинтезу у пацієнтів з пошкодженнями в зоні дистального епіметафізу великогомілкової кістки. На основі вимірювань характеристик міцності та жорсткості біомеханічно обґрунтовано вибрані оптимальні конструкції засобів фіксації складних переломів таранних кісток та стрижневих апарати зовнішньої фіксації переломів довгих кісток.

Запропоновані методи дозволяють ефективніше застосовувати в лікувальному процесі нові системи остеосинтезу та, відповідно, покращує віддалені результати у хворих з складними переломами кісток стопи та довгих кісток кінцівок.

Результати роботи впроваджені в провідних медичних закладах міста Києва при обґрунтуванні застосування систем остеосинтезу під час планування хірургічних втручань.

**Ключові слова:** біомеханіка, опорно-руховий апарат, засоби фіксації переломів, остеосинтез, зміщення уламків, жорсткість та міцність фіксації, циклічні навантаження.

### Список публікацій здобувача:

1. Експериментальні дослідження засобів остеосинтезу. *Монографія*. Кол. авторів / За ред. Шидловського М.С., Лакши А.М., – К.: Ленвіт, 2017. – 277 с.
2. Шидловський М.С., Турчин А.М., Димань М.М. Біомеханічні характеристики різних способів фіксації переломів таранної кістки / М.С. Шидловський, А.М. Турчин, М.М. Димань // *Вісник Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут»*, серія «Машинобудування». Збірник наукових праць №1(74). КПІ, 2015, С.57-63
3. Shidlovskiy N., Ilnitsky A., Dyman M., Shytikov V. Rigidity of the affected femurs with systems of surgical treatment./ N. Shidlovskiy, A. Ilnitsky, M. Dyman, V. Shytikov // *Mechanics and Advanced Technologies. National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute"* Збірник наукових праць №1(79), 2017, м. Київ, -С.57-63
4. Шидловський М.С., Заховайко О.П., Димань М.М. Застосування цифрової фотозйомки в біомеханічних дослідженнях систем остеосинтезу./ М.С. Шидловський, О.П.Заховайко, М.М. Димань// *Mechanics and Advanced Technologies. National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute"* Збірник наукових праць №1(82), 2018 м. Київ, С. 123-130
5. Shidlovskiy N., Dyman M., Omelchenko T. The tibial fractures fixation system deformation characteristics./ N. Shidlovskiy, M. Dyman, T. Omelchenko // *Mechanics and Advanced Technologies. National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute"* Збірник наукових праць №3 (84), 2018, м. Київ, -С.52-60
6. Shidlovskiy M. S., Dyman M. M., Tsygankov M. A. Deformation indicators of metacarpal bones fracture fixation./ M. S. Shidlovskiy, M.M. Dyman, M.A. Tsygankov // *Mechanics and Advanced Technologies National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute"* Збірник наукових праць №1 (85), 2019, м. Київ, -С.78-84
7. Shidlovskiy M., Dyman M., Zakhovayko O., Omelchenko T., Turchin A. Deformation of fixation means used in bone fractures of the extremities / M.

Shidlovskiy, M. Dyman, O. Zakhovayko, T. Omelchenko, A. Turchin // *Journal "Series on Biomechanics"*. Issue Vol. 33, No. 1, 2019, -С.59-68

8. Шидловский Н.С., Лакша А.М., Димань М.М. Особенности выбора режимов биомеханических натурных испытаний систем остеосинтеза с учетом циклических нагрузок / Н.С. Шидловский, А.М. Лакша, М.М. Димань // *Літопис травматології та ортопедії*. – № 1-2/2014 (29-30). – С.115-120

9. Шидловський М.С, Турчин А.М., Омельченко Т.М., Димань М.М., Мусієнко О.С. Порівняльні характеристики стабільності різних способів фіксації переломів таранної кістки. / М.С. Шидловський, А.М. Турчин, Т.М. Омельченко, М.М. Димань, О.С.Мусієнко // *Літопис травматології та ортопедії*. – № 1-2 / 2016 (33-34) м. Київ. -С. 156-162

10. Шидловський М.С., Бур'янов О.А., Циганков М. А., Димань М.М., Мусієнко О. С. Визначення надійності різних систем остеосинтезу при переломах п'яних кісток./ М.С. Шидловський, О.А. Бур'янов, М.А. Циганков, М.М. Димань, О.С. Мусієнко // *Літопис травматології та ортопедії*. – № 1-2 / 2016 (33-34) м. Київ. -С. 163-167

11. Бур'янов О.А., Шидловський М.С., Омельченко Т.М., Димань М.М., Мусієнко О.С. Деформаційні характеристики систем фіксації, що застосовуються при переломах та корекційних остеотоміях дистального відділу великогомілкової кістки./ О.А. Бур'янов, М.С. Шидловський, Т.М. Омельченко, М.М. Димань, О.С. Мусієнко // *Літопис травматології та ортопедії*. – № 1-2 / 2017 (35-36) м. Київ. -С. 129-133

12. Патент на корисну модель № 117085 Спосіб визначення зміщення уламків кісток в місцях переломів. Шидловський М.С., Заховайко О.П., Димань М.М. Зареєстровано 12.06.2017 р., Бюл. № 11, 2017.

13. Патент на корисну модель № 128638 Спосіб вимірювання просторових переміщень уламків кісток людини в експерименті. Шидловський М.С., Літун Ю.М., Заховайко О.П., Онищенко Є.Є., Димань М.М. Зареєстровано 25.09.2018 р., Бюл. № 18, 2018.

14. Патент на корисну модель № 133693 Спосіб визначення модуля пружності трабекулярної кісткової тканини в ділянці гомілковостопного суглоба. Омельченко Т.М., Бур'янов О.А., Лябах А.П., Турчин О.А., Шидловський М.С., Димань М.М., Мусієнко О.С., Мазевич В.Б. Зареєстровано 25.04.2019 р., Бюл. № 8, 2019.

15. Шидловський М.С., Білецький Е.С., Павлюк Я.В., Димань М.М. Біомеханічні властивості кісткової тканини з урахуванням особливості її структури та фізіологічних факторів.// *Матеріали науково-практичної конференції "Проблеми біомеханіки та медичного матеріалознавства"* – Київ, 21–22 листопада 2013. Літопис травматології та ортопедії, №1-2/2014 (29-30) С. 209.

16. Шидловський М.С., Димань М.М. Метод вимірювання біомеханічних характеристик засобів зрощування переломів кісток стопи людини.// *Тези доповідей загально-університетської науково-технічної конференції молодих вчених та студентів.* – Київ, НТУУ "КПІ", 2015. – С. 63.

17. Шидловський М.С., Димань М.М., Турчин А.М. Метод вимірювання біомеханічних характеристик засобів зрощування переломів кісток стопи людини. // *Матеріали XVI МНТК "Прогресивна техніка, технологія та інженерна освіта"*. – м. Одеса - м. Київ, Україна, 2015. – С. 22-23.

18. Шидловський М.С., Димань М.М., Турчин А.М. Дослідження біомеханічних характеристик засобів зрощування переломів таранної кістки.// *"Впровадження наукових розробок у практику охорони здоров'я 2015"* Щорічна науково-практична сесія, 2015, м. Київ.

19. Шидловський М.С., Бур'янов О.А., Димань М.М., Циганков М.А. Порівняльні випробування засобів фіксації переломів п'ясних кісток під дією фізіологічних навантажень.// *"Впровадження наукових розробок у практику охорони здоров'я 2015"* Щорічна науково-практична сесія, 2015, м. Київ.

20. Шидловський М.С., Заховайко О.П., Димань М.М., Мусієнко О.С. Дослідження функціональної надійності систем остеосинтезу.// *XV МНТК «Приладобудування: стан і перспективи»*, 2016, м. Київ.

21. Шидловський М.С., Заховайко О.П., Димань М.М., Мусієнко О.С. Методи вимірювань характеристик пружності та твердості кісткової тканини. // *XV МНТК «Приладобудування: стан і перспективи»*, 2016, м. Київ.

22. Шидловський М.С., Турчин А.М., Димань М.М., Мусієнко О.С. Характеристики різних способів з'єднання переломів кісток стопи при циклічних навантаженнях.// *Матеріали всеукраїнської науково-технічної конференції молодих вчених та студентів «Інновації молоді – машинобудуванню»* Секція «Динаміка і міцність машин», НТУУ "КПІ" 2016 м. Київ. -С. 62-65.

23. Шидловський М.С., Циганков М.А., Димань М.М., Бондар А.М. Деформування засобів фіксації переломів п'ясних кісток під впливом фізіологічних навантажень.// *Матеріали всеукраїнської науково-технічної конференції молодих вчених та студентів «Інновації молоді – машинобудуванню»* Секція «Динаміка і міцність машин», НТУУ "КПІ" 2016 м. Київ. -С.65-68.

24. Шидловський М.С., Ільніцький О.В., Димань М.М., Шитіков В.С. Жорсткість з'єднання переломів стегнової кістки репозиційно - фіксаційним апаратом типу «АЗФ-К».// *Матеріали всеукраїнської науково-технічної конференції молодих вчених та студентів «Інновації молоді – машинобудуванню»* Секція «Динаміка і міцність машин», НТУУ "КПІ" 2016 м. Київ. -С.69-71.

25. Шидловський М.С., Ільніцький О.В., Димань М.М., Осипенко О.В. Деформування елементів стрижневих апаратів типу «АЗФ-К» під дією фізіологічних навантажень.//*Матеріали всеукраїнської науково-технічної конференції молодих вчених та студентів «Інновації молоді – машинобудуванню»* Секція «Динаміка і міцність машин», НТУУ "КПІ" 2016, м. Київ. -С.72-74.

26. Шидловський М.С., Лазарєв І.А., Димань М.М., Мусієнко О.С. Міцність фіксації проксимального відділу стегнової кістки при фіброзній дисплазії в умовах остеосинтезу різними типами фіксаторів.// *Матеріали всеукраїнської науково-технічної конференції молодих вчених та студентів «Інновації молоді – машинобудуванню»* Секція «Динаміка і міцність машин», НТУУ "КПІ" 2016 ,м. Київ. - С.75-78.

27. Шидловський М.С., Омельченко Т.М., Копчак А.В., Димань М.М., Мусієнко О.С. Пружні властивості та неоднорідність структури кісткової тканини кінцівок людини.// *Матеріали всеукраїнської науково-технічної конференції молодих вчених та студентів «Інновації молоді – машинобудуванню» Секція «Динаміка і міцність машин»*, НТУУ "КПІ" 2016, м. Київ. -С.78-81.

28. Шидловський М.С., Заховайко О.П., Копчак А.В., Димань М.М., Мусієнко О.С. Оцінка пошкоджень кісткової тканини за показниками твердості.// *Матеріали всеукраїнської науково-технічної конференції молодих вчених та студентів «Інновації молоді – машинобудуванню» Секція «Динаміка і міцність машин»*, НТУУ "КПІ" 2016, м. Київ. -С.81-84.

29. Шидловський М.С., Заховайко О.П., Димань М.М. Спосіб визначення переміщень в системах остеосинтезу.// *XVII МНТК „Прогресивна техніка, технологія та інженерна освіта”*, 2016, Одеський національний політехнічний університет, м. Одеса, -С.21-22.

30. Шидловський М.С., Циганков М.А., Димань М.М., Бондар А.М. Деформування засобів фіксації переломів п'ястих кісток під впливом фізіологічних навантажень.// *XVII МНТК „Прогресивна техніка, технологія та інженерна освіта”*, 2016, Одеський національний політехнічний університет, м. Одеса, -С. 23-24.

31. Димань М.М., Мусієнко О.С. Пружні властивості та неоднорідність структури кісткової тканини кінцівок людини.// *XVII МНТК „Прогресивна техніка, технологія та інженерна освіта”*, 2016, Одеський національний політехнічний університет, м. Одеса, -С. 25-26.

32. Шидловський М.С., Заховайко О.П., Димань М.М. Дослідження зміщень переломів кісток способом аналізу цифрових зображень.// *Впровадження наукових розробок у практику охорони здоров'я 2016” Щорічна науково-практична сесія*, 2016, м. Київ.

33. Шидловський М.С., Заховайко О.П., Димань М.М. Вплив способів остеосинтезу на деформування кісток кінцівок при дії фізіологічних навантажень.// *Біомедична Інженерія*, науково-практичний журнал, №4, 2017, м. Київ, -С. 26-30.

34. Шидловський М.С., Заховайко О.П., Димань М.М. Порівняльні показники надійності систем остеосинтезу.// *Біо-Медична Інженерія*, науково-практичний журнал, №4, 2017, м. Київ, -С. 96-100.

35. Шидловський М.С., Заховайко О.П., Димань М.М. Аналіз просторових переміщень точок переломів кісток із засобами фіксації під дією навантажень.// *Матеріали всеукраїнської науково-технічної конференції молодих вчених та студентів «Інновації молоді – машинобудуванню»* Секція «Динаміка і міцність машин», "КПІ" 2017, м. Київ. -С. 45-48.

36. Шидловський М.С., Заховайко О.П., Димань М.М., Карачун В.М. Оцінка точності та невизначеності вимірювань в системах остеосинтезу методом фотозйомки.// *Матеріали всеукраїнської науково-технічної конференції молодих вчених та студентів «Інновації молоді – машинобудуванню»* Секція «Динаміка і міцність машин», "КПІ" 2017, м. Київ. -С. 48-52.

37. Шидловський М.С., Димань М.М. Вплив циклічних навантажень на деформаційні характеристики засобів остеосинтезу п'яних кісток.//*Матеріали всеукраїнської науково-технічної конференції молодих вчених та студентів «Інновації молоді – машинобудуванню»* Секція «Динаміка і міцність машин», "КПІ" 2017, м. Київ. -С.52-55.

38. Шидловський М.С., Омельченко Т.М., Димань М.М., Федорчук М.П. Методика визначення деформаційних характеристик систем фіксації переломів великогомілкових кісток.//*Матеріали всеукраїнської науково-технічної конференції молодих вчених та студентів «Інновації молоді – машинобудуванню»* Секція «Динаміка і міцність машин», "КПІ" 2017, м. Київ. -С.56-59.

39. Шидловський М.С., Омельченко Т.М., Димань М.М., Доценко Г.М. Результати досліджень деформаційних характеристик засобів фіксації переломів великогомілкових кісток.//*Матеріали всеукраїнської науково-технічної конференції молодих вчених та студентів «Інновації молоді – машинобудуванню»* Секція «Динаміка і міцність машин», "КПІ" 2017, м. Київ. -С.60-62.

40. Димань М.М., Ільніцький О.В. Деформаційні характеристики систем «стегнова кістка-засіб фіксації перелому».// *XVIII МНТК „Прогресивна техніка*,

*технологія та інженерна освіта*”, 2017, Національний технічний університет України "Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського" м. Київ, - С.61-63.

41. Шидловський М.С., Омельченко Т.М., Димань М.М. Деформаційні характеристики систем фіксації переломів великогомілкових кісток. // *XVIII МНТК „Прогресивна техніка, технологія та інженерна освіта*”, 2017, Національний технічний університет України "Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського" м. Київ, -С.64-66.

42. Шидловський М.С., Заховайко О.П., Димань М.М. Оцінка точності вимірювань переміщень в системах остеосинтезу.// *XVIII МНТК „Прогресивна техніка, технологія та інженерна освіта*”, 2017, Національний технічний університет України "Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського" м. Київ, - С.67-69.

43. Шидловський М.С., Заховайко О.П., Димань М.М. Деформаційні критерії функціональної надійності систем остеосинтезу.//*XVIII МНТК „Прогресивна техніка, технологія та інженерна освіта*”, 2018, Національний технічний університет України "Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського"м. Київ.

44. Шидловський М.С., Заховайко О.П., Димань М.М. Деформування засобів фіксації переломів кінцівок під дією фізіологічних навантажень.// *XVIII МНТК „Прогресивна техніка, технологія та інженерна освіта*”, 2018, Національний технічний університет України "Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського" м. Київ.



## ABSTRACT

**Dyman M. M. Deformability of systems of means osteosynthesis of extremities taking into account a type of loadings. - Manuscript.**

Ph.D. thesis on specialty 01.02.04 "Mechanics of the solid deformed body". – "National technical university of Ukraine Kiev polytechnic institute of Igor Sikorsky"

The thesis is devoted to a research of durability and rigidity of systems osteosynthesis that are applied in modern surgical practice to fixing of bone fractures of the person, data acquisition about their resistance external by loading, deformation and development of shifts in changes under the influence of short-term and long-term cyclic loads.

In the first section there was reviewed modern scientific literature are analysed, it is considered the existing problems and the directions of development of modern technical means for an osteosynthesis, and justified the main issue of the study.

In the second section that was provided description of objects that methods of researches. In experiments used medicines of bones of people which were taken from biomaterial of the amputated extremities that utilization was subject and which, after the end of tests were utilized. On bones artificially formed necessary changes which fixed different means of an osteosynthesis.

The modes of test were as close as possible to real the modes of physiological loadings: actions squeezing, flexion and rotational the loadings operating on a bone were investigated; except of static tests actions cyclic loadings are investigated. Deformations and movement of points of the injured bone with the systems of an osteosynthesis compared to the corresponding characteristics of the uninjured bones which were subjected previously by test according to similar programs.

For fixing of the studied specimens to the worker of a table of the test machine used plastic basic heads that was made individually for each bone.

Experiments carried out with use of universal test cars of the Tira Test series by compression, a bend and torsion of samples. With application of the software of the test

car carried out cyclic loadings of samples in an interval between two preset values of force at the maximum quantity of cycles from 50 to 1000.

Measurements of deformation of a system were taken the sensor of movements of the test machine. For measurement of shifts of separate points of objects, in particular mutual parts of a change of shift, applied digital a photo and video filming. Tests included: fixing on a desktop of the test car of the injured bone with the system of fixing of a change and contrast tags which are previously placed on the fragments; photography of not loaded and loaded object; processing of pictures in the digital way.

In the third section of work features of deformation of areas are experimentally established to bone fractures. Means of fixing of fractures of tibial, talus, femoral and metacarpal bones are considered. It is investigated functional reliability of means "a clamp a bone" at action axial to compression, bending and torsion, including in the cyclic loads. It is chosen means of fixing of changes, optimum in terms of functional reliability. It is determined maximum permissible loads which do not lead to destruction and emergence of inadmissible shifts of fragments of bones in the field of a change.

For the first time by means of criteria ratios definition a permissible load that do not interfere with development of processes of regeneration of a bone tissue in the place of a change.

The fourth section is devoted to a research of characteristics of rigidity of systems of an osteosynthesis of fractures of tibial bones with use of a finite element method.

The research is conducted by means of methods of a computer tomography, information systems, technologies and algorithms of imitating modeling by the finite element method (FEM), mechanics of a solid body that is elastic is deformed.

The geometrical model of a tibial bone recreated according to pictures of a computer tomography of the healthy patient. Two-layer approximation of a bone tissue is defined on the sizes Haunsfeld for cortical and spongy layers. On the basis of data of spatial geometry it is created volume 3D geometry of bones, carried out modeling of changes and systems of fixing.

Models of materials of the biomechanical systems "clamp-bone" are presented as isotropic, elastic. Constants for fabrics of biological origin (cortical, a sponge) received

according to natural experiments of specimens of human bones. For elements of clamps it is chosen elastic isotropic model of titanitic Ti-6Al-4V alloy.

On the basis of the created computer models of biomechanical systems "clamp-bone" the research of the intense deformed state is conducted and the maximum sizes of efforts to compression, bending and the maximum torques are determined under a condition not excess of movement of 1.0 mm between bone fragments.

In the fifth section the analytical method of determination of levels of loadings which do not cause dangerous movements and mutual turns of parts of bone fractures with means of fixing that are applied in modern traumatology is offered. System performance "a bone with a change - means of fixing" that necessary for calculations, decide by separate tests at compression, a bend and torsion of samples of bones on changes and means of fixing. By means of the offered criteria of rigidity a permissible load for the medial plates 2M, the medial blocked plates 3M and x -shape medial blocked plates 4M is calculated. For calculations of the maximum movements accepted the point, the most remote from a clamp.

Using criteria of the maximum linear movement and value of the given movements, sizes of a permissible load at their simultaneous action were calculated.

For check of the validity of an analytical way of definition of movements by results of tests at simple types of loadings of specimens and measurements of spatial movements of points of a change and mutual angles of rotation the device allowing to reproduce simultaneous actions on the "bone with a change-means of fixing" system of the squeezing, bending and rotational loadings is developed and created. In the course of loading digital photography of area of a change and definition of movements (mutual shifts) of points of opposite parts to a change is provided.

Satisfactory coincidence of results of direct measurement of movements at difficult loading and design data is noted.

The scientific and practical value of the received results consists in experimental are defined deformation characteristics of systems of fixing of bone fractures of extremities. The practical value of introduction consists in the differentiated application of the studied systems of fixing that allows to carry out more effectively medical process and

to improve results of an osteosynthesis at patients with damages to a zone of a distal epimetaphysis of a tibial bone.

On the basis of the measured characteristics of durability and rigidity of a biomechanical it is proved the chosen optimum designs of means of fixing of difficult fractures of collision bones and rod devices of external fixing of fractures of long bones.

The offered methods allow to apply more effectively in medical process the new systems of an osteosynthesis and, respectively, improves the remote results at patients with difficult bone fractures of foot and long bones of extremities.

Results of work are introduced in the lead medical institutions of the city of Kiev at justification of application of systems of an osteosynthesis when planning surgical interventions.

**Keywords:** biomechanics, musculoskeletal device, means of fixing of changes, osteosynthesis, shifts of fragments, rigidity and durability of fixing, cyclic loads.

## ЗМІСТ

ВСТУП.....	18
РОЗДІЛ 1 СУЧАСНІ ЗАСОБИ ОСТЕОСИНТЕЗУ ТА ПРОБЛЕМИ ДОСЛІДЖЕННЯ ЇХ ФУНКЦІОНАЛЬНОЇ НАДІЙНОСТІ.....	24
1.1 Типи переломів за класифікацією AO/ASIF.....	25
1.2. Типи та функції систем ОС.....	26
1.3. Допустимі навантаження та деформації в системах остеосинтезу.....	28
1.4. Переваги та недоліки систем ОС за клінічними показниками.....	28
1.5. Експериментальні методи та результати.....	29
1.5.1. Випробування засобів фіксації переломів великогомілкової кістки.....	29
1.5.2. Випробування засобів фіксації переломів таранної кістки.....	31
1.5.3. Випробування засобів фіксації переломів стегнової кістки.....	33
1.5.4. Випробування засобів фіксації переломів п'ясної кістки.....	35
РОЗДІЛ 2 ОБ'ЄКТИ ТА МЕТОДИ ВИПРОБУВАНЬ.....	37
2.1. Обґрунтування методів досліджень та режимів випробувань.....	37
2.2. Об'єкти дослідження та їх підготовка до випробувань.....	40
2.3. Засоби та режими навантаження зразків.....	45
2.4. Реєстрація переміщень та обробка даних.....	51
РОЗДІЛ 3 РЕЗУЛЬТАТИ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ СИСТЕМ ОСТЕОСИНТЕЗУ.....	64
3.1. Переломи великогомілкових кісток, закріплені пластинами.....	64
3.2. Переломи таранних кісток, закріплених різними системами ОС.....	86
3.3. Переломи стегнових кісток, закріплених стержневими апаратами зовніш- ньої фіксації.....	97
3.4. Переломи п'ясних кісток, закріплених різними засобами фіксації.....	104
РОЗДІЛ 4 ДОСЛІДЖЕННЯ НДС БІОМЕХАНІЧНИХ СИСТЕМ НИЖНІХ КІНЦІВОК З ПЕРЕЛОМАМИ ТА СИСТЕМАМИ ОСТЕОСИНТЕЗУ.....	109
4.1. Методи та матеріали.....	109

	17
4.2. Результати чисельних розрахунків .....	112
РОЗДІЛ 5 ДЕФОРМАЦІЙНІ КРИТЕРІЇ ФУНКЦІОНАЛЬНОЇ НАДІЙНОСТІ СИСТЕМ ОСТЕОСИНТЕЗУ .....	123
5.1. Деформаційні критерії функціональної надійності при одноразових навантаженнях .....	124
5.2. Деформаційні критерії функціональної надійності при циклічних навантаженнях.....	129
5.3. Застосування критеріїв для оцінки надійності пластин для фіксації переломів великогомілкових кісток.....	134
5.4. Визначення просторових переміщень в переломах при сумісній дії стиску, згину та кручення.....	145
ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ.....	154
СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ .....	157
ДОДАТОК А.....	187
ДОДАТОК Б.....	194
ДОДАТОК В.....	195
ДОДАТОК Г.....	200
ДОДАТОК Ґ.....	201
ДОДАТОК Д.....	202
ДОДАТОК Е.....	203
ДОДАТОК Є.....	204
ДОДАТОК Ж.....	205
ДОДАТОК З.....	206

## ВСТУП

На сьогоднішній день в хірургічній практиці переломи кісток переважно фіксуються механічними засобами шляхом їх з'єднання різного роду елементами: пластинами, стержнями, гвинтами, шпильками, іншими засобами. У більшості випадків остеосинтез (ОС) за допомогою засобів фіксації переломів (ЗФП) є більш ефективним у порівнянні з іншими методами лікування. Досить часто, особливо при складних переломах, консервативні методи взагалі не можуть дати позитивних результатів.

Розвиток методів операційного лікування травм опорно-рухового апарату (ОРА) є однією з головних задач сучасної травматології. Розробка та застосування нових систем ОС забезпечує надійну фіксацію переломів будь-якої складності та дозволяє скоротити тривалість лікування. Зростання вимог до якості лікування переломів кісток та потреба зменшення вартості ЗФП потребують постійного удосконалення цих засобів.

Актуальність досліджень обумовлена зростанням кількості травм, включно з травмами, одержаними при ДТП, вогнепальними переломами, пошкодженнями кісток онкологічного походження, виробничими та побутовими травмами; значною кількістю типів кісток в ОРА людини та багатьох типів переломів, які обумовлюють різноманітні способи з'єднання уламків кісток при переломах та різні конструкції ЗФП; наявністю різних видів та режимів навантажень (стиск, розтяг, згин, кручення, статичні, циклічні, їх комбінації)

Обґрунтований вибір для практичного застосування того або іншого ЗФП для закріплення певного типу кістки та перелому потребує індивідуального вивчення міцності та жорсткості всього ряду засобів, що пропонуються виробниками медичного обладнання.

Аналіз літератури, присвяченої проблемам хірургічного лікування пошкоджень кісток та суглобів, показав недостатність, а в ряді випадків практично повну відсутність надійних експериментальних даних щодо показників міцності та жорсткості систем «пошкоджена кістка – ЗФП», що застосовуються в сучасній

медичній практиці. Окремі дослідження проводилися лише при з'єднанні довгих кісток. Відсутні уніфіковані методи вимірювань зміщень частин переломів під дією навантажень, у зв'язку з чим відмічаються суперечності в опублікованих даних. Результатів досліджень опору систем ОС довготривалим та циклічним навантаженням у загальнодоступній літературі не знайдено взагалі.

Використання запропонованих методик випробувань та розроблених критеріїв надійності систем ОС дозволяє суттєво спростити та прискорити оцінку якості фіксації переломів лікувальними пристроями.

### **Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами.**

Розробка даної тематики здійснювалася відповідно до наукових планів і науково-технічних програм: кафедри динаміки і міцності машин та опору матеріалів (ДММ та ОМ), науково-дослідної лабораторії (НДЛ) "Біомеханічних систем та композиційних матеріалів" механіко-машинобудівного інституту (ММІ) НТУУ "КПІ" з 2015р по 2018р; планових д/б НДР №2862-п «Розробка нових засобів діагностики міцності та надійності БМС «кістка – суглоб - імплантат» з урахуванням пошкоджень біологічних тканин» (держреєстрація №0115U000643), договорів про спільну науково-дослідну діяльність між НТУУ "КПІ", НДЛ кафедри ДММ та ОМ, ММІ та Інституту ортопедії та травматології Академії медичних наук України (лабораторією біомеханіки), Української військово - медичної академії (кафедра військової хірургії).

**Мета роботи** – дослідження міцності та жорсткості широкого ряду ЗФП, що застосовуються в сучасній хірургічній практиці для фіксації переломів кісток людини, одержання нових даних про їх опір зовнішнім навантаженням, деформування та розвиток зміщень у переломах під дією короточасних та довготривалих циклічних навантажень.

### **Завдання дослідження для досягнення цієї мети:**

- проведення аналізу сучасних систем ОС, конструкцій існуючих ЗФП, методів та результатів експериментального і аналітичного дослідження міцності та жорсткості систем «кістка з пошкодженням – ЗФП»;



- розробка методики вимірювання характеристик міцності і жорсткості систем ОС під дією статичних та циклічних навантажень;
- проведення натурних стендових випробувань зразків кісток з модельованими переломами із застосуванням широкого ряду ЗФП під дією стиску, згину та кручення; експериментальне визначення характеристик міцності та жорсткості систем ОС для кісток різної анатомічної форми;
- на базі отриманого експериментального матеріалу встановлення закономірностей виникнення і накопичення деформацій в системах ОС;
- розробка критеріальних співвідношень для аналітичного визначення допустимих сил, що можуть діяти на системи «кістка – засіб фіксації» при складному навантаженні, за результатами простих випробувань на стиск, згин та кручення;
- вибір раціональних, з точки зору опору зовнішнім навантаженням, конструкцій ЗФП і встановлення безпечних рівнів навантажень пошкоджених кісток із застосованими засобами.

**Об’єкт дослідження** – вивчення особливостей взаємодії ЗФП з уламками кістки за умови дії простих та складних видів навантажень.

**Предмет дослідження** – закономірності процесів виникнення та розвитку зміщень у місцях переломів кісток, деформування систем «кістка з переломом – ЗФП» під впливом зовнішніх навантажень, функціональна надійність фіксації переломів при статичних та циклічних навантаженнях з урахуванням конструктивних особливостей ЗФП та анатомії кісток.

**Методи досліджень** базуються на теорії опору матеріалів, теорії пружності, методах математичного аналізу, методі скінчених елементів, методах розрахунку, методах математичної статистики, інформаційних технологіях.

#### **Наукова новизна отриманих результатів.**

1) Набули подальшого розвитку способи реєстрації процесів деформування систем ОС під дією короточасних та тривалих навантажень.

2) Застосований спосіб складного навантаження «пошкоджена кістка – ЗФП» з реєстрацією просторових переміщень точок перелому.

3) Вперше експериментально отримані характеристики міцності та жорсткості систем ОС: з пластинами з кутовою стабільністю та пластинами для відкритої остеотомії великогомілкових кісток; з різним розташуванням малеолярних компресуючих, зустрічно-компресуючих та кортикальних гвинтів і шпичів Кіршнера для фіксації переломів шийки таранних кісток; зі стержневими апаратами зовнішньої фіксації та армуванням системою металоостеосинтезу із застосуванням накісткової пластини і кісткового цементу для фіксації пошкоджень стегнових кісток; з металевими шпичами, титановими мініпластинами та стрижневим апаратом зовнішньої фіксації для переломів п'ясних кісток.

4) Вдосконалено спосіб визначення приведених переміщень різних точок переломів під дією простих навантажень (стиск, згин та кручення) із подальшим застосуванням критеріїв жорсткості переломів для визначення допустимих просторових навантажень, що не приводять до виникнення небезпечних зміщень в області перелому.

5) Вперше для оцінки функціональної надійності систем ОС враховані переміщення точок перелому під дією циклічних навантажень.

### **Практичне значення отриманих результатів.**

1) Експериментально визначені деформаційні характеристики систем фіксації переломів дистального відділу ВГК дозволили рекомендувати для практичного використання латеральну і медіальну дистально блоковані пластини для накісткового остеосинтезу та Х-подібна пластина (puddy-plate) для відкритої корекційної остеотомії (open-wage).

Практичне значення впровадження полягає в диференційованому застосування досліджених систем фіксації, що дозволяє ефективніше проводити лікувальний процес та покращити результати остеосинтезу у пацієнтів з пошкодженнями в зоні дистального епіметафізу великогомілкової кістки. Пропонується до впровадження в ортопедо-травматологічних відділеннях лікарень.

2) На основі вимірювань характеристик міцності та жорсткості біомеханічно обґрунтовано вибрані оптимальні конструкції засобів фіксації складних переломів

таранних кісток та стрижневих апарати зовнішньої фіксації переломів довгих кісток.

Запропоновані методи дозволяють ефективніше застосовувати в лікувальному процесі нові системи остеосинтезу та, відповідно, покращують віддалені результати у хворих зі складними переломами кісток стопи та довгих кісток кінцівок. Пропонується до впровадження в ортопедо-травматологічних відділеннях лікарень та військових госпіталів.

Акт про впровадження пошукової наукової розробки «Біомеханічно обґрунтований вибір оптимальних конструкцій засобів фіксації переломів дистального епіметафізу великогомілкової кістки» від «20» червня 2018 р., затверджений Головним лікарем ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України». Місце і час впровадження: ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», 2017-2018 рр.

Акт про впровадження пошукової наукової розробки «Біомеханічно обґрунтований вибір оптимальних конструкцій засобів фіксації складних переломів таранних кісток на основі вимірювань характеристик надійності» від «14» квітня 2016 р., затверджений Головним лікарем КЗ КОР «Київська обласна клінічна лікарня». Місце впровадження: Ортопедо-травматологічний центр КЗ КОР «Київська обласна клінічна лікарня».

Акт про впровадження пошукової наукової розробки «Біомеханічно обґрунтований вибір оптимальних конструкцій засобів фіксації переломів діафізу стегнової кістки при метастатичних пухлинах» від «19» жовтня 2016 р., затверджений Головним лікарем ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України». Місце і час впровадження: ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», 2015-2016 рр.

Акт про впровадження пошукової наукової розробки «Методи біомеханічно обґрунтованого вибору оптимальних конструкцій стрижневих апаратів зовнішньої фіксації при складних переломах довгих кісток кінцівок на основі вимірювань характеристик надійності» від «19» травня 2016 р., затверджений Начальником

Української військово-медичної академії. Місце впровадження: клінічні бази кафебри військової хірургії УВМА.

**Особистий внесок здобувача** полягає в: розробці методики проведення натурних стендових випробувань, проведенні експериментальних досліджень кісток з різними засобами фіксації переломів, обробці отриманих даних, виконанні аналітичних розрахунків та розрахунків за допомогою чисельних методів.

#### **Апробація результатів роботи.**

Основні результати дисертації доповідалися та обговорювалися на: XVI - XIX Міжнародних науково-технічних конференціях «Прогресивна техніка і технологія» у 2015 - 2018 роках (м. Київ, Україна), Загально-університетській конференції присвяченій дню Науки, секція «Машинобудування» у 2015 році (м. Київ, НТУУ «КПІ»), XV Міжнародній науково-технічній конференції «Приладобудування: стан і перспективи» (м. Київ, Україна) у 2016 році, Всеукраїнських науково-технічних конференціях молодих вчених та студентів «Інновації молоді – машинобудуванню» 2016 - 2018 роках (м. Київ, НТУУ «КПІ»).

Повністю робота доповідалась на засіданні кафедри динаміки і міцності машин та опору матеріалів ММІ НТУУ “КПІ імені Ігоря Сікорського” (м. Київ, 2018, 2019)

**Публікації.** За темою дисертації опубліковано 44 наукові праці, з них 1 – монографія у співавторстві, 6 – статей у наукових фахових виданнях (з них 1 – стаття у виданні іноземних держав, 5 – у виданнях України, які включені до міжнародних наукометричних баз), 4 – статей в наукових медичних виданнях України, 3 патенти України, 30 – у матеріалах наукових конференцій та в інших виданнях.

**Об’єм і структура дисертації.** Дисертаційна робота складається зі вступу, п’яти розділів, загальних висновків, списку використаних літературних джерел та додатку. Загальний обсяг дисертації становить 185 сторінок, в тому числі 116 рисунків, 38 таблиць, 10 додатків і список використаних джерел із 282 бібліографічних найменувань.

## РОЗДІЛ 1 СУЧАСНІ ЗАСОБИ ОСТЕОСИНТЕЗУ ТА ПРОБЛЕМИ ДОСЛІДЖЕННЯ ЇХ ФУНКЦІОНАЛЬНОЇ НАДІЙНОСТІ

Остеосинтез з використанням пластин займає значне місце в хірургічному лікуванні пошкоджень та захворювань опорно-рухового апарату [1,2].

“Ідеальний” фіксатором, той, що з мінімальною додатковою травмою м'яких і кісткових тканин зберігає нерухомість відламків, забезпечує функцію і опороздатність пошкодженої кінцівки на протязі всього періоду лікування [3]. Фіксатори повинні бути виготовлені з біологічно інертних матеріалів [4-7].

Конструкції фіксаторів повинні бути біомеханічно обґрунтовані. При наявності змінних напружень руйнування матеріалу відбувається при напруженнях значно менших, ніж граничні напруги при одноразовому статичному навантаженні [8]. Бувають ситуації, коли фіксатор не витримує тривалого динамічного навантаження [9,10].

Стабільний остеосинтез пластинами є досить ефективним засобом лікування переломів [11-13]. Особливістю методу є створення великого запасу міцності, що дозволяє здійснювати ранні рухи, тим самим, поєднувати періоди консолідації та відновлення функції кінцівки [14,15].

Масштаби сучасних травм перетворили цю проблему із медичної в соціальну. Травми в розвинутих країнах є третьою по частоті причиною смерті та інвалідності [16-18]. Ушкодження опорно-рухової системи завдають збитків здоров'ю людей, що призводить до значних матеріальних витрат. Щорічно біля 10% населення отримують переломи кісток, у 0,5-16% цих хворих виникають незрошення [19,20]. Аналіз сучасної вітчизняної та зарубіжної літератури свідчить, що відсутній який-небудь універсальний метод лікування [21-27].

Накістковий остеосинтез виконують за допомогою конструкцій, таких як дріт, металеві кільця. Даний метод має недостатньо міцну фіксацію і самостійного застосування не знаходить, але може застосовуватись разом з іншими методами [28-32].

Конструкція пластин передбачає введення гвинтів в одній площині. Цю проблему успішно усувають конструкції І.М.Рубленика, П.І.Білінського, І.М.Пичхадзе [33-38].

Багатоуламкові переломи менш чуттєві до зміщень, абсолютне зміщення розкладається на безліч незначних відносних зміщень між окремими фрагментами. Ситуація при простих переломах більш критична [39-41]. При простих діафізарних переломах необхідно використовувати накістковий остеосинтез, з анатомічною репозицією та створенням міжфрагментної компресії [42,43].

Отже, на сьогоднішній день є багато засобів остеосинтезу, але всі вони мають певні недоліки. Зважаючи на ці обставини, доцільно продовжити роботи з удосконалення систем остеосинтезу [44-50].

### 1.1. Типи переломів за класифікацією АО/ASIF [51-56]

Універсальна класифікація переломів включає визначення типу, групи і підгрупи перелому кожного сегмента кістки з деталізацією пошкодження. На рис. 1.1 представлено поділ переломів на три типи і 27 підгруп.

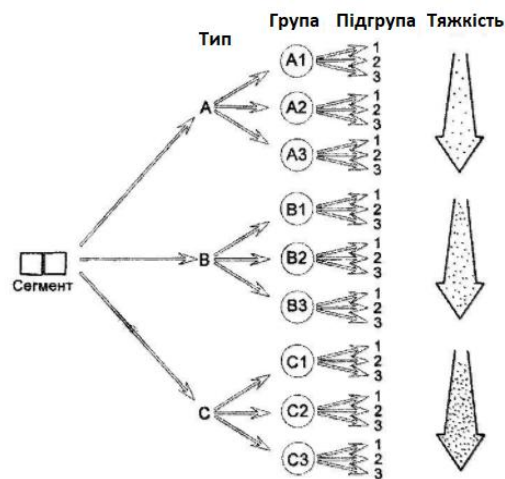


Рис. 1.1. Ієрархічний поділ переломів

Прописними буквами позначаються три типи переломів будь-якого сегмента кістки: А, В і С. Кожен тип ділиться на три групи і позначається буквами з цифрами (А1, А2, А3, В1, В2, В3, С1, С2, С3). Пошкодження групи А1 є найпростішими з найкращим прогнозом, а С3 - найбільш важкими переломами з поганим

прогнозом. Після визначення типу і групи перелому приступаємо до визначення підгрупи і деталізації. Анатомічну локалізацію позначають двома цифрами (перша - для кістки, друга - для її сегмента).

## **1.2. Типи та функції систем ОС [57]**

На сьогоднішній день в травматології способи остеосинтезу класифікуються за способом фіксації та часом застосування остеосинтезу.

### **За способом фіксації:**

#### **1. Внутрішній :**

- внутрішньокістковий (інтрамедулярний);
- накістковий;
- із застосуванням інших фіксаторів (гвинти, спиці);
- комбінований —застосовання декількох варіантів фіксації.

#### **2. Зовнішній остеосинтез (спиці, стрижні).**

### **За часом застосування:**

#### **1. Первинний остеосинтез.**

#### **2. Відстрочений остеосинтез.**

При зовнішньому остеосинтезі фіксатори, які з'єднують кісткові відламки, встановлюються в ділянці перелому.

Первинний остеосинтез, виконується в першу добу після травми, як основний метод лікування. Відстрочений остеосинтез виконується коли після тяжкої травми стан хворого нормалізується, тобто через дві й більше доби.

Стабільно-функціональний остеосинтез — це вид лікування переломів костей, що припускає жорстку фіксацію кісткових фрагментів. Принципи стабільно-функціонального остеосинтезу:

- анатомічна репозиція кісткових фрагментів,
- стабільна фіксація кісткових відламків,

### **За способом розташування засобів фіксації відламків:**

**1. Зовнішній черезкістковий компресійно-дистракційний остеосинтез (ЧКДО) [58]** Зовнішній черезкістковий компресійно-дистракційний остеосинтез

може бути виконаний за допомогою компресійно-дистракційного апаратів (Ілізарова, Волкова - Оганесяна, Гудушаурі). Метод дає можливість ходити з повним навантаженням на нижню кінцівку, без зміщення відламків. Фіксатори використовуються у вигляді металевих спиць або цвяхів, розташованих через відламки кісток перпендикулярно до їх осі.

**2. Занурюючий остеосинтез [59]** Це оперативне встановлення засобу остеосинтезу в зону перелому. Даний метод залежно від розташування фіксатора по відношенню до кістки буває внутрішньокістковий (інтрамедулярних), накістковий і черезкістковий. При внутрішньокістковому остеосинтезі використовують стрижні (гвинти, штифти), для накісткового - пластинки з гвинтами, шурупами, для черезкісткового - гвинти, спиці. Можливе поєднання різних видів остеосинтезу.

**3. Внутрішньокістковий остеосинтез [60]** Може бути закритим і відкритим.

**4. Накістковий остеосинтез [61]** Остеосинтез проводять за допомогою різних фіксаторів-пластин, які з'єднуються з кісткою за допомогою шурупів і гвинтів.

**5. Черезкістковий остеосинтез [62]** Для забезпечення постійної нерухомості на стику кісткових відламків необхідно при накладенні апарату створювати великий запас стійкості [63-67].

Випускаються кортикальні, спонгіозні, малеоларні, малі кортикальні і спонгіозні і різні види міні-гвинтів (рис. 1.2).

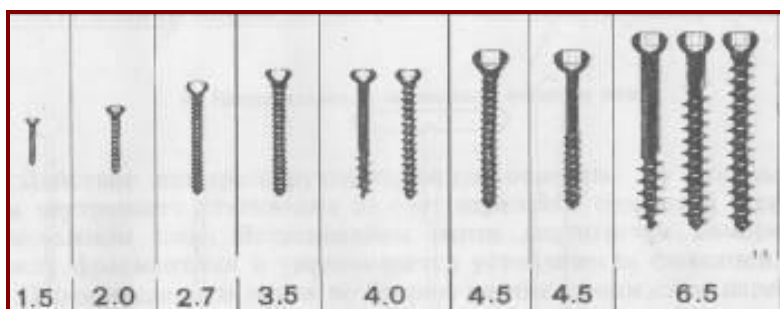


Рис. 1.2 Види гвинтів



### 1.3. Допустимі навантаження та деформації в системах остеосинтезу

На сьогоднішній день біомеханіка є актуальною проблемою ортопедії та травматології. Критерієм здатності фіксатора опиратися зовнішнім навантаженням при стабільно-функціональному остеосинтезі є жорсткість фіксації систем остеосинтезу. Надмірна рухомість в місці дотику частин перелому сповільнює процес формування кісткового зрощення [68-69].

Результати досліджень показали, що точки перелому мають багатовекторну траєкторію переміщень у просторі. Кутова деформація супроводжується лінійними переміщеннями відламків. Відповідно до результатів [70], у перші дві доби – це фібрин-кров'яний згусток, який утворився в між-відламковій та навколовідламковій зонах. З 8-10-ї доби фібрин починає заміщуватись колагеном. Як вказують науковці [71-72], величини зміщень відламків за відносної стабільності становлять 2-10% від вихідної відстані між ними. Для відновлення опірної здатності кінцівки, конструкція повинна забезпечити стабільність фіксації при навантаженні під час стояння та ходьби. Отже, переміщення в області перелому на більше ніж на 1 мм та кутове переміщення відламків з амплітудою більше  $3^\circ$  - вважається несприятливим критичним для формування первинного зрощення [73, 74].

Виходячи з того, що сила  $F=mg$  ( $m$ - маса тіла,  $g$  – прискорення вільного падіння, що становить  $9,81 \text{ м/с}^2$ ), то для людини з середньою масою тіла (70 кг) сила осьового навантаження під час опори на одну кінцівку становить :  $F=70 \text{ кг} \cdot 9,81 \text{ м/с}^2=687 \text{ Н}$ .

Відомо, що навантаження на одну кінцівку під час ходьби становить 120-130% від маси тіла [75-79]. Для людини з середньою масою тіла навантаження на одну кінцівку під час ходьби становить:  $F=70 \text{ кг} \cdot 9,81 \text{ м/с}^2 \cdot 1,3 =892 \text{ Н}$ .

#### **1.4. Переваги та недоліки систем ОС за клінічними показниками [80-91]**

Використання апаратів зовнішньої фіксації залежить від завдань. Якщо необхідно забезпечити тимчасову фіксацію на період до виконання внутрішнього остеосинтезу, перевагу мають прості конструкції. Якщо апарат призначений для застосування як основний метод, то необхідно обирати ті, які забезпечують високий рівень стабільності остеосинтезу. Конструкція апарату зовнішньої фіксації має відповідати вимогам:

1. забезпечення стабільно-функціонального;
2. можливість раннього навантаження на кінцівку;
3. збереження мобільності пацієнта та можливості самообслуговування. Для виконання вимог мають бути реалізовані такі моменти:

— передбачати мінімальну кількість елементів зв'язку апарата з кісткою поблизу суглобів;

— міцність зв'язку апарата з кісткою, нестабільність апарата погіршує умови для розвитку регенерації ушкодженої кістки;

— керування відламками під час фіксації.

При виборі типу апарата та його компоновки необхідно враховувати переваги й недоліки окремих конструкцій.

#### **1.5. Експериментальні методи та результати**

Представлено характеристики жорсткості та надійності фіксації переломів стандартними та зустрічно-компресійними гвинтами, що фіксують косий перелом проксимального епіфізу великогомілкової кістки у реальних, включаючи циклічні, режимах дії зовнішніх навантажень. При передачі стискаючого зусилля на відламок тип фіксуючих гвинтів суттєво впливає на деформації системи остеосинтезу при всіх рівнях навантаження; залишкові деформації (взаємний зсув відламків) систем з зустрічно-компресійними гвинтами суттєво менше залишкових деформацій системи з стандартними гвинтами. Застосування нових типів гвинтів суттєво підвищує стабільність фіксації та в цілому збільшує механічну надійність фіксації косих переломів проксимальних епіфізів великогомілкової кістки.

### 1.5.1. Випробування засобів фіксації переломів великогомілкової кістки [92-108]

Фіксацію відламків кісток виконували стандартними та зустрічно-компресійними гвинтами. На трьох колінних суглобах модельовані переломи кісток з'єднували зустрічно-компресійними гвинтами. Надалі ці препарати позначені як **СЗк**. На інших трьох суглобах моделювали аналогічні переломи та з'єднували їх стандартними гвинтами. Надалі ці препарати позначені як **ССт**. Неушкоджені суглоби надалі позначаємо як **СН**.

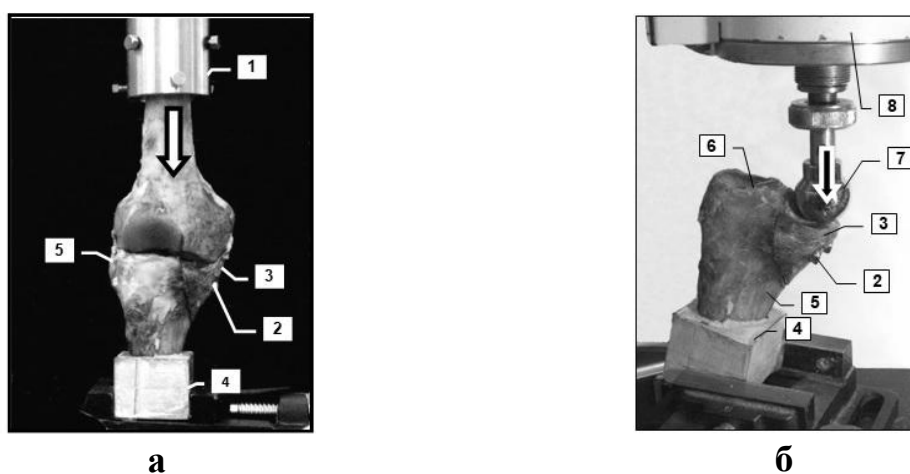
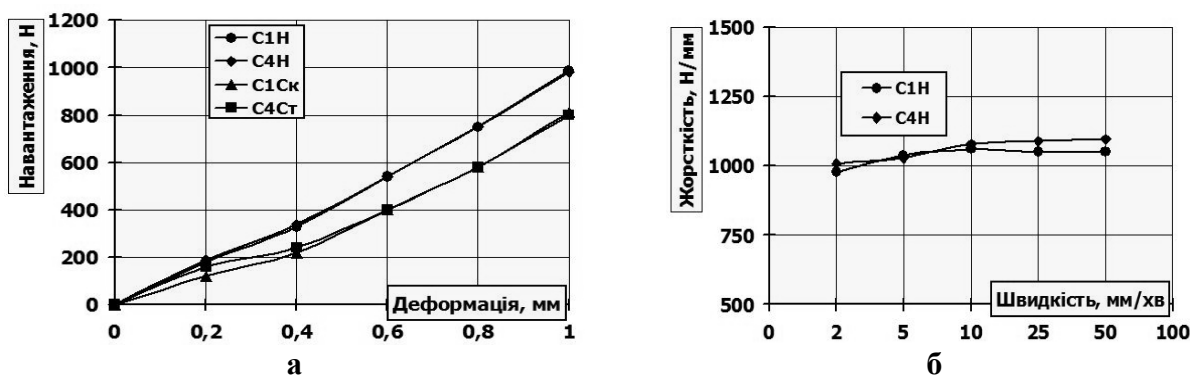


Рис. 1.3– Навантаження суглобу ( $\downarrow$ ) через стегнову кістку (а) та через медіальний виросток (б); 1 – затискний стакан; 2 – з'єднувальні гвинти; 3 – медіальний виросток; 4 – протакрілова опора; 5 – великогомілкова кістка; 6 – дистальний метаепіфіз стегнової кістки; 7 – навантажувальна головка; 8 – динамометр

Побудовано залежності приведених деформацій суглобів від загальних деформацій препаратів (рис. 1.4в).



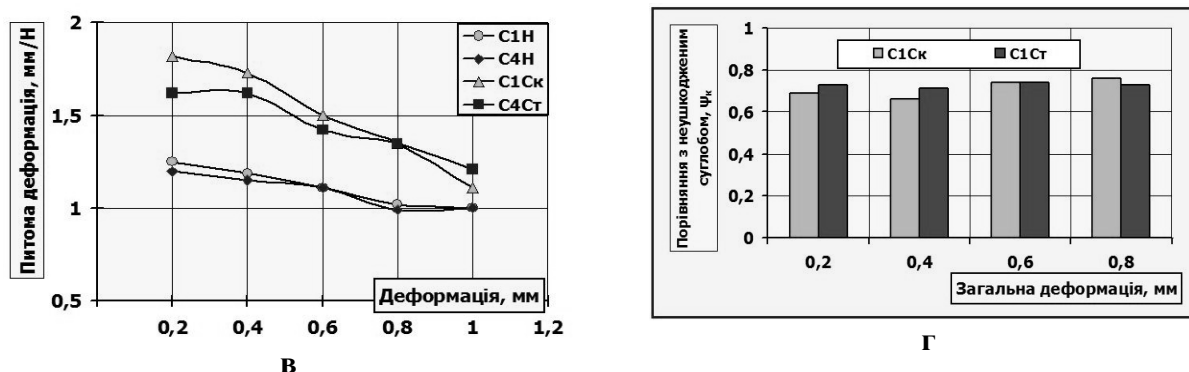


Рис. 1.4 – Діаграми деформування суглобів при стискуванні (а), залежності жорсткості суглобів від швидкостей деформування (б), зміна приведених деформацій при зростанні загальної деформації (в) та порівняння неушкоджених та пошкоджених суглобів (г)

В таблиці 1.1 наведено узагальнені результати випробувань непошкоджених препаратів та препаратів з модельованими переломами, закріпленими двома типами гвинтів.

Встановлено, що при передачі стискаючого зусилля на всю поверхню колінного суглобу тип фіксуючих гвинтів практично не впливає на жорсткість системи остеосинтезу. Жорсткість систем, що фіксовані ГСт та ГЗк, при навантаженнях у межах 200 ...800 Н складає 0.66 – 0.76 % від жорсткості неушкодженого суглобу. Різниця між показниками жорсткості систем ССт та СЗк лежить у інтервалах вірогідності.

Таблиця 1.1

Жорсткості неушкоджених суглобів (СН) та суглобів з модельованими переломами, що закріплені зустрічно-компресійними (СЗк) та стандартними (ССт) гвинтами

Деформація $\Delta_G$ , мм	Препарати		$\Psi_K$	Препарати		$\Psi_K$
	СН	СЗк		СН	ССт	
	С, Н/мм			С, Н/мм		
0.2	799	549	0,69	865	633	0,73
0.4	839	550	0,66	868	618	0,71
0.6	904	665	0,74	904	668	0,74
0.8	977	743	0,76	1010	739	0,73

### 1.5.2. Випробування засобів фіксації переломів таранної кістки [109-136]

Перелом шийки надп'яркової кістки моделювали шляхом поперечної остеотомії у площині, яка перпендикулярна підшовній поверхні та проходить у фронтальній площині посередині між переднім краєм гомілково-надп'яркової

суглобової поверхні та верхнім краєм надп'яtkово-човноподібної суглобової поверхні (рис. 1.5). Остеотомію виконували остеотомом з широким лезом.

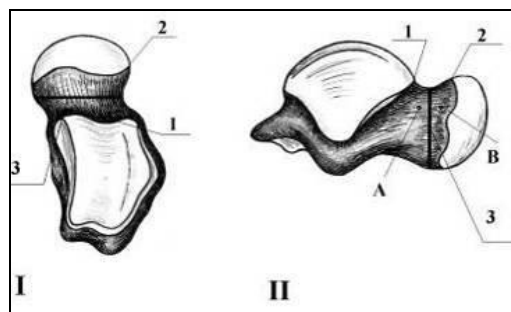


Рис. 1.5 - Модель поперечного перелому шийки надп'яtkової кістки: I – вигляд зверху; II – вигляд з латеральної сторони; 1 – передній край суглобової поверхні гомілконадп'яtkового суглоба; 2 – передній край надп'яtkово-човноподібного суглоба; 3 – лінія остеотомії; А, В – реперні точки

Натурні моделі переломів було поділено на три групи (по 5 моделей), у кожній з яких виконували фіксацію кісткових уламків за різними методиками, а саме:

I група – фіксація двома металевими шпильками Кіршнера діаметром 2 мм, які за допомогою електричної дрилі вводили в горизонтальній площині перпендикулярно лінії перелому та під кутом  $40^\circ$  одна до одної з верхнього краю надп'яtkовочовноподібної суглобової поверхні в напрямку до заднього виростка надп'яtkової кістки на відстані 15 мм одна від одної ;

II група – фіксація шпильковим апаратом черезкісткової фіксації (апарат Ілізарова). Фіксацію уламків виконували двома шпильками діаметром 2 мм, які проводили через уламки надп'яtkової кістки в горизонтальній площині паралельно площині остеотомії за загальновизнаною стандартною методикою;

III група – фіксація двома малими спонгіозними самонарізними канюльованими гвинтами діаметром 4 мм, довжиною 45 мм та діаметром каналу 1 мм.

Результати осьового компресійного навантаження препаратів наведено у табл. 1.2, а за отриманими даними побудовано графіки залежності зміщення кісткових уламків **ТК** ( $\Delta$ ) від осьового компресійного навантаження (**Р**) при різних методиках їх фіксації (рис.1.6)

Таблиця 1.2

Середнє значення сумарного вектора зміщення  $\Delta$  та стандартна помилка середнього  $\pm m$  при фіксованих осьових компресійних навантаженнях  $P$  і різних методиках фіксації кісткових уламків надп'яркової кістки.

Навантаження $P, H$	спонгіозні гвинти	апарат Ілізарова	шпиці Кіршнера
	$\Delta \pm m, \text{мм}$	$\Delta \pm m, \text{мм}$	$\Delta \pm m, \text{мм}$
100	$0.17 \pm 0.02$	$0.39 \pm 0.03$	$0.60 \pm 0.07$
200	$0.59 \pm 0.02$	$0.95 \pm 0.04$	$1.41 \pm 0.07$
300	$1.03 \pm 0.03$	$1.54 \pm 0.04$	$2.50 \pm 0.06$
400	$1.49 \pm 0.04$	$2.22 \pm 0.03$	$3.81 \pm 0.06$
500	$2.06 \pm 0.02$	$3.07 \pm 0.05$	$5.26 \pm 0.08$

Для порівняння жорсткості фіксації за різними методиками базовим значенням приймали зміщення фіксації двома малими спонгіозними самонарізними канюльованими гвинтами. При цьому виді остеосинтезу жорсткість фіксації була найбільшою, тому відношення зміщень при інших способах фіксації ( $\Delta$  апарату та  $\Delta$  спиць) до зміщення при фіксації гвинтами (табл.1.3) характеризує перевагу гвинтових з'єднань.

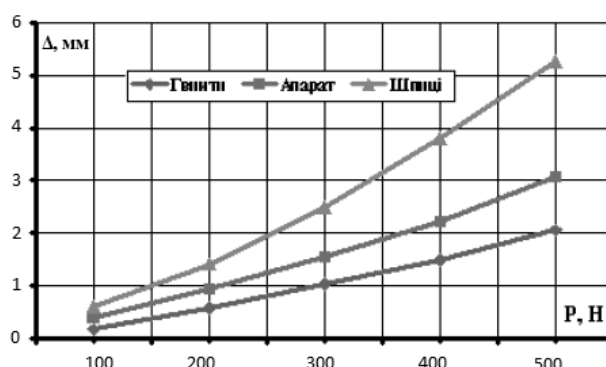


Рис.1.6- Графік залежності загальних зміщень уламків таранної кістки ( $\Delta$ ) під впливом осьових навантажень

Таблиця 1.3

Перевага фіксації перелому таранної кістки гвинтовим з'єднанням порівняно з іншими методиками при фіксованих осьових компресійних навантаженнях

Навантаження $P, H$	Відношення зміщень точок перелому	
	$\Delta$ апарату / $\Delta$ гвинтів	$\Delta$ спиць / $\Delta$ гвинтів
100	2.29	3.52
200	1.61	2.39
300	1.49	2.43
400	1.49	2.56
500	1.49	2.55

### 1.5.3. Випробування засобів фіксації переломів стегнової кістки [137-167]

Стегнові кістки було розподілено на 3 рівні групи по шість препаратів у кожній групі. На стегнових кістках моделювали нестабільні черезвертлюжні переломи шляхом розпилю кісток у вертлюжній ділянці навхрест поблизу стегнового суглобу (рис. 1.7).



Рис. 1.7- Вигляд препарату після остеотомії

Препарати першої групи були фіксовані ніжною ендопротеза на кістковому цементі і серкляжним дротом рис. 1.8а, препарати другої групи – фіксаторами DHS рис. 1.8б, препарати третьої групи – кутовими пластинами  $130^0$  рис. 1.8в. Перед моделюванням переломів випробували непошкоджені (контрольні) зразки рис. 1.8г).



а



б



в



г

Рис. 1.8 – Препарати після остеотомії, фіксовані ендопротезом (а), пластиною DHS (б) та кутовою пластиною  $130^0$  (в), і непошкоджена кістка (г)

Таблиця 1.4

Загальні жорсткості системи  $C_p = 1 / \delta_p$  та жорсткості з'єднання уламків  $C_{1-2} = 1 / \delta_{1-2}$  стегнової кістки (Н/мм) при згині та стиску

Препарат	Навантаження згином		Навантаження стиском	
	$C_p$	$C_{1-2}$	$C_p$	$C_{1-2}$
Неушкоджена СК	135	---	303	---
СК + ендопротез	133	312	588	909
СК + пластина DHS	53	57	123	156
СК+кутова пластина	103	83	86	132

Внаслідок цього подальший аналіз закономірностей деформування зазначених систем проводився з використанням не абсолютних значень переміщень точок системи, а на відносних величинах, тобто на питомих загальних деформаціях системи в цілому та на взаємних питомих зміщеннях уламків кістки.

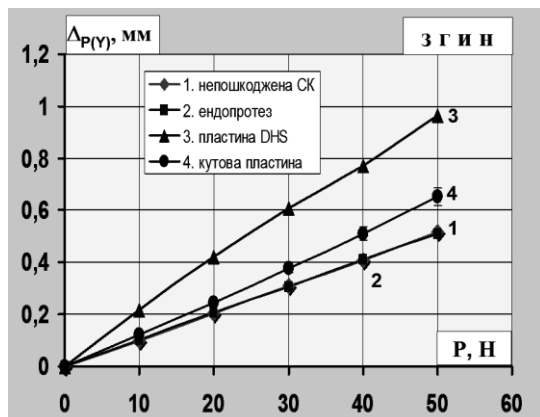


Рис. 1.10 – Залежності переміщення точки прикладення навантаження (точка Р) від величини навантаження при згині

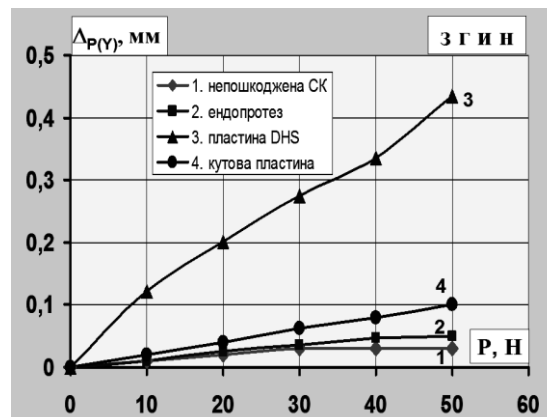


Рис. 1.11 – Залежності взаємних зміщень уламків СК (відстань між точками 1 та 2) від величини навантаження при згині

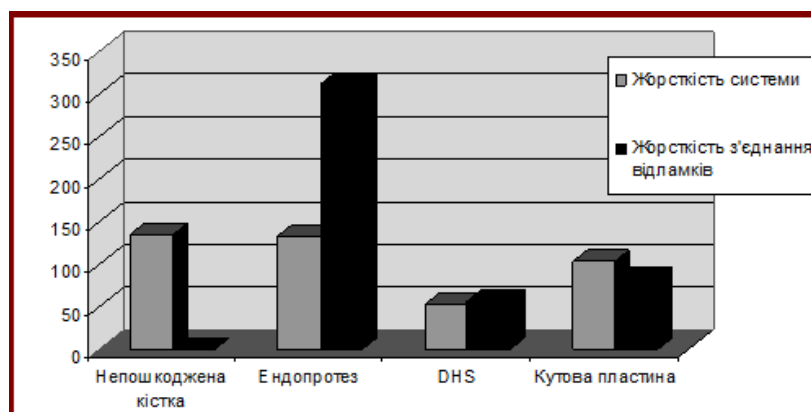


Рис. 1.12 – Порівняння жорсткостей різних способів фіксації відламків при згині

При згині деформація препаратів, фіксованих кутовими пластинами, в 1,3 рази, а **DHS** - в 2,5 рази більша за деформацію зразків, фіксованих ендпротезом.

При стискуванні деформації систем «кістка – імплантат», що зафіксована ендпротезом на цементі, майже у два рази менше, ніж непошкоджена кістка. Деформація препаратів, фіксованих пластинами **DHS** в 4.8 разів, а кутовими пластинами в 6.8 разів більше, ніж деформація препаратів з ендпротезами.

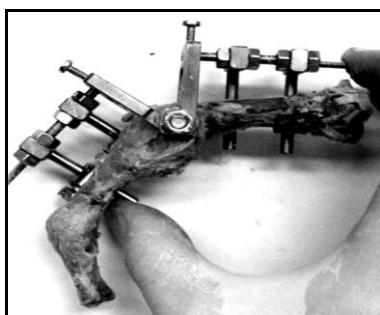
Сумарне взаємне зміщення відламків при фіксації кутовою пластиною майже у 6 разів, а при фіксації **DHS** у сім разів більше, ніж при фіксації ендпротезом.



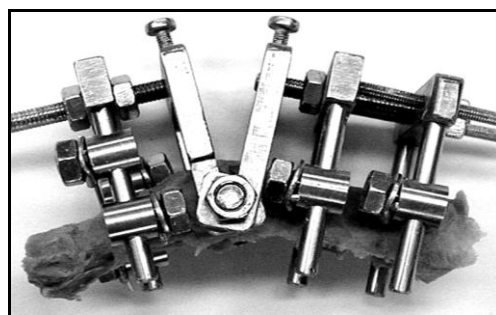
#### 1.5.4. Випробування засобів фіксації переломів п'ясної кістки [168-214]

Дослідження ґрунтується на натурному моделюванні принципу дії апарату та анатомо-біомеханічних дослідженнях на 20 подібних за розмірами трупних вказівних пальцях.

Біомеханічне дослідження проводилось з двома конструкціями апарату: компресійно-дистракційний шарнірний апарат зовнішньої фіксації з двобічною та однобічною фіксацією (рис. 1.13а, б). Для визначення деформаційних характеристик системи «суглоб – ШДА» з приєднаними тягами верхню частину об'єктів випробування прикріплювали до динамометра, а нижню частину - до рухомої траверси випробувальної машини (рис. 1.14а, б).

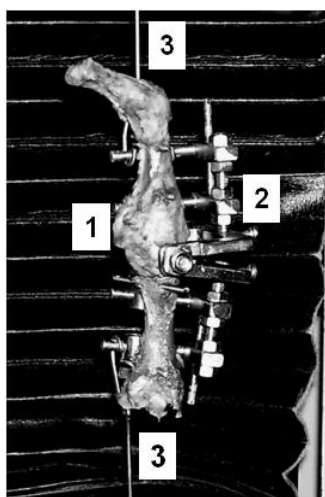


а

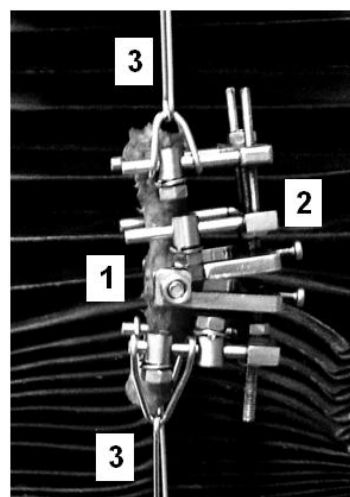


б

Рис. 1.13 – Компресійно-дистракційний шарнірний апарат зовнішньої фіксації з однобічною фіксацією, закріплений на п'ястково-фаланговому суглобі (а), та двобічною фіксацією (б), закріплений на проксимальному міжфаланговому суглобі



а



б

Рис. 1.14 – Компресійно - дистракційні шарнірні апарати зовнішньої фіксації з однобічною (а) та двобічною (б) фіксацією закріплені на суглобах: 1 – суглоб; 2 – апарат; 3 – тяги

Таблиця 1.4

*Характеристики капсульно-зв'язкового апарату проксимальних міжфалангових (ПМФ) та п'ястково-фалангових (ПФ) суглобів при швидкості дістракції (деформування) 10 мм/хв*

Характеристика	Досліджувана система				
	апарат-кістка	апарат - жорстке тіло	ПМФ-суглоб (препарат 1)	ПФ-суглоб (препарат 2)	елементи закріплення
Жорсткість С [Н/мм]	апарат із двобічною фіксацією				
	48.39	82.30	34.65	—	136.4
	апарат із однобічною фіксацією				
	28.99	52.91	—	12.96	88.76
Податливість $\delta$ [мм/Н]	апарат із двобічною фіксацією				
	0.0207	0.0122	0.0289	—	0.0073
	апарат із однобічною фіксацією				
	0.0345	0.0189	—	0.0772	0.0113

## РОДІЛ 2 ОБ'ЄКТИ ТА МЕТОДИ ВИПРОБУВАНЬ

### 2.1. Обґрунтування методів досліджень та режимів випробувань

Сучасний стан експериментальних біомеханічних досліджень. Аналіз літератури, що присвячена проблемам хірургічного лікування ушкоджень кісток та суглобів, показав недостатність, а в ряді випадків практично повну відсутність надійних даних про показники жорсткості систем ОС, що застосовуються в сучасній медичній практиці. Окремі дослідження проводилися лише при з'єднанні довгих кісток [1 -4]. Відсутні надійні уніфіковані методи вимірювань зміщень у фіксації переломах, у зв'язку з чим відмічається протиріччя в результатах розрахунків, що опубліковані. Дані про опір систем ОС довготривалим та циклічним навантаженням практично відсутні.

Особливості та задачі біомеханічних досліджень систем ОС. З точки зору механіки процеси деформування систем ОС практично не відрізняються від процесів деформування будь-яких конструкцій, що вивчаються в механіці: дія зовнішніх сил і моментів цих сил - вплив супутніх чинників - результат у вигляді деформацій (рис. 2.1).

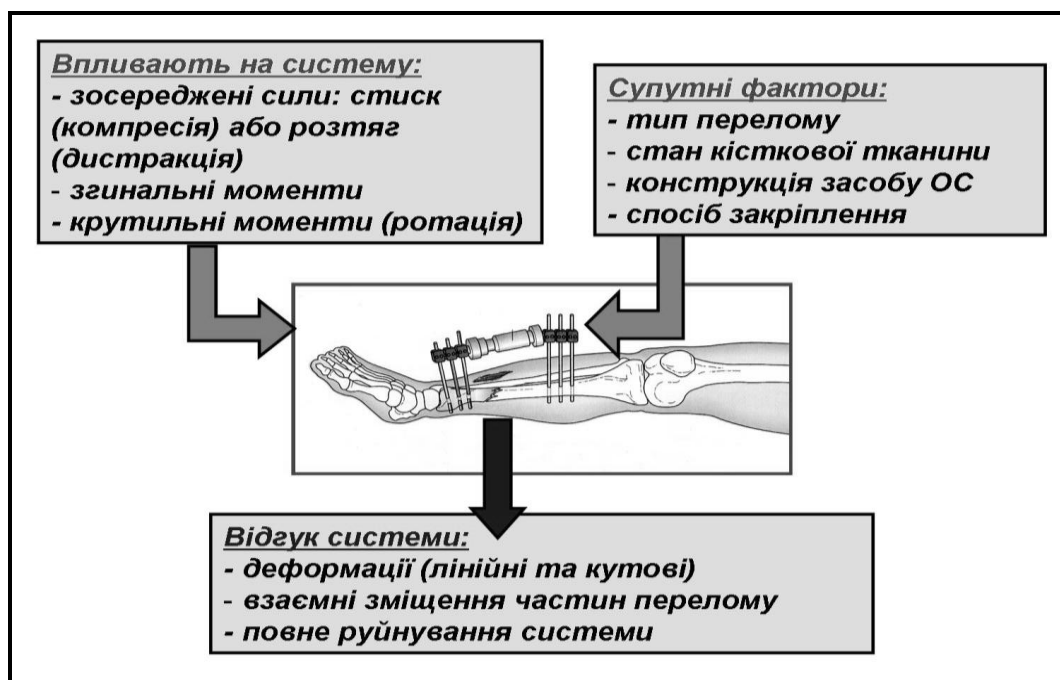


Рис. 2.1 – Умови функціонування систем фіксації переломів

Для оцінки стабільності характеристик систем ОС слідуює, передусім, відповісти на такі питання: як система чинить опір одноразовій дії навантаження; як реагує система на одноразову зміну навантаження; як відбувається процес накопичення деформацій при багатократній дії навантажень.

При аналізі сучасного стану експериментальних досліджень систем ОС були сформульовані такі задачі:

- моделювання переломів на натурних зразках кісток та їх фіксація, створення засобів надійного закріплення зразків на випробувальному обладнанні;
- розробка та створення засобів навантаження зразків для моделювання реальних фізіологічних сил, що діють в опорно-руховому апараті людини;
- розробка методів вимірювання деформації та переміщень відламків переломів кісток, фіксованих різними способами.

Характеристики систем ОС, що визначали у процесі випробувань. На величину жорсткості фіксації переломів впливають будова і властивості кістки, а також конструкція та характеристики фіксаторів та інших деталей пристрою, схема їх розташування та характер діючих навантажень [5-8].

У травматологічній практиці під терміном надійність системи «кістка - засіб фіксації перелому» прийнято розуміти спроможність цієї системи зберігати значення всіх параметрів, що характеризують здатність виконувати необхідні функції. Це насамперед відноситься до зберігання системою заданої жорсткості фіксації кісткових уламків у встановлених межах (малі деформації при дії навантаження) в заданих режимах і умовах застосування протягом часу лікування.

Отже, надалі під терміном надійність системи остеосинтезу будемо насамперед розуміти спроможність зберігання деформаційних характеристик системи у певних межах протягом всього терміну експлуатації.

Для оцінки загальної жорсткості системи «кістка з модельованим переломом - засіб ОС» прикладаємо одноразове навантаження  $P$  до певної точки кістки та вимірюємо такі характеристики:  $\Delta$  – деформація системи в цілому;  $\Lambda$  - взаємне переміщення двох суміжних точок перелому;  $C = P / \Delta$  - жорсткість системи в цілому;  $\delta = \Delta / P$  - приведена деформація системи в цілому;  $\lambda = \Lambda / P$  - приведенне переміщення

точок перелому.

Під дією навантаження у місцях контакту засобів ОС з кісткою можуть виникати залишкові (пластичні) деформації, що збільшує зміщення частин переломів. Рівень цих деформацій оцінюємо шляхом одноразового навантаження з наступним зменшенням її до нуля. Характеристики, що вимірюємо при таких випробуваннях:  $\Delta_{\text{ЗАЛ}} = \Delta_{\text{МАХ}} - \Delta_{\text{ЗН}}$  – залишкова (затримана) деформація після одноразової зміни навантаження;  $\Delta_{\text{МАХ}}$  – деформація при максимальному навантаженні;  $\Delta_{\text{ЗН}}$  – деформація, що зникає після зняття навантаження. Аналогічним способом вимірюємо  $\Delta_{\text{ЗАЛ}}$  – залишкове зміщення точок перелому.

Деформаційні характеристики систем оцінюємо також при багаторазово повторюваних навантаженнях, що імітують циклічні впливи, наприклад, при ходьбі людини. При таких випробуваннях вимірюємо:

$\Delta_{\text{МАХ}, \text{N}}$  – деформація при максимальному навантаженні на N-му циклі або  $\Delta_{\text{МАХ}, \text{N}}$  – зміщення у переломі;

$\Delta_{\text{ЗАЛ}, \text{N}}$  – накопичені залишкові деформації системи в цілому при циклічному навантаженні або  $\Delta_{\text{ЗАЛ}, \text{N}}$  – залишкові зміщення точок перелому

У всіх трьох режимах деформації і переміщення точок пошкодженої кістки з системами ОС зіставляються з відповідними характеристиками непошкоджених кісток, або з рекомендованими допустимими деформаціями (зміщеннями).

Програми досліджень та способи їх реалізації. На основі аналізу дій м'язів, що керують опорно-руховим апаратом нижніх кінцівок, і визначення навантажень, що діють на кістку у процесі виконання рухів розроблено типову програму випробувань (рис. 2.2). Програма оснований на необхідності визначення вищезазначених характеристик для небезпечних точок перелому. Програмою передбачається можливість проводити її корекцію на підставі аналізу проміжних результатів.

Режими випробування були максимально наближені до реальних режимів фізіологічних навантажень: досліджувалися дії на кістку стискаючих, згинальних та ротаційних навантажень при статичних та циклічних навантаженнях (імітація ходьби або транспортування постраждалих) [9-11].

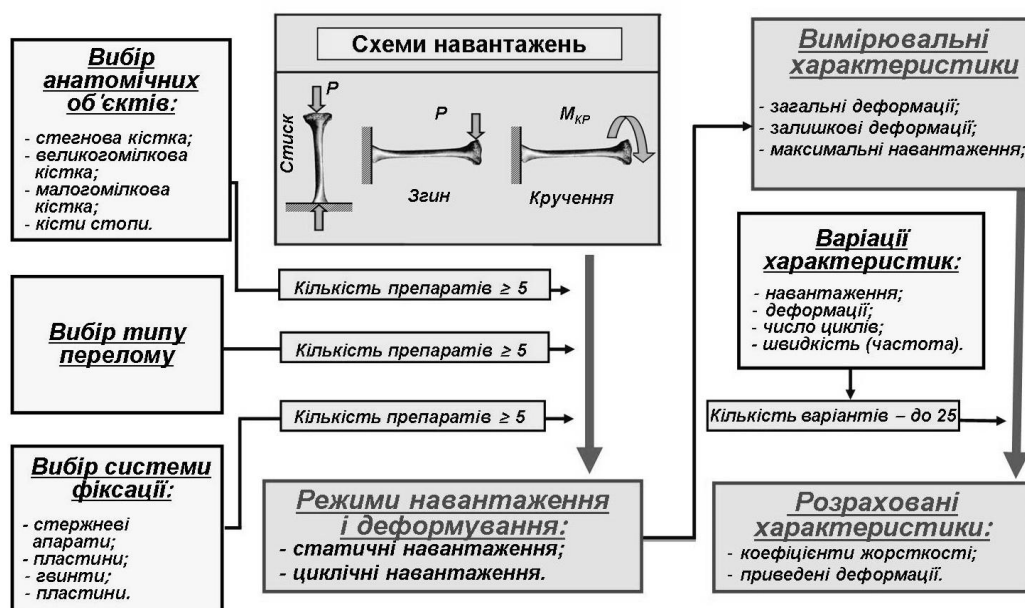


Рис. 2.2 – Типова програма досліджень системи остеосинтезу

При виборі режимів випробувань було враховано такі вимоги до методик випробувань біологічних об'єктів:

- можливість проведення експериментів із застосуванням найбільш розповсюджених типів випробувальної апаратури (універсальні машини, прості вимірювачі деформацій);
- застосування максимально можливого числа характеристик, що вимірюються;
- утворення в експерименті реальних режимів навантаження кінцівок (стискування, згин та кручення кісток з системами ОС, відтворення циклічних навантажень);
- можливість проведення випробувань при стиску, згині та крученні на одному і тому ж препараті.

## 2.2. Об'єкти дослідження та їх підготовка до випробувань

Вибір анатомічних об'єктів, типів пошкоджень та засобів фіксації переломів здійснювали хірурги-травматологи, що брали участь в дослідженнях. При цьому перевага віддавалася практично найважливішим з точки зору травматології та найменш дослідженим на теперішній час системам.

Використовували препарати кісток людей, які були взяті із біоматеріалу ампу-

тованих кінцівок, що підлягали утилізації і які згідно наказу ОМЗ України № 325 від 08.06.2015 після закінчення випробувань були утилізовані. Для експериментального дослідження використовували кістки без патологічних змін. Вік донорів знаходився в межах від 36 до 67 років.

Підготовка зразків до випробувань. Консервація препаратів виконувалася заморожуванням до температури  $-18^{\circ}\text{C}$ . Перед випробуваннями всі препарати розморожувалися у 0,9% розчині натрію хлориду протягом 24 год. при температурі  $+37^{\circ}\text{C}$ .

На кістках штучно утворювали необхідні переломи за допомогою пили Лангенбека. Після цього проводився остеосинтез анатомічних препаратів. Переломи фіксували різними засобами фіксації переломів (ЗФП) загальноприйнятими хірургічними способами.

В табл. 2.1 зазначено анатомічні об'єкти, для яких використовуються конструкції ЗФП, що були піддані випробуванням, та функції цих засобів. Типи досліджених кісток із ЗФП зображені на рис. 2.3.

Таблиця 2.1

## Об'єкти дослідження та їх основні функції

Анатомічні об'єкти та функція ЗФП	Тип ЗФП та його конструкція
Великогомілкові та стегнові кістки - консолідація переломів при компресійних, згинальних та ротаційних навантаженнях	Стрижневі апарати зовнішньої фіксації різних конструкцій (рис. 2.3 а, б)
	Накісткові пластини при різних гвинтових компоновках (рис. 2.3 в)
Таранна кістка стопи - консолідація переломів при компресійних навантаженнях	Спиці, гвинти (рис. 2.3 г)
П'ясні кістки - консолідація переломів при дистракційних, компресійних, згинальних та ротаційних навантаженнях	Накісткові пластини різних конструкцій (рис. 2.3 д) та стрижневий апарат зовнішньої фіксації (рис. 2.3 е)

Закріплення та позиціонування зразків. Як показала практика, однією із складних проблем при експериментальних дослідженнях біомеханічних систем є створення надійного контакту між елементами випробувального обладнання (навантажувальні пристрої, динамометри, вимірювачі деформацій) та об'єктом, що випробовується.

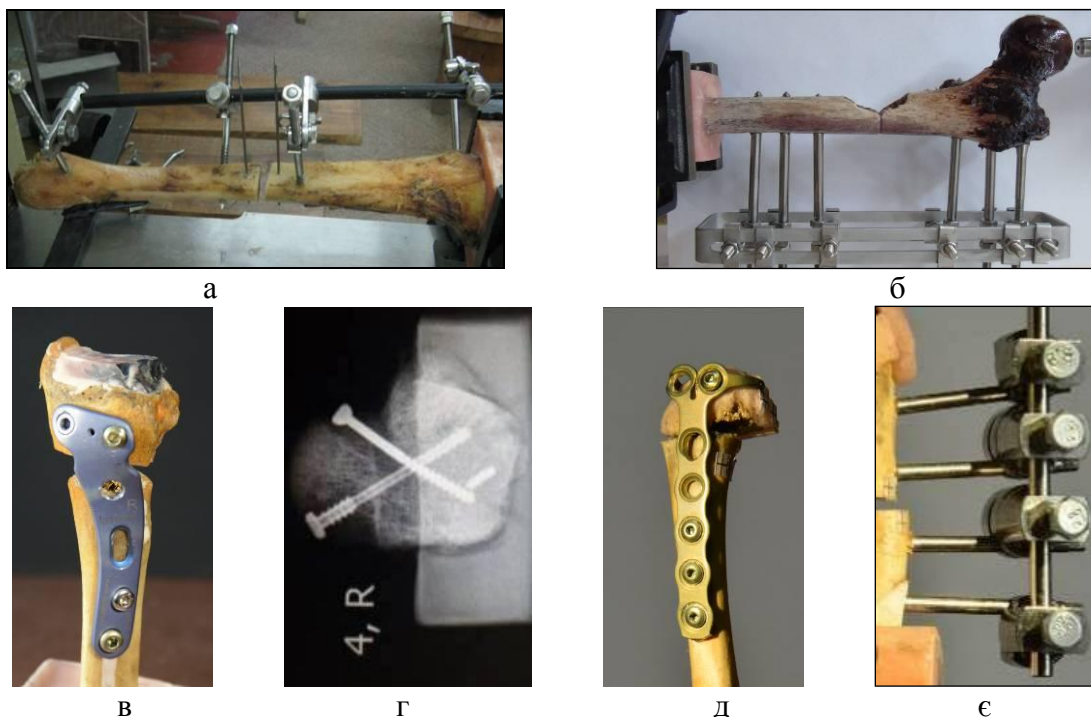


Рис. 2.3 – Засоби остеосинтезу переломів кісток: кінцівок: а, б, є - стержневі апарати зовнішньої фіксації; в, д - накісткові пластини; г - гвинти та спиці

Навіть для відносно простих з точки зору методів випробувань матеріалів (метали, пластмаси, композиційні матеріали) пред'являють достатньо жорсткі вимоги до способів закріплення зразків в затискувачах випробувальних машин [12 -15]. Для зразків, що виготовляються з композиційних матеріалів, встановлені ще більш високі вимоги стосовно їх закріплення під час випробувань [16 - 19].

При випробуваннях об'єктів біологічного походження проблема ускладнюється в першу чергу недосконалістю контакту металевих деталей випробувального обладнання з кістковою тканиною. Це пов'язане, наприклад, з таким явищем як зміна фізичної густини кісткової тканини навколо імплантату (резорбція або склерозування певного об'єму кістки). При довготривалих циклічних навантаженнях може виникнути ефект «розхитування» місця з'єднання за рахунок локального зминання кісткової тканини.

На основі численних попередніх експериментів, узагальнюючи результати достатньо великої кількості типів випробуваних об'єктів, нами були сформульовані основні вимоги до засобів закріплення переломів при випробуваннях на розтяг, стиск, згин та кручення [9]:

- забезпечення малих деформацій в місцях кріплення порівняно з загальними



деформаціями зразка;

- стабільність величини деформацій в місці кріплення при багаторазових навантаженнях;
- можливість контролю рівня деформацій в місцях контакту вузлів кріплення зі зразком;
- можливість точного позиціонування зразка при встановленні на випробувальній машині;
- мала маса, суттєво менша у порівнянні з масою зразка;
- невеликі габарити (такі, що забезпечують доступ вимірювальних інструментів до об'єктів).

Попередніми експериментами [9] встановлено, що виготовлення універсальних опор, що надійно закріплює всі типи кісток, неможливо. Це пов'язане з індивідуальними формами поперечного перерізу кісток кожного типу, особливостями топографії їх поверхонь та рядом інших причин.

Використаний нами спосіб заливки епіфізів кісток рідкою пластмасою з подальшим отвердінням забезпечує достатньо щільний контакт поверхні кістки з опорою. Для закріплення досліджуваних препаратів до робочого столу випробувальної машини використовували пластмасові опорні головки (рис. 2.4 а, г), що виготовляли індивідуально для кожної кістки. Опори компенсують всі непаралельності сторін при закріпленні кістки для випробування. Опорні головки у вигляді паралелепіпедів попередньо виливали з спеціальної пластмаси «ПРОТАКРИЛ-М» (композиція акрилової групи швидкого холодного затвердження, що застосовується для протезування в стоматології). Деформації застосованих головок складали не більше 3 ... 5 % від деформації кісток, що досліджувалися.

Зазначена пластмаса має всі необхідні властивості для виготовлення опор:

- підвищену жорсткість (модуль пружності не менше 2000 МПа) для запобігання деформування опори в процесі навантаження;
- малу в'язкість напівфабрикату для точного повторення форми кістки;
- низьку температуру полімеризації і малий час затвердіння (пластмаса твердне протягом 40-60 хв. з виділенням тепла і нагріванням не більше, ніж до 60<sup>0</sup>С).

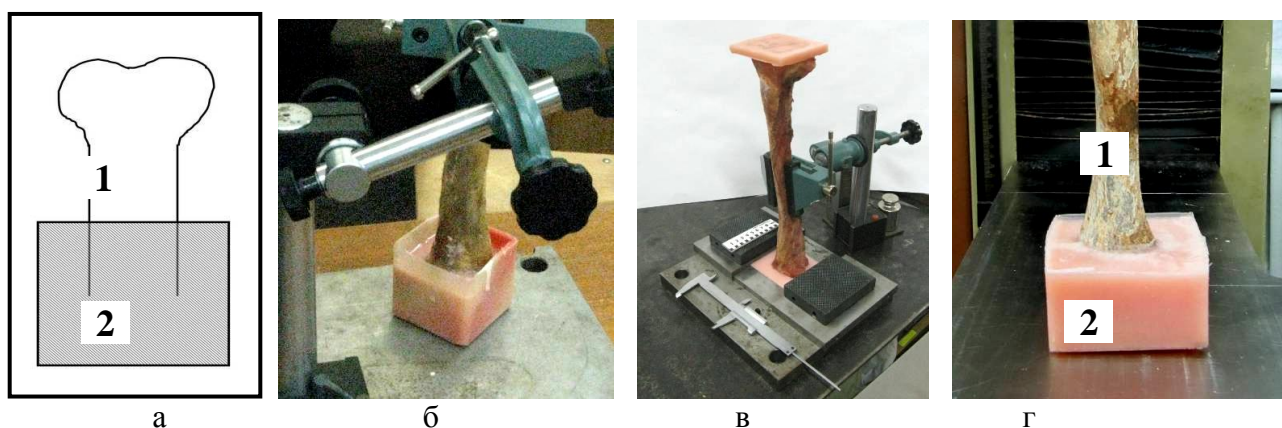


Рис. 2.4 – Схема пластмасової опорної головки (а), закріплення кісток при виготовленні опор (б, в) та кістка з готовою опорою (г); 1 – кістка, 2 – опорна головка

Основні функції закріплення опорною головкою:

- створення тотожних умов випробувань непошкоджених і пошкоджених кісток з фіксованими переломами;
- мінімізація додаткових деформацій препаратів, що виникають в місці контакту кістки з вузлами випробувального обладнання;
- створення умов для навантаження у заданому напрямку.

Перед виготовленням опор епіфізи кісток механічно обробляли та формували площині, паралельні та перпендикулярні поздовжньої осі кістки. Обробка поверхонь епіфізів, що контактують з пластмасою, знижує додаткові деформації препаратів. Для формування опорних головок виготовляли прямокутні металеві ємкості під розмір епіфізів кісток (рис. 2.4 в).

Нижню поверхню опори формували на сталевій плиті. Для формування бічних поверхонь опор використовували сталеві пластини, що утворювали прямокутник зі сторонами 80-90 мм. Такі розміри сторін забезпечували розміщення епіфізів в межах обсягу опори.

Для запобігання з'єднання пластмаси «ПРОТАКРИЛ-М» з поверхнею форми, перед виготовленням опор на форму наносили розділовий лак «ІЗОКОЛ-69». Епіфіз кістки поміщали в зазначену форму, а кістку нерухомо закріплювали у вертикальному положенні. Після цього епіфіз кістки заливали змішаними компонентами пластмаси (рис. 2.4 б, в). Полімеризація пластмаси відбувалася за 30-40 хвилин.

Після затвердіння опори форми видаляли, а поверхні отриманого паралелепіпеда з фіксованою в ньому кісткою механічно обробляли для надання паралельно-

ті їх протилежним поверхням.

Для випробувань на стиск, згин або кручення опорні головки разом з кістками за допомогою струбцин закріплювали на робочому столі випробувальної машини. Зусилля на зразок передавали через сталевий стержень, закріплений на динамометрі (рис. 2.5 а). При випробуваннях ВГК на стиск проксимальний епіфіз опирали на пластмасову опору (рис. 2.5 г).

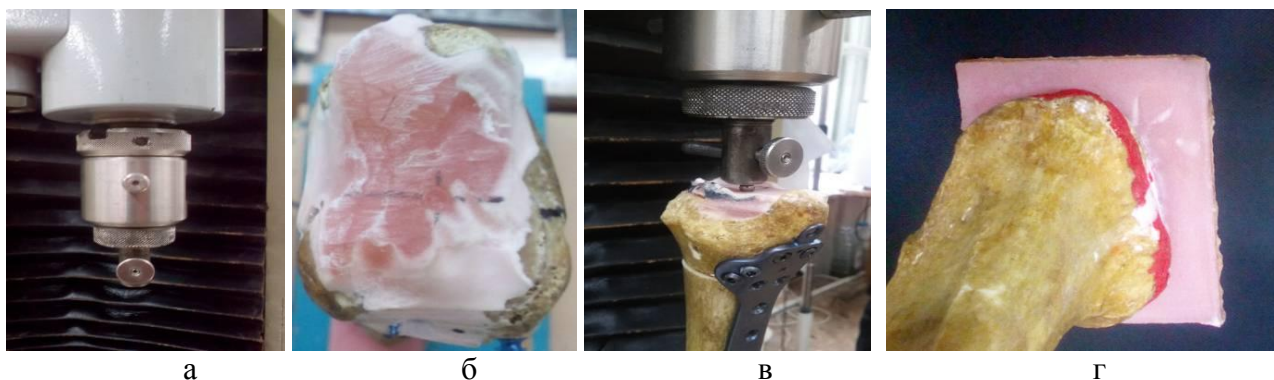


Рис. 2.5 – Передача зусилля на зразок: а – стрижень, що передає зусилля; б, в – місце контакту стержня з шаром пластмаси; г – проксимальний епіфіз (опора для випробувань на стиск)

### 2.3. Засоби та режими навантаження зразків

Випробування при статичних навантаженнях. Для випробувань при осьових компресійних навантаженнях зразок поміщали між опорними площинами випробувальної машини і навантажували стискаючими навантаженнями. При цьому динамометром машини вимірювали стискаюче зусилля, а вимірювачами деформації — взаємне зміщення фрагментів кістки.

Для випробувань при згинальних навантаженнях об'єкт дослідження консольно закріплювали в спеціальному жорсткому затискувачі, який був встановлений на рухомій траверсі випробувальної установки. Траверса переміщувалася у вертикальному напрямку вгору таким чином, що стрижень динамометра випробувальної установки стикався з вільним кінцем кістки.

Для випробувань при торсійних навантаженнях зразок одним кінцем жорстко закріплювали в затискувачі установки на траверсі випробувальної машини, до вільного кінця кістки жорстко кріпили металевий важіль перпендикулярно осі кістки. Крутильний момент створювали з допомогою тиску стрижня динамометра на зазначений важіль. Для зняття згинаючих навантажень під вільним кінцем кістки під-

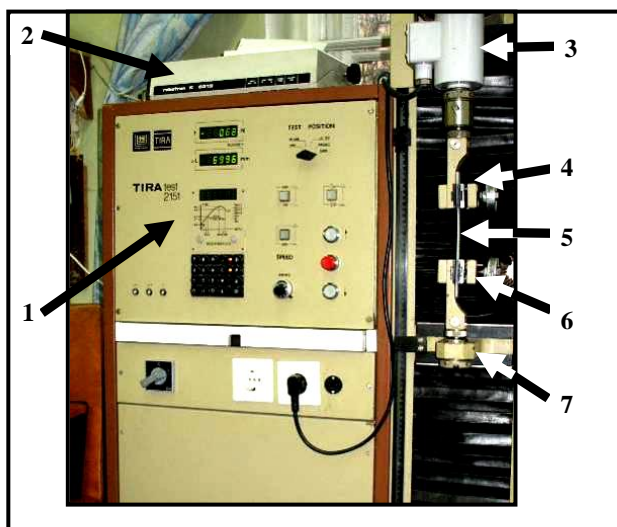
кладали сталеву кульку, яка спиралась на траверсу випробувальної машини.

Застосування випробувальної машини системи TIRA-test. Експерименти по дослідженню деформаційних властивостей систем ОС виконували з використанням універсальної випробувальної машини TIRAtest-2151 (виробництво Німеччини). Зазначену випробувальну машину (рис. 2.6) застосовують для визначення механічних властивостей металів, пластмас, волокон, композиційних матеріалів тощо.

Випробувальні машини цього типу дозволяють записувати діаграми деформування при розтягу, стиску, та згині, виконувати циклічне деформування зразків, реєструвати процеси релаксації та повзучості, здійснювати різні програми навантаження та деформування.

Машина була доповнена системою реєстрації деформацій біологічних об'єктів за допомогою цифрових фото- і відеокамер. Загальна блок-схема системи представлена на рис. 2.7.

Як приклад застосування випробувальної машини TIRAtest-2151, на рис. 2.8 зображено визначення характеристик зразків великогомілкової кістки з переломами та фіксуєчими пластинами. Швидкість деформування зразка становила 2.5 мм/хв. Передачу зусилля, що діє на зразок при підйомі робочого стола здійснювали за допомогою сталеві кульки діаметром 0.6 см. Кульку встановлювали в виямку на поверхні головки, зусилля передавали через стандартний захват, який кріпиться до верхньої траверси випробувальної машини.



**Характеристики навантаження:**

Максимальне випробувальне навантаження 5.0 кН

Межі зміни навантаження від 0.01 до 5.0 кН

Похибка вимірювання навантаження не більше 1,0 %

**Характеристики деформування:**

Максимальне переміщення траверси 800 мм

Діапазон зміни швидкостей траверси від 0.5 до 1000 мм/хв

Точність вимірювання переміщень 0.01 мм

**Пружність (питома деформація) випробувальної системи  $8.0 \cdot 10^{-5}$  мм/Н**

Рис. 2.6 – Випробувальна машина TIRA-test 2151 та її технічні характеристики: 1 – пульт керування; 2 – пристрій для друкування; 3 – динамометр; 4 – нерухомий затискувач; 5 – випробувальний зразок; 6 – рухомий затискувач; 7 – рухома траверса



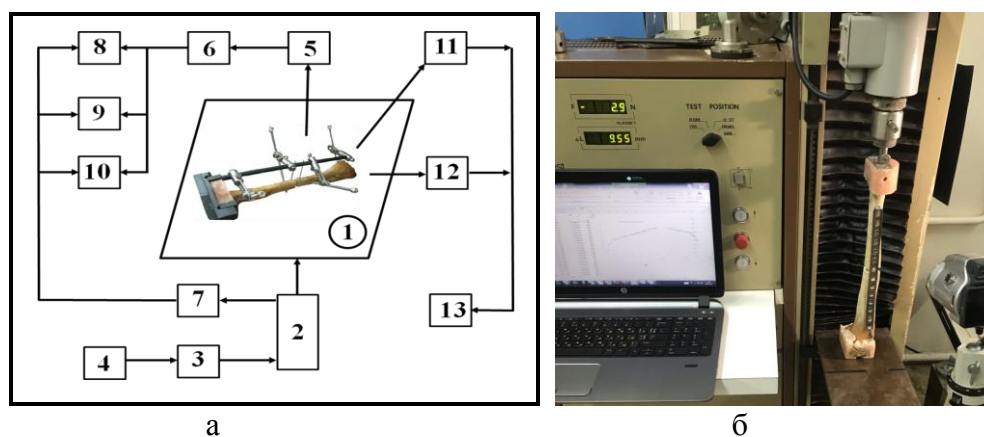


Рис. 2.7 – Блок-схема (а) та загальний вид (б) системи для дослідження біомеханічних характеристик систем остеосинтезу кінцівок: 1 - робочий стіл випробувальної машини з об'єктом досліджень; 2 - механізм переміщення; 3 - двигун з регульованою швидкістю обертання; 4 - блок керування двигуном; 5 - динамометр; 6 - перетворювач сигналу; 7 - вимірювач переміщення; 8 - табло з індикацією навантаження та переміщення; 9 - пристрій для друкування діаграм деформування; 10 - комп'ютер для реєстрації процесів; 11 - цифрова фотокамера; 12 - відеокамера; 13 - комп'ютер для обробки цифрових зображень

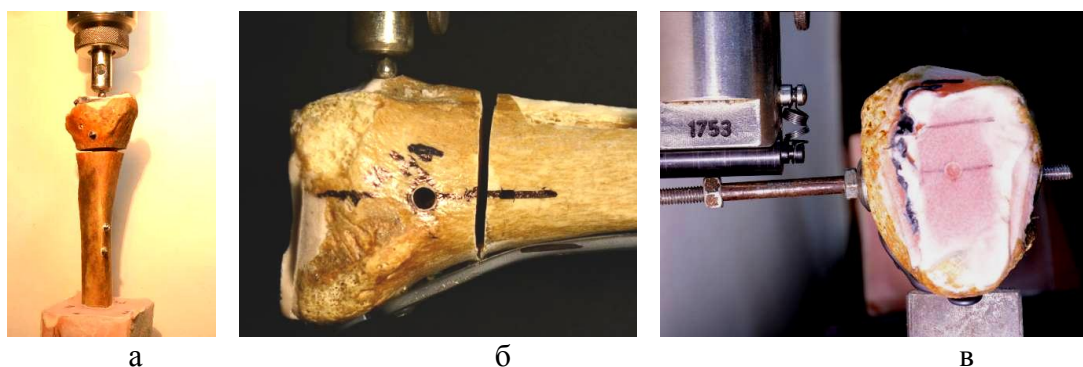


Рис. 2.8 – Великогомілкова кістка на робочому столі випробувальної машини TIRAtest-2151 при стиску (а), крученні (б) та згині (в)

На рис. 2.9 зображена схема випробування зразка при стиску та область перелому з точками, взаємні переміщення яких вимірювали в процесі навантаження.

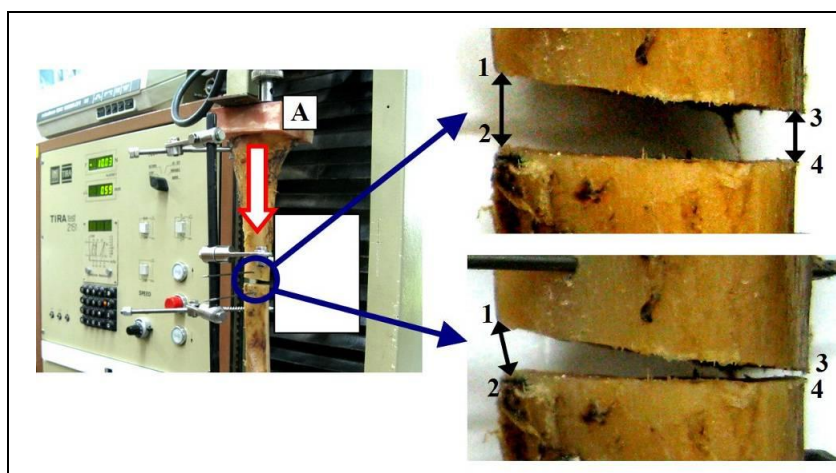


Рис. 2.9 – Схема навантаження великогомілкової кістки та визначення переміщень: зліва – ВГК з переломом та СтАЗФ під час випробування; справа вверху - відстані між точками перелому до навантаження; справа внизу - відстані між точками перелому під навантаженням; А - точка прикладення навантаження при стискуванні системи «кістка – апарат»

Деформування в межах лінійної ділянки діаграми деформування. У цьому режимі переміщення робочого стола (максимальну деформацію кістки) вибирали так, щоб навантаження зразків не виходили за межі лінійного діапазону залежності «навантаження – переміщення»), рис. 2.10 а. При цьому візуально спостерігали за діаграмою деформування, що відображається на моніторі комп'ютера, і навантаження припиняли при перших ознаках відхилення залежності «навантаження - переміщення» від лінійності.

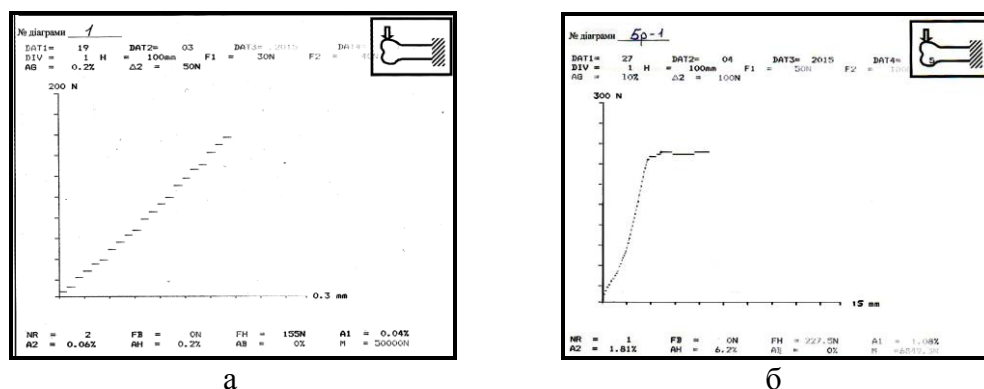


Рис. 2.10 – Робочі діаграми «навантаження – переміщення» ВГК з переломом, закріпленим пластинною, у межах лінійного діапазону (а) та до повного руйнування зразка (б)

Деформування до повного руйнування зразка. У цьому режимі максимальну деформацію вибирали так, щоб зразок у процесі деформування був повністю зруйнований (рис. 2.10 б). Випробування проводили із застосуванням програмного забезпечення випробувальної машини TIRAtest-2151, що дає можливість навантажувати зразки із заданою швидкістю деформування до заданої величини навантаження. Одночасно на комп'ютері реєстрували діаграму деформування, а також проводили фотографування або відео-зйомку області перелому кістки.

Вибір швидкості деформування препаратів. Швидкість переміщення рухомої платформи випробувальної машини може бути змінена у діапазоні від 0,5 до 1000 мм/хв. Випробування зразків проводили при швидкостях переміщення від 2.5 до 100 мм/хв. За таких умов навантаження в досліджуваних об'єктах зростають від 0 до максимальних значень за декілька секунд. Це, по-перше, дає можливість достатньо точно заміряти виникаючі переміщення точок системи і, по-друге, за цей відносно короткий проміжок часу не виникають помітні в'язкі деформації кісток, які можуть вплинути на загальні результати вимірювань.

Випробування при багаторазових циклічних навантаженнях.

У більшості робіт в експериментальній біомеханіці ОС, зокрема в [20 - 30] розглядалися переважно статичні (одноразові) навантаження. При цьому використовували один або декілька видів деформування систем (стиск, розтяг, згин або кручення) з реєстрацією деформацій.

Проте, у процесі ходьби нижні кінцівки людини піддаються циклічним навантаженням та, як показує практика, багаторазові навантаження призводять до більш високих рівнів деформацій і зсувів у місці перелому. Руйнування може наступити при менших навантаженнях, ніж при одноразових впливах. Тому вивчення процесів накопичення деформацій в біологічних препаратах при дії таких навантажень являють практичний інтерес.

Для обґрунтування доцільності подальших досліджень процесів розвитку деформацій при циклічних навантаженнях та уточнення режимів випробувань використані дані попередніх експериментів [23, 26, 28, 29]. Досліди були проведені в лабораторії біомеханіки НТУУ «Київський політехнічний інститут ім. Ігоря Сікорського» за участю колективу інженерів і хірургів-травматологів з використанням циклічних режимів вантаження систем ОС.

На основі аналізу приведених даних зроблено такі висновки щодо розробки програм випробувань систем остеосинтезу у циклічних режимах:

- незворотні деформації (зміщення в області перелому), що розвиваються у часі при багаторазових навантаженнях, поряд з миттєво одержаними деформаціями є одним з найважливіших показників функціональної надійності систем ОС;
- за результатами таких випробувань можна проводити ранжирування різних систем остеосинтезу за рівнями функціональної надійності;
- режими навантаження (вид деформації, рівні та періодичність навантаження, максимальна кількість циклів, точки перелому, що контролюються) встановлюються в індивідуальному порядку для кожного об'єкту випробувань.

Ці висновки були враховані при плануванні експериментальних досліджень кісток з фіксованими переломами при дії циклічних навантажень.

Керування випробувальною машиною TIRAtest-2151, навантаження та запис

кривих повзучості в циклічному режимі здійснювали із застосуванням програми «Zyklische Belastung» [31, 32]. Цикли «навантаження - розвантаження» препаратів здійснювали в інтервалі між двома заданими значеннями сили при максимальній кількості циклів від 50 до 1000.

Реалізовані такі програми циклу (рис. 2.11): збільшення навантаження до  $P_{\max}$ ; витримка препарату при  $P_{\max}$  протягом часу  $\tau_1$ ; зменшення навантаження до  $P_{\min} = 10 \text{ Н}$ ; витримка препарату при  $P_{\min}$  протягом часу  $\tau_2$ . Після цього цикл повторювали. Запис значень деформацій препаратів проводили на кожному циклі з 1 по 10-й і далі на кожному 10-му циклі. Швидкість деформування складала від 2.5 до 25 мм / хв; час витримки зразків при  $P_{\max}$  та  $P_{\min}$  від 1 до 5 с; навантаження  $P_{\max} = 100 \dots 1000 \text{ Н}$ . Конкретні значення характеристик циклу встановлювали в залежності від жорсткостей досліджуваних об'єктів.

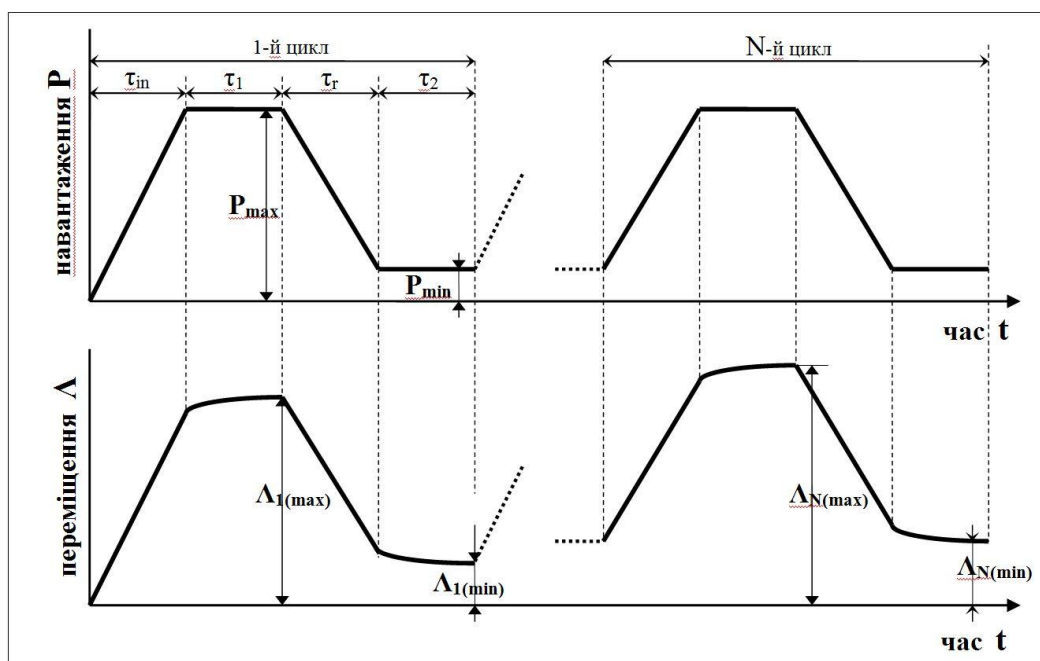


Рис. 2.11 – Типова програма навантаження (зверху) и крива циклічної повзучості (знизу)

Під час випробувань реєстрували поточне кількість циклів навантаження, поточну величину навантаження  $P$ , що діє на зразок, та переміщення рухомої траверси (абсолютну деформацію зразка). Зазначені дані під час випробувань при циклічних навантаженнях записували за допомогою програми E Cap-1.00.9 на ПК Acer вбудованою веб-камерою Acer1112. Після випробувань дані, що були записані у відео – файлах, за допомогою програми KM Player реєстрували у вигляді залежнос-



тей між силою, переміщенням та часом. Реєстрацію навантажень та деформацій здійснювали на 1, 2, 5, 10, 20, 50, 100 та 1000-му циклах. Одночасно на кожному циклі проводили фотографування областей переломів на цифрову фотокамеру.

Оскільки режими циклічного навантаження для різних біологічних об'єктів суттєво відрізняються одна від іншої, описання характеристик зазначених випробувань буде надано окремо у відповідних розділах.

## 2.4. Реєстрація переміщень та обробка даних

Позначення точок об'єктів, навантажень та переміщень. Шляхом аналізу багатьох публікацій, присвячених експериментальним і аналітичним дослідженням систем остеосинтезу, встановлено позначення контрольованих точок та біометричні параметри переломів, що вимірювали. У процесі випробувань реєстрували як загальні деформації систем «кістка з переломом - засіб фіксації», так і переміщення різних точок препаратів, включно із взаємними зміщеннями обломків кісток. Тому надалі під деформаціями будемо розуміти не тільки абсолютні переміщення точок системи ОС, але і взаємні зміщення суміжних точок уламків кістки безпосередньо біля перелому.

Міжнародна класифікація переломів кінцівок **АО** [33] систематизує типи переломів, але не встановлює однозначного позначення взаємних зміщень уламків та загальних деформацій системи **ОС**. Відсутність єдиних (уніфікованих) позначень призводить до складнощів при порівнюванні результатів досліджень та математичному описанні деформацій кінцівок та систем **ОС** навіть при застосуванні однакових методик випробувань. Для позначення точок переломів з урахуванням анатомічних областей, до яких належать ці точки, використано систему позначень, прийняту в роботах [9, 34, 35]

Позначення координатних осей (рис. 2.12). Вісь X – поздовжня вісь кістки, лінія перетину сагітальної та фронтальної площин; вісь Y перпендикулярна осі X, перпендикулярна фронтальній площині та є лінією перетину поперечної (трансверсальної) та сагітальної площин; вісь Z перпендикулярна осі X, перпендикулярна сагітальній площині та є лінією перетину поперечної та фронтальної площин.

Позначення точок перелому (рис. 2.13) відповідають дорсальній (D), латеральній (L), медіальній (M) та вентральній (V) частинам кістки; верхні індекси позначають дистальну (D) та проксимальну (P) частину перелому.

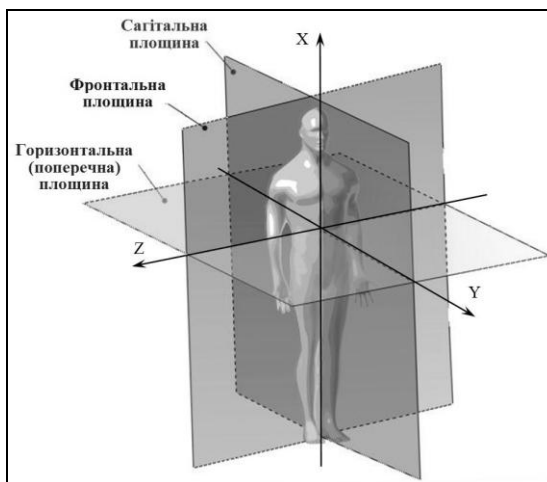


Рис. 2.12 – Позначення координатних осей та їх зв'язок з анатомічними площинами [36]

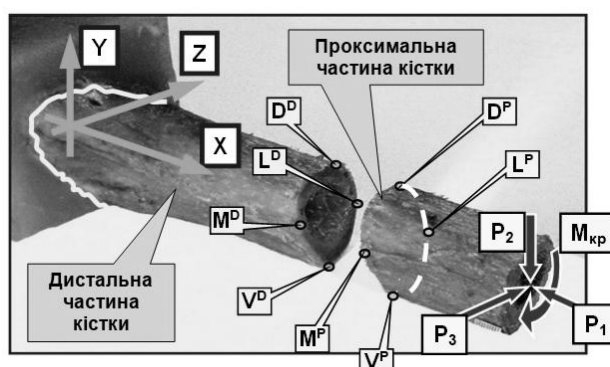


Рис. 2.13 – Схематичне зображення перелому (діастаз збільшено для наочності), позначення точок перелому, координатних осей та силових факторів, що діють на кістку

Позначення навантажень та загальних переміщень точок системи (рис. 2.14)

встановлені у відповідності з напрямками дії зовнішніх сил (моментів сил) та напрямкам переміщень (кутів повороту):  $P_k$  – загальні позначення зовнішньої сили;  $\Delta_{j,k}$  – загальні позначення абсолютних переміщень точки прикладання сили (перший індекс – позначення осі, у напрямі якої вимірюється переміщення, другий індекс – позначення зовнішньої сили).

Позначення характеристик жорсткості. За виміряними переміщеннями точок кістки визначали жорсткості та приведені деформації, які є загальними характеристиками систем ОС:  $\delta_{j,k} = \Delta_{j,k} / P_k$  – приведені лінійні деформації у напрямі J

під дією навантаження  $P_k$ ;  $C_{j,k} = (\delta_{j,k})^{-1}$  – загальні жорсткості системи у напрямі  $J$  під дією навантаження  $P_k$ .

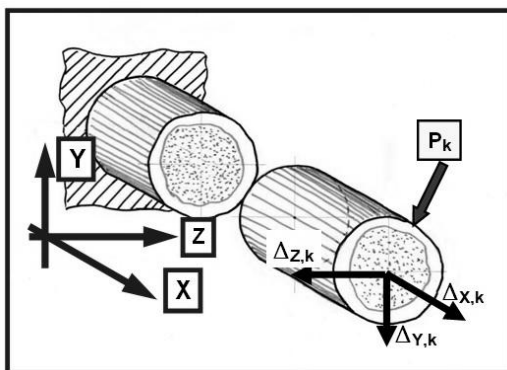


Рис. 2.14 – Схематичне зображення проекцій переміщень точки прикладання сили  $P_k$  на вісі  $X$ ,  $Y$ ,  $Z$

Позначення зміщень в області перелому. За вимірними переміщеннями проксимальних та дистальних точок, що безпосередньо належать області перелому, визначали їх взаємні зміщення:  $\Lambda^D_{j,k}$ ,  $\Lambda^L_{j,k}$ ,  $\Lambda^M_{j,k}$ ,  $\Lambda^V_{j,k}$  – загальні позначення зміщення суміжних точок у дорсальній, латеральній, медіальній та вентральній частинах перелому відповідно (перший індекс – позначення осі, у напрямі якої вимірюється зміщення, другий індекс – позначення осі, у напрямі якої прикладене навантаження);  $\lambda^D_{j,k}$ ,  $\lambda^L_{j,k}$ ,  $\lambda^M_{j,k}$ ,  $\lambda^V_{j,k}$  – приведені зміщення точок перелому, розраховані як модулі відношення відповідних взаємних зміщень до величини прикладеного навантаження.

Вимоги до вимірювання переміщень та деформацій. При виборі способів вимірювання переміщень враховували такі вимоги до засобів вимірювання [9]: оперативність та простота кріплення пристрою для вимірювань переміщень до об'єкту; мала вага пристрою при кріпленні його безпосередньо до об'єкту, що випробовується; мінімальна інерційність приладу; можливість швидкої реєстрації показів в ручному та програмованих режимах навантаження; можливість оперативного позиціонування вимірювального приладу в процесі проведення випробувань. Бажана відсутність безпосереднього механічного контакту приладу з об'єктом, що досліджується.

Враховуючи ці вимоги, в наших дослідженнях не використовували такі механічні вимірювальні пристрої, як мікрометри, штангенциркулі та індикатори годинникового типу.

Вимірювання загальної деформації зразків проводили за допомогою датчика переміщень, що вмонтований в випробувальну машину TIRA-test, а показання цього датчика у цифровому вигляді фіксуються на табло машини. Показання датчика – це переміщення траверси машини, на якій змонтований досліджений об'єкт. Точність вимірювання  $\pm 0.01$  мм. Взаємні переміщення точок системи таким способом виявити дуже складно.

Загальна деформація складається з деформацій засобу фіксації, деформації кістки та деформації системи навантаження. Останні визначали окремо шляхом закріплення на місці дослідженого об'єкту жорсткого тіла (зазвичай – сталевий стрижень), жорсткість якого набагато більше жорсткості системи «кістка – апарат». Навантажуючи це тіло, ми виміряли деформацію вузлів машини, яку потім віднімали від загальної деформації системи «кістка – засіб фіксації перелому – випробувальна машина». Таким шляхом отримували «чисту» деформацію (деформацію «нетто») випробуваного об'єкту.

Вимірювання оптичною системою. Вимірювання взаємних переміщень відлаmkів проводили за допомогою оптичного катетометра В-630. Оскільки робоче положення катетометра – вертикальне, його застосовували виключно для вимірювання вертикальних переміщень препаратів при навантаженні. Вимірювання проводяться шляхом безпосереднього відліку показань оптичних приладів за вмонтованими шкалами. У катетометрі В-630 застосована двомірна шкала Ноніуса, що підвищує точність вимірювання до  $\pm 0.01$  мм.

Метод цифрового фотографування. Загальна суть методу - це одночасне визначення лінійних переміщень декількох точок перелому у вертикальному та горизонтальному напрямках. Для вимірювання зміщень окремих точок об'єктів, зокрема, взаємних зміщення частин перелому застосовували цифрову фото- та відеозйомку.

Оскільки не можливо розглянути дуже багато точок, пропонується обмежитись чотирма точками перелому: точка, що найближча до засобу фіксації (пластини або СтАЗФ); точка, найвіддаленіша від засобу фіксації; дві точки, найвіддаленіші від лінії, що з'єднує перші дві точки. З цих точок вибираємо точку з найбільшими переміщеннями. При цьому, окрім лінійних, реєструються ще і кутові переміщення.

В основу запропонованого способу покладено вимірювання зміщень будь-яких точок уламків кісток в зоні перелому з використанням контрастних міток, встановлених на частинах перелому, та можливості застосування аналітичних методів для визначення цих зміщень.

Випробування включали: закріплення на робочому столі випробувальної машини пошкодженої кістки з системою фіксації перелому та реперними елементами, попередньо розміщеними на відламках; фотографування ненавантаженого та навантаженого об'єкту; обробку фотознімків цифровим способом [9].

При такому способі контакт між вимірювальною апаратурою та дослідженим об'єктом відсутній. Це не приводить до виникнення додаткових деформацій, як, наприклад, при взаємодії механічних вимірювачів з поверхнею препаратів. Вищевказаний метод вирішує також задачу одночасного вимірювання переміщень біомеханічної системи «кістка - фіксатор перелому» в різних точках і площинах об'єкта.

Це універсальний спосіб і його використовували при всіх режимах випробувань зі збереженням інформації у вигляді фотознімків. Вимірювання складається з такої послідовності дій: **1)** закріплення на робочому столі випробувальної машини кістки з модельованим переломом, системою фіксації перелому та реперними елементами, попередньо розміщеними на відламках; **2)** фотографування каліброваного об'єкту з відомими розмірами для встановлення масштабного коефіцієнту; **3)** фотографування області перелому ненавантаженої кістки; надалі це зображення використовують як контрольне; **4)** прикладення до об'єкту навантаження, яке приводить до виникнення зміщень в області перелому; **5)** фотографування кістки, що піддана навантаженню, без зміни положення закріпленої частини кістки та пристрою, що здійснює фотографування; **6)** обробка фотознімків за цифровим способом, визначення відстаней між реперними елементами в недеформованій системі та системі під дією навантаження; **7)** розрахунок переміщень в різних точках області перелому.

На рис. 2.15 зображена таранна кістка з переломом та системою фіксації в ненавантаженому стані (рис. 2.15а), та після прикладання навантаження (рис. 2.15б).

На рис. 2.15в, г зображена спрощена схема кістки з переломом у вихідному стані та під дією навантаження.

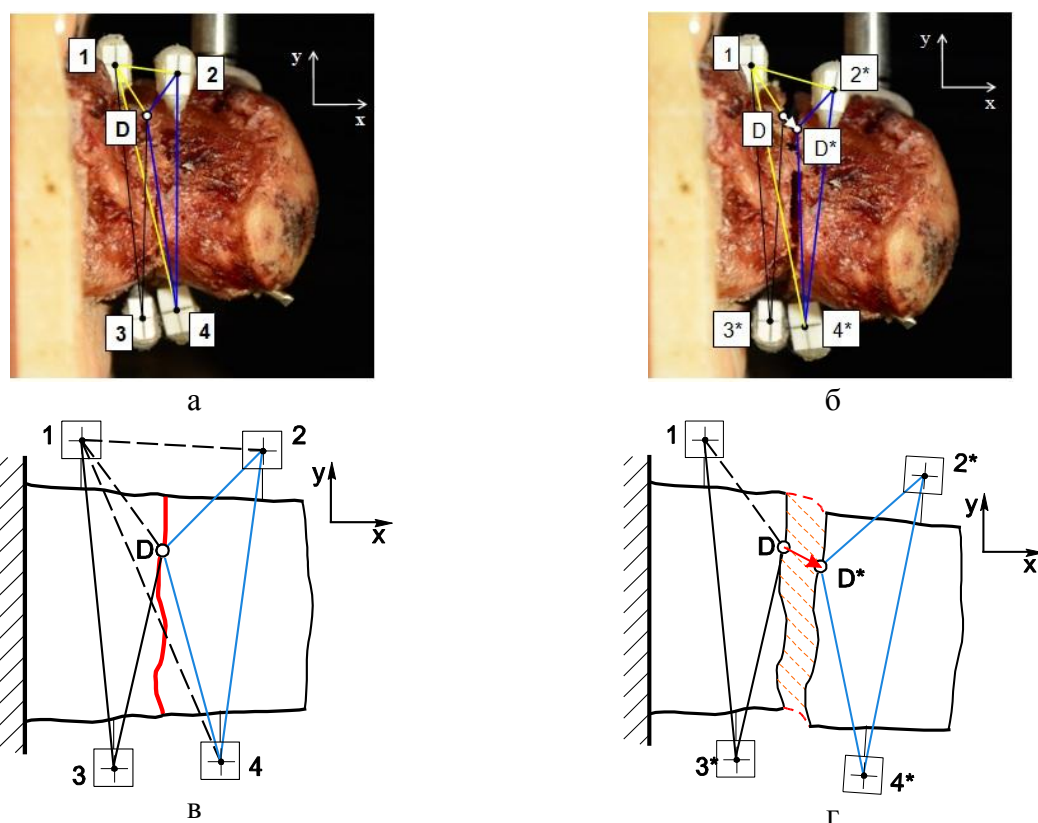


Рис. 2.15 – Таранна кістка з переломом (а, б) та схема деформування (в, г): не навантажений (а, в) та навантажений (б, г) зразки; 1, 2, 3, 4 - мітки, встановлені на уламках кістки; D та D\* - суміжні точки уламків кістки, для яких визначали взаємне зміщення

Етап 1. На робочому столі випробувальної машини закріплювали досліджуванний зразок з попередньо встановленими на ньому реперними елементами (мітками). Як контрастні мітки використовували квадратні пелюстки розмірами 5 x 5 мм, виготовлені з листового ПВХ товщиною 0.5 мм білого кольору. На поверхнях елементів загостреним скальпелем наносили перпендикулярні риси товщиною не більше 0.01 мм, що утворювали перехрестя. Риски були залити чорною фарбою для підвищення контрасту. Як показала практика, такі перехрестя дозволяють достатньо точно проводити подальшу комп'ютерну обробку зображень на дисплеї ПК.

Вибір місця розташування міток залежить від характеру перелому, конструкції АФ і виду прикладених навантажень. Ці точки повинні знаходитися біля місця перелому кістки, але більш конкретно їх місце розташування може бути визначено лише після аналізу попередніх експериментів як місце, де виникають найбільші деформації.

Для вимірювання переміщень паралельно площині, в якій розміщені реперні елементи, встановлювали дзеркальну цифрову фотокамеру Nikon 5200. При цьому всі мітки мають знаходитися у фокусі об'єктива і бути центрованими.

Етап 2. На одному рівні з реперними елементами розміщували калібрований елемент (еталонну плитку Іогансона або інший об'єкт відомого розміру). При цьому краї (грані) елемента мають бути чіткими і розташовані строго горизонтальні.

Масштабний коефіцієнт отриманих зображень знаходили за способом, описаним в [36]. Зображення переносили до комп'ютера і за допомогою будь-якої програми обробки цифрових зображень (наприклад, *FastStone Image Viewer*, *ACDSee Pro 2.5* або *Paint*) визначали розмір плитки Іогансона в *pixel*, звідки масштабний коефіцієнт отриманого зображення розраховували за формулою  $M = n / h$ , (*pixel* / мм), де  $n$  – кількість *pixel*, що відповідає висоті плитки Іогансона;  $h$  – дійсна висота плитки Іогансона в мм.

Етап 3. Кістку з модельованим переломом та засобом фіксації фотографували і надалі це зображення використовували як контрольний недеформований зразок (рис 2.15а, в).

Етап 4. Досліджувану кістку навантажували заздалегідь вибраним навантаженням, яке не приводило до руйнування системи «кістка - засіб фіксації», а лише викликало взаємні переміщення в частин перелому.

Етап 5. Знову фотографували систему в деформованому стані під дією заданого навантаження (рис 2.15б, г).

Етап 6. Проводили обробку отриманих зображень. На обох зображеннях вимірювали відстані між реперними елементами. Кінці відрізків-векторів на екрані дисплея комп'ютера суміщали з відповідними реперними елементами та визначали проекції цих векторів на вертикальну та горизонтальну осі в *pixel* (рис. 2.16). Після цього за допомогою масштабного коефіцієнту перераховували величини відстаней в реальних одиницях довжини (у міліметрах).

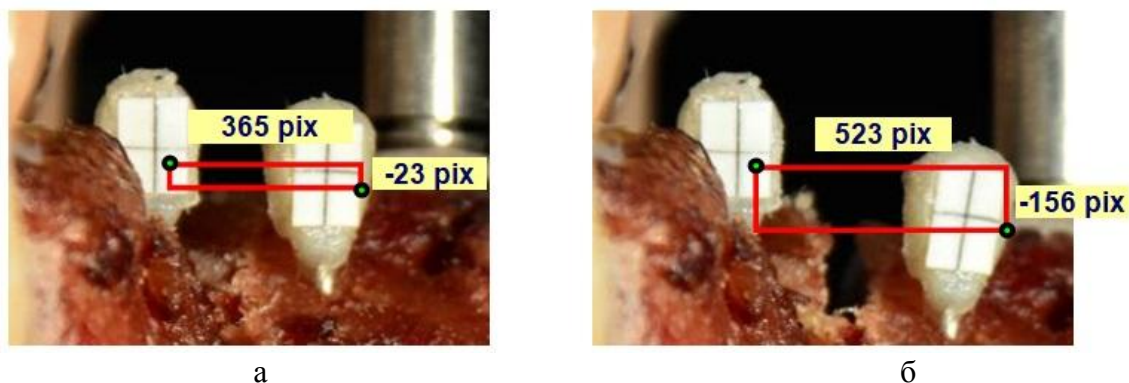


Рис. 2.16 – Схема визначення взаємного положення міток до навантаження (а) і після навантаження (б) за допомогою цифрового фотографування

Етап 7. За результатами вимірювання відстаней між мітками об'єкту в недеформованому та деформованому станах можна розраховувати величини взаємних переміщень (зміщень) інших точок в області перелому. При цьому обидві частини кістки розглядали як абсолютно тверді (їх деформації нехтовно малі у порівнянні з величиною взаємного зміщення в переломі).

Оскільки в довільній точці D (рис. 2.15а, в) репер не встановлений, то її координати після зміщення в системі, пов'язаній з точкою 1, знайдемо аналітично, розглядаючи цю точку як третю вершину жорсткого трикутника  $\Delta(2*4*D^*)$  (рис. 2.15б, г) за відомими координатами двох інших вершин 2\* і 4\*:

- 1) в зоні перелому вибирали точку D (рис. 2.15а, в), зміщення якої необхідно визначити;
- 2) знаходили координати точок 2 ( $X_2, Y_2$ ), 4 ( $X_4, Y_4$ ) і D ( $X_D, Y_D$ ) в системі координатних осей, початок яких суміщається з точкою 1 (рис. 2.15);
- 3) знаходили довжини сторін  $L_{2-D}$  і  $L_{4-D}$  трикутника  $\Delta(2-4-D)$  за відомими довжинами їх проекцій на осі X і Y:

$$L_{2-D} = \sqrt{(X_2 - X_D)^2 + (Y_2 - Y_D)^2} ;$$

$$L_{4-D} = \sqrt{(X_4 - X_D)^2 + (Y_4 - Y_D)^2} .$$

Після навантаження зразка силою P, яку прикладали до незакріпленого в фіксаторі уламка кістки, цей уламок зміщується відносно зафіксованої частини кістки (рис. 2.15 б, г). Оскільки переміщення уламків кістки набагато більші від можливих



їх деформацій при дії навантаження, то ці уламки, а значить і пов'язані з ними трикутники вважали абсолютно жорсткими.

Надалі здійснювали такі дії: 1) після прикладання навантаження зразок знову фотографували і встановлювали нові координати точок  $2^*(X_{2*}, Y_{2*})$  і  $4^*(X_{4*}, Y_{4*})$  на вільному уламку в системі координат, пов'язаній з точкою 1; 2) знаходили координати точки  $D^*$  як координати третьої вершини трикутника  $\Delta(2^*4^*D^*)$  з умови, що довжини сторін трикутника при навантаженні не змінюються:

$$L_{2^*-D^*}^2 = L_{2-D}^2 = (X_{2*} - X_{D*})^2 + (Y_{2*} - Y_{D*})^2;$$

$$L_{4^*-D^*}^2 = L_{4-D}^2 = (X_{4*} - X_{D*})^2 + (Y_{4*} - Y_{D*})^2.$$

Координати точок підставляємо з урахуванням їх знака, розглядаючи систему координат  $X$  і  $Y$  з початком в точці 1 як праву. Отримали систему квадратних рівнянь відносно координат точки  $D^*$ . Розв'язком даної системи є дві групи коренів  $(X_{D*}, Y_{D*})_1$  і  $(X_{D*}, Y_{D*})_2$ . Приймали ті значення, які не суперечать реальному положенню точки  $D^*$  відносно точок  $2^*$  і  $4^*$ .

Положення точки  $D$  на зафіксованій частині кістки знаходили, переносячи трикутник  $\Delta(1-3-D)$  з рис. 2.15 а, в на рис. 2.15 б, г.

Точки  $D$  і  $D^*$  сполучали відрізком, який за величиною і напрямом збігається з вектором шуканого переміщення точки  $D$ . Величину цього переміщення знаходили з виразу:

$$\Lambda_D = \sqrt{(X_{D*} - X_D)^2 + (Y_{D*} - Y_D)^2}.$$

Запропонований спосіб дає можливість визначати зміщення будь-яких точок уламків кісток в зоні перелому, а застосування аналітичних методів обробки результатів з використанням комп'ютерних програм дозволяє значно збільшити обсяг корисної інформації, отримуваної з експерименту, та підвищує продуктивність досліджень.

Оцінка придатності методу та точності вимірювань. Для оцінки придатності описаного методу дані, отримані методом цифрового фотографування, порівняно з даними, отриманими шляхом безпосереднього вимірювання переміщень безкон-

тактним методом за допомогою оптичного катетометра В-630, та оцінено точність запропонованого методу.

Для випробувань була застосована великогомілкова кістка з модельованим прямим переломом в області діяфізу та стержневим апаратом зовнішньої фіксації [9] з попередньо установленими на ньому реперними елементами з виконанням всіх вимог, передбаченими на *етані 1* (рис. 2.17). На одному рівні з реперними елементами розміщено калібровану плитку Іогансона висотою 20 мм за цифровим зображенням якого визначали масштабний коефіцієнт  $M$  (*етан 2*). Зразок кістки фотографували (*етан 3*, рис. 2.18а), і надалі це зображення використовували як контрольне.

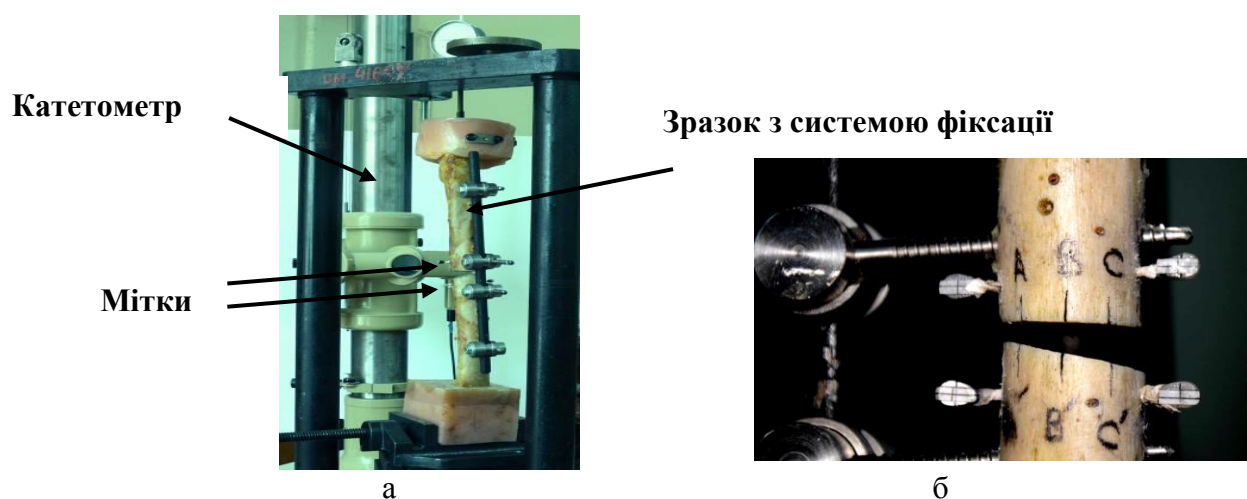


Рис. 2.17 – Пристрій для випробування (а) та зразок великогомілкової кістки з модельованим переломом, закріпленим стержневим апаратом зовнішньої фіксації та з встановленими реперними елементами (б): А, А', В, В', С, С' - контрольні точки

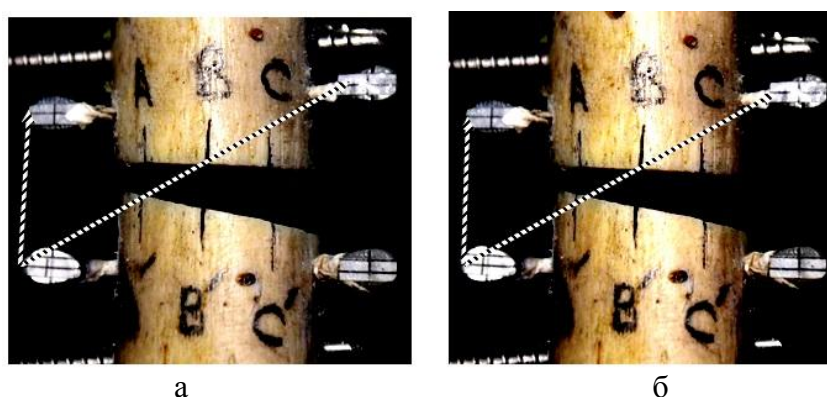


Рис. 2.18 – Схема визначення взаємного положення реперних точок до (а) і після (б) навантаження за допомогою цифрового фотографування

Надалі зразок фотографували в деформованому стані під дією навантаження (*етани 4-5*). Вимірювання переміщень в *pixel* проводили за допомогою стандартно-

го програмного забезпечення для обробки цифрових зображень *Paint* (етап 6). Кінці відрізков-векторів суміщали з відповідними реперними елементами та визначали проекції цих векторів на вертикальну та горизонтальну осі (рис. 2.18 а, б). За різницею між зазначеними проекціями у недеформованому та деформованому станах визначали зміщення реперних елементів у відповідних напрямках (етап 7).

За цим способом точки, переміщення яких визначали, попередньо позначали мітками безпосередньо на зразку (точки А, А', В, В', С, С' на рис. 2.18). Такий спосіб дозволяє визначати зміщення за нанесеними мітками в заздалегідь заданих точках у зоні перелому. Кількість нанесених міток обмежується тільки розмірами зразка.

Щоб оцінити точність запропонованих способів визначення переміщень, крім фотографування зразка, проводилось вимірювання зміщень точок в зоні перелому за допомогою катетометра В-630 (рис. 2.17а). Паралельно з фотографуванням зразка у ненавантаженому та деформованому станах вимірювали вертикальні відстані між трьома контрольними точками перелому (відстані А-А', В-В', С-С' на рис. 2.17б та рис. 2.18) та реперними точками 1-4. Було проведено 20 вимірювань переміщень.

Результати частини вимірювань та розрахунків представлені в табл. 2.2. В таблиці приведені результати вимірювань переміщень точок перелому та реперних точок, а також дані вимірювань за допомогою катетометра (в дужках). Максимальне відхилення результатів вимірювання методом цифрового фотографування від даних контрольних вимірювань катетометром не перевищує 0.040 мм. Середнє відхилення складає 0.020 мм.

Таблиця 2.2

Переміщення в місці перелому великогомілкової кістки з стержневим апаратом зовнішньої фіксації під навантаженням 200 Н

№ випробування	Точки перелому			Реперні точки	
	А - А'	В - В'	С - С'	1 - 3	2 - 4
1	0.99 (0.97)	1.09 (1.11)	1.24 (1.26)	0.72 (0.71)	1.41 (1.44)
2	1.00 (1.01)	1.20 (1.17)	1.29 (1.33)	0.75 (0.75)	1.50 (1.53)
3	0.94 (0.92)	1.13 (1.12)	1.27 (1.29)	0.73 (0.72)	1.53 (1.53)
4	1.01 (1.03)	1.22 (1.18)	1.28 (1.31)	0.75 (0.73)	1.53 (1.57)
5	1.02 (1.00)	1.23 (1.26)	1.29 (1.30)	0.80 (0.79)	1.50 (1.51)

Примітка: цифри в дужках - результати вимірювання катетометром В-630

Дані порівняння результатів вимірювань переміщення точки В' відносно точки В та розрахунків представлені в табл. 2.3, де надані результати вимірювань за допомогою катетометра (другий стовпчик в таблиці), за результатами вимірювань зміщень контрастних міток та подальших розрахунків (третій стовпчик), а також результати вимірювання зміщень безпосередньо за цифровими зображеннями без застосування міток (останній стовпчик у таблиці). Відносна різниця між розрахунковими даними, результатами безпосередніх вимірювань та контрольними результатами (катетометр) не перевищує 3.41% та 3.38% відповідно.

Таблиця 2.3

Результати вимірювань та розрахунків переміщень контрольної точки

№ випробування	Вертикальне зміщення точки В' відносно точки В (рис. 2.18), мм		
	Вимірювання катетометром В-630	Цифрове фотографування	
		Розрахунок з використанням переміщень контрастних міток	Вимірювання безпосередньо за цифровим зображенням
1	-1.11	-1.09 (-1.80)	-1.09 (-1.80)
2	-1.17	-1.21 (+3.41)	-1.20 (+2.56)
3	-1.12	-1.15 (+2.67)	-1.13 (+0.89)
4	-1.18	-1.19 (+0.85)	-1.22 (+3.38)
5	-1.26	-1.27 (+0.79)	-1.23 (-2.38)

Примітка: знак «мінус» означає, що відстань між точками В' та В зменшилось, цифри в дужках - похибка у відсотках

Стандартом ISO/IEC 17025 [37] при впровадженні у практику та подальшому використанні будь-якого методу вимірювання фізичних величин передбачено проведення оцінку невизначеності вимірювань. Використовуючи запропоновану методику [38] розраховано невизначеності вимірювань лінійних розмірів зразків за допомогою катетометра В-630.

З врахуванням всіх джерел невизначеності модельне рівняння має вигляд:

$$l = l_0 + \Delta_o + \Delta_{\text{вип}} + \Delta_t,$$

де вхідні величини:  $l$  - розмір, що вимірюється;  $l_0$  - показання катетометра при 20 °С;  $\Delta_o$  - похибка зчитування показів оператором;  $\Delta_{\text{вип}}$  - похибка із-за дії випадкових факторів;  $\Delta_t$  - можлива зміна розміру із-за відхилення температури від 20 °С.

Бюджет невизначеності [38] катетометра відображений у табл. 3. Згідно розрахунків дисперсія значень, що можуть бути достатньо обґрунтовано приписані вимірювальній величині лежить в інтервалі  $\pm 0.026$  мм.

Таблиця 2.4

Бюджет невизначеності катетометра В-630

Вхідна величина	Оцінка вхідної величини, мм	Стандартна невизначеність, мм	Число ступенів вільності	Розподіл ймовірностей	Коефіцієнт чутливості	Внесок в невизначеність, мм
$l_0$	25	0,00866	$\infty$	Рівномірний	1	0,00866
$\Delta_o$	0	0,00144	$\infty$	Рівномірний	1	0,00144
$\Delta_{\text{вип}}$	0	0,00803	19	Нормальний	1	0,00803
$\Delta_t$	0	0,00590	$\infty$	Рівномірний	1	0,00590
$l$	25	0,0134	144	$U(l) = 0,026$ мм, $p = 0,95$ , $k(p) = 1.99$		

З урахування середніх відхилень результатів реєстрації переміщень цифровою фотозйомкою від контрольних вимірювань катетометром (0.020 мм) встановлюємо остаточне значення невизначеності запропонованим методом в інтервалі  $\pm 0.046$  мм.

## РОЗДІЛ 3 РЕЗУЛЬТАТИ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ СИСТЕМ ОСТЕОСИНТЕЗУ

### 3.1. Переломи великогомілкових кісток, закріплені пластинами

Натурні експериментальні дослідження та визначення деформаційних характеристик системи «кістка-фіксатор» проводили за програмою, що представлена в розділі 2.1. З метою подальшого практичного використання результатів випробувань експерименти проводили при найбільш характерних фізіологічних навантаженнях, що супроводжують ходьбу людини: стиск, згин та кручення [1].

**Біологічні об'єкти (кістки та моделі переломів).** Як об'єкти випробувань застосовували непошкоджені, натурні ВГК, однорідні за станом кісткової тканини та часом забору, відібрані та законсервовані за методикою, описаною в роботі [2].

Перед випробуваннями на всіх зразках ВГК моделювали прямі переломи на рівні дистального епіметафізу ВГК [3]. Переломи моделювали шляхом поперечної остеотомії осциляторною пилкою та фіксували шляхом метало-остеосинтезу з застосуванням різних варіантів пластин: блокованих, анатомічно змодельованих з кутовою стабільністю та пластини для відкритої остеотомії великогомілкової кістки (рис. 3.1).

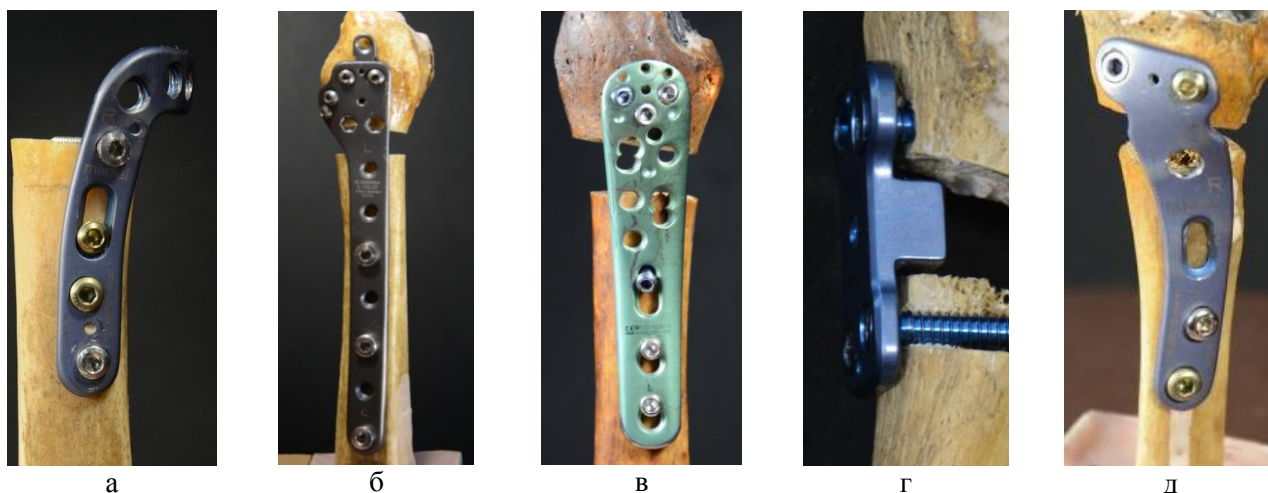


Рис. 3.1 – Досліджені пластини: а – медіальна дистальна великогомілкова L-подібна з кутовою стабільністю – «1М», б – медіальна дистальна великогомілкова з кутовою стабільністю – «2М», в – медіальна великогомілкова блокована – «3М», г – медіальна великогомілкова блокована для відкритої корекційної остеотомії – «4М», д – латеральна блокована дистальна великогомілкова з кутовою стабільністю – «1L»

**Геометричні характеристики пластин.** У табл. 3.1 наведені такі дані: L, H, b - довжина, товщина та ширина пластин відповідно, p та d - відстані від перелому до найближче розташованих гвинтів з проксимального та дистального боків відповідно.

Таблиця 3.1

## Конструктивні особливості пластин

Спосіб фіксації переломів та конструкція пластини	Розміри та кількість гвинтів
Медіальна дистальна L-подібна пластина з кутовою стабільністю – «1М»	L = 80 мм, H = 3 мм, b = 15 мм, 6 гвинтів, p = 58 мм, d = 12 мм
Медіальна дистальна пластина з кутовою стабільністю – «2М» (пряма пластина)	L = 136 мм, H = 3 мм, b = 14 мм, 7 гвинтів, p = 110 мм, d = 19 мм
Медіальна блокована пластина – «3М» (пряма пластина)	L = 91 мм, H = 3 мм, b = 19 мм, 6 гвинтів, p = 60 мм, d = 14 мм
Медіальна блокована пластина для відкритої корекційної остеотомії – «4М» (X-подібна пластина з підсиленою проміжною частиною)	L = 42 мм, H = 3 мм, b = 22 мм, 4 гвинта, p = 22 мм, d = 7 мм
Латеральна блокована дистальна пластина з кутовою стабільністю – «1L» (пластина з широкою частиною)	L = 87 мм, H = 3 мм, b = 17 мм, 4 гвинтар = 63 мм, d = 13 мм

**Закріплення зразків.** Для закріплення досліджуваних препаратів на робочому столі випробувальної машини використовували пластмасові опорні головки у вигляді паралелепіпедів, які виготовляли індивідуально для кожної кістки [4]. Використання опорної головки для закріплення зразка (рис. 3.2а) дозволяє мінімізувати додаткові деформації препаратів, що виникають у місцях контакту кісток з вузлами випробувального обладнання та створення умов для навантаження кісток у заданому напрямку.

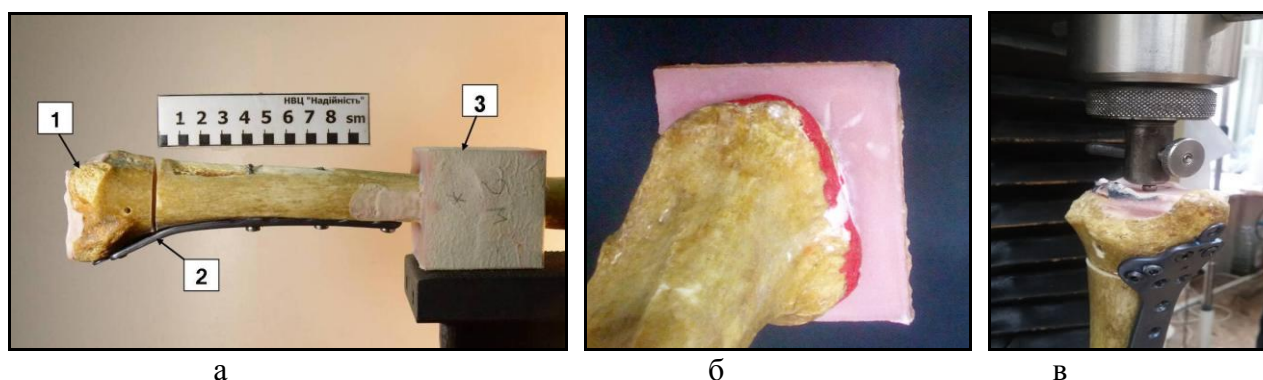


Рис. 3.2 – Підготовка до проведення випробувань: а - великогомілкова кістка (1) з пластиною (2) та опорною головкою для випробувань на згин та кручення (3); б - пластмасова опора для випробувань при стисканні; в - місце контакту стержня з шаром пластмаси



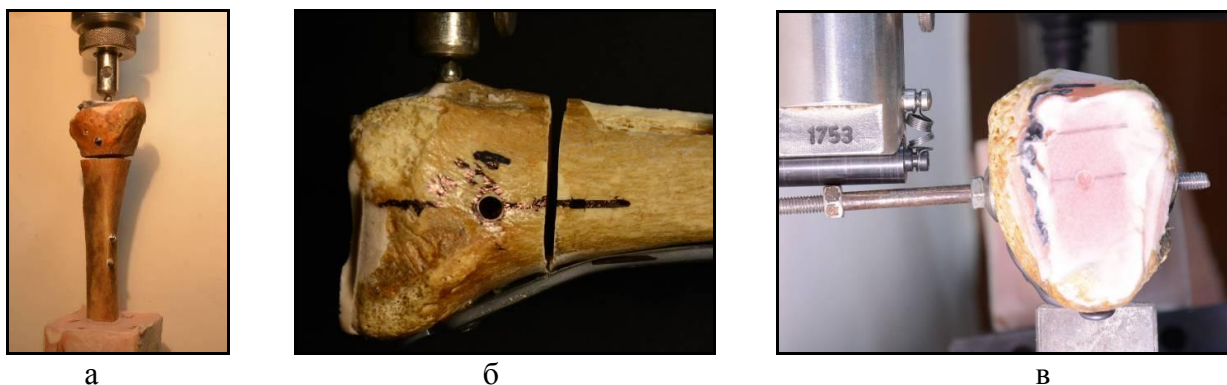


Рис. 3.3 – Проведення випробувань: а - випробування на стиск; б - випробування на згин; в - випробування на кручення

Нижня опора (рис. 3.2б) формується у вигляді прямокутного паралелепіпеда товщиною 10 мм зі сторонами 80-90 мм. Такі розміри сторін забезпечують розміщення епіфізів в межах площі опори.

Пластмасові головки із закріпленими в них кістками фіксували на робочому столі випробувальної установки за допомогою струбцин. Для запобігання виникненню додаткових деформацій у місці контакту між стержнем та кісткою розміщували шар пластмаси товщиною 3-5 мм (рис. 3.2в).

**Осі координат, точки перелому та переміщення точок** позначені у спосіб, запропонований в роботах [19-21]. На прикладі ВГК з переломом, фіксованим пластиною 2М, на (рис. 3.4) показані напрями осей координат відносно анатомічних напрямів кістки та позначені частини та точки перелому (рис. 3.5).

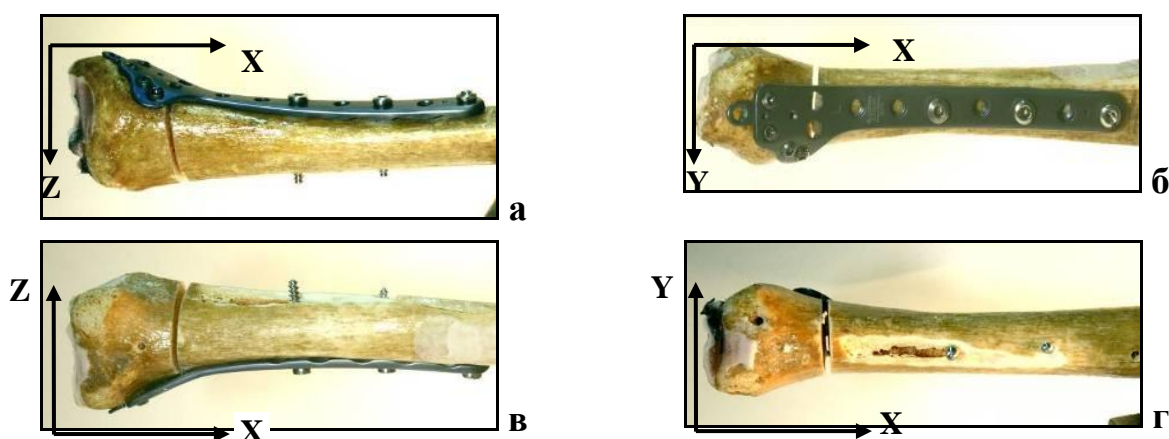


Рис. 3.4 – Анатомічні площини кістки та напрями координатних осей відносно перелому: передня (а), медіальна (б), задня (в) та латеральна (г) площини кістки



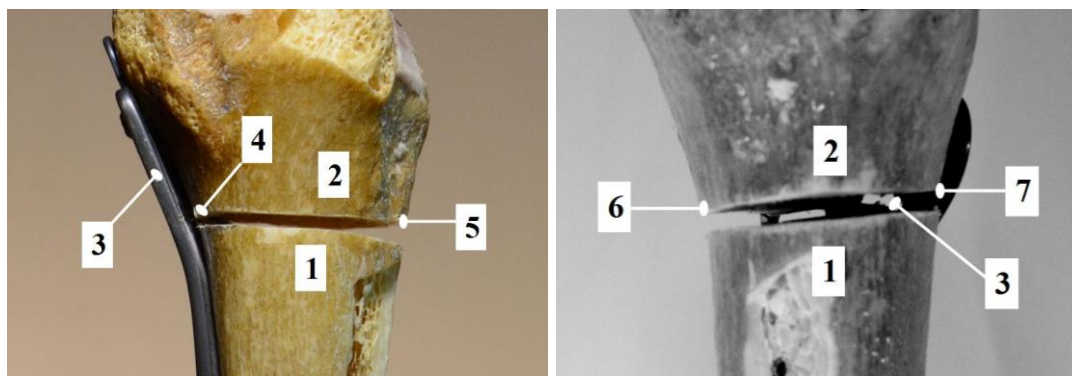


Рис. 3.5 – Позначення частин та точок перелому: а - вид із задньої сторони кістки; б - вид з латеральної сторони кістки; 1 - проксимальна частина перелому; 2 - дистальна частина перелому; 3 - фіксуюча пластина; 4 - медіальна точка (М); 5 - латеральна точка (L); 6 - вентральна точка (V); 7 - дорсальна точка (D)

**Особливості випробувань пластин.** Зразки, закріплені на робочому столі випробувальної машини, навантажували за рахунок підйому робочого стола. Зусилля на зразок передавали через сталевий стержень діаметром 6 мм, що був закріплений на динамометрі випробувальної машини, та вимірювали з точністю  $\pm 0.1$  Н.

Випробувальні системи «ВГК - пластина» піддавали стисканню силою  $P_1$ , що діяла вздовж поздовжньої осі кістки (рис. 3.6а); згинанню – силою  $P_2$  у фронтальній площині кістки (рис. 3.6б); крученню – силою  $P_3$  у горизонтальній площині кістки (рис. 3.6в). Навантаження при стиску (рис. 3.3г) та згині (рис. 3.3д), прикладали за допомогою сталеві кульки діаметром 6 мм. Кульку встановлювали у виїмку на поверхні пластмасового шару, нанесеного на кістку (рис. 3.3в).

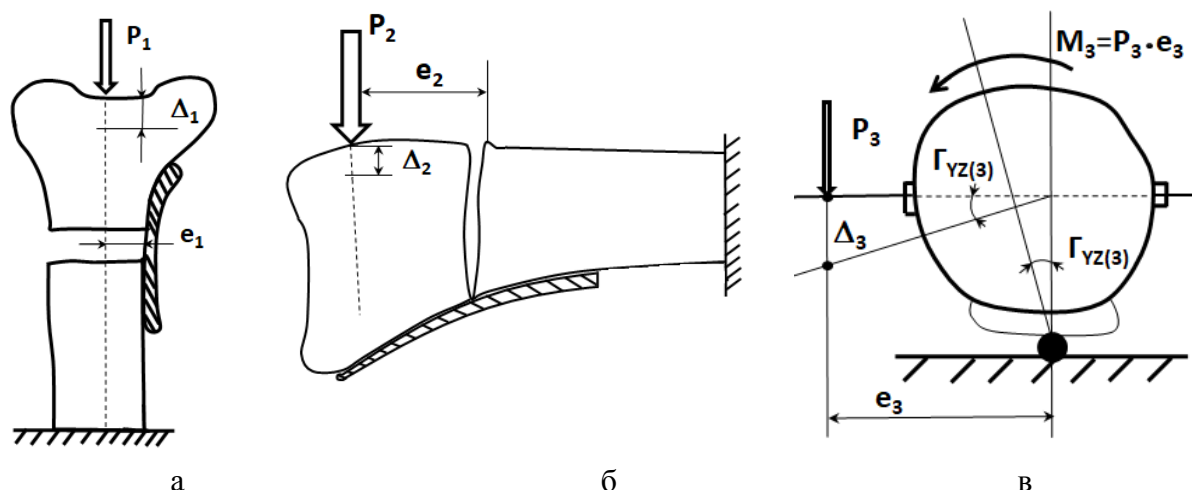


Рис. 3.6 – Схема навантаження системи «ВГК з переломом - пластина» при стиску (а), згині (б) та крученні (в)

Точки прикладання навантаження знаходились на відстані  $e_1$  від поверхні пластины, на відстані  $e_2$  від краю дистальної частини перелому та на відстані  $e_3$  від середньої частини пластины (табл. 3.2).

Таблиця 3.2

Розташування точки прикладення навантажень відносно фіксуючих пластин (рис. 3.6)

Тип пластини	$e_1$	$e_2$	$e_3$
1М	15.0	21.6	46.1
2М	11.0	21.5	59.5
3М	17.5	20.6	56.9
4М	21.1	35.8	49.8
1L	25.3	18.3	63.2

Момент кручення прикладали через сталевий стержень діаметром 5 мм, що був закріплений на епіфізі кістки (рис. 3.3е, 3.6в). Сила  $P_3$  прикладалась в горизонтальній фізіологічній площині кістки (площина  $YoZ$ ). Для усунення впливу згинального моменту, що виникає у ВГК за рахунок дії  $P_3$ , під фіксуючі пластини підкладали опори. Між пластинами та опорами розміщували сталеву кульку діаметром 5 мм, яка усувала тертя ковзання між пластинами та опорами (рис. 3.6в).

Швидкість деформування зразка становила 2.5 мм / хв. Навантаження здійснювали в межах лінійної залежності між силою та переміщенням. Частину зразків піддавали випробуванням на стиск аж до повного руйнування. За діаграмами деформування визначали  $\Delta_{1 \text{ MAX}}$  - переміщення точки прикладення сили  $P_1$ , що відповідає максимальному навантаженню  $P_{1 \text{ MAX}}$ . Були отримані діаграми деформування 15 випробуваних зразків (по 3 для кожного типу пластин).

**Деформування в межах лінійної ділянки діаграми стиску.** За діаграмами деформування зразків після їх випробувань згідно зі схемами, що зображені на рис. 3.6, були визначені відповідні показники систем «кістка з переломом - пластина»:  $\Delta_k$  - переміщення точки прикладення навантаження  $P_k$ ;  $P_{kC}$  - навантаження в межах лінійної ділянки діаграми деформування, по досягненні якого навантажування припиняли;  $\Delta_{kC}$  - переміщення точки прикладання навантаження, що відповідає  $P_{kC}$ ;  $\delta_k = \Delta_k / P_k$  - приведені переміщення точок прикладання навантаження (переміщення  $\Delta_k$  під дією навантаження  $P_k = 1$  Н);  $C_k = 1 / \delta_k$  - загальна жорсткість системи при стисканні (навантаження  $P_k$ , що викликає переміщення  $\Delta_k = 1$  мм);  $\Delta_{k3AL}$  - залишкове переміщення точки прикладання навантаження, виміряне після повного розвантаження кістки;  $M_k = P_k \cdot e_k$  - моменти, що виникають за рахунок наявності змі-

щення  $e_k$  лінії дії навантаження  $P_k$  відносно пластини;  $M_1$  та  $M_2$  - згинальні моменти, що діють у поздовжньому перерізі кістки  $XoZ$ ;  $M_3$  - момент кручення, що діє у поперечному перерізі пластини  $YoZ$  і викликає взаємний поворот частин перелому;  $M_{kc} = P_{kc} \cdot e_k$  - згинальний момент, що відповідає навантаженню  $P_{kc}$ ;  $\bar{\delta}_k = \Delta_k / M_k$  - приведені переміщення точки прикладання навантаження (переміщення  $\Delta_k$  під дією згинального моменту  $M_k = 1 \text{ Н} \cdot \text{мм}$ );  $\bar{C}_k = 1 / \bar{\delta}_k$  - жорсткості системи (згинальний момент  $M_k$ , що викликає переміщення  $\Delta_k = 1 \text{ мм}$ ).

Верхній індекс «і» застосовуємо для позначення медіальних (М), латеральних (L), вентральних (V) або дорсальні (D) точок перелому. Перший нижній індекс «j» використовуємо для позначення осей, на які проектуємо переміщення (X, Y або Z). Другим нижнім індексом «k» позначаємо сили, що викликають переміщення  $P_1$ ,  $P_2$  або  $P_3$  [5, 6].

Для пластин типу 1М, 2М, 3М, 4М латеральна область (точка L) розташована на віддалені від пластини, медіальна область (точка М) - поблизу пластини. Для пластин типу 1L латеральна область (точка L) розташована поблизу пластини, медіальна область (точка М) - на віддалені від пластини.

На рис. 3.7 - 3.9 зображені діаграми деформування ВГК з переломами, фіксованими пластинами, при стиску, згині та крученні.

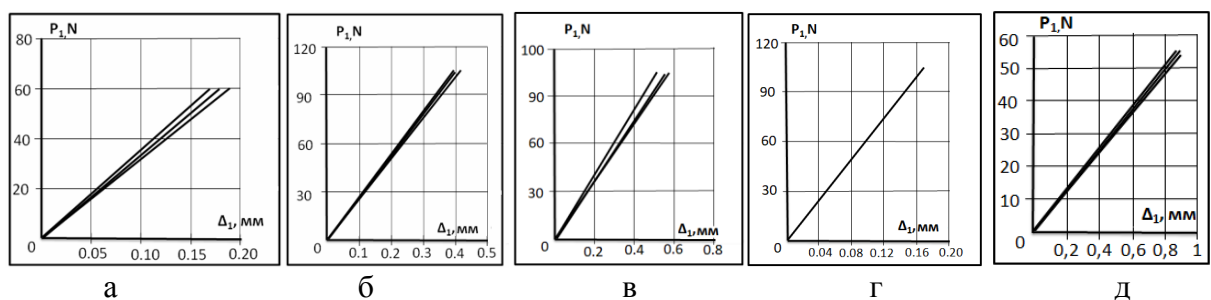


Рис. 3.7 – Початкові ділянки діаграм деформування ВГК з переломами, закріпленими пластинами 1М (а), 2М (б), 3М (в), 4М (г) та 1L (д) при стиску

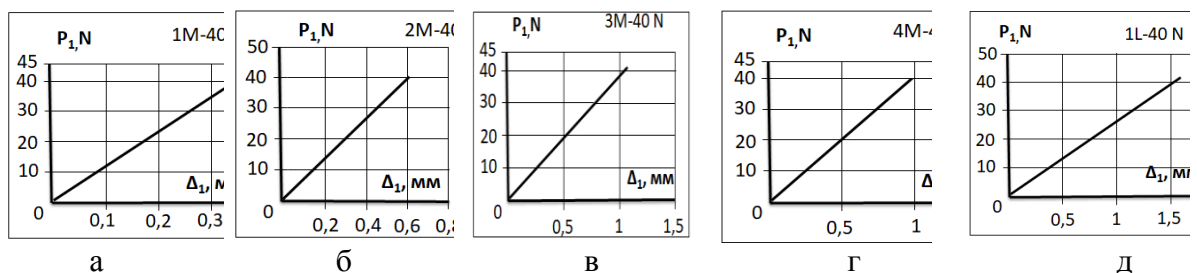


Рис. 3.8 – Початкові ділянки діаграм деформування ВГК з переломами, закріпленими пластинами 1М (а), 2М (б), 3М (в), 4М (г) та 1L (д), при згині

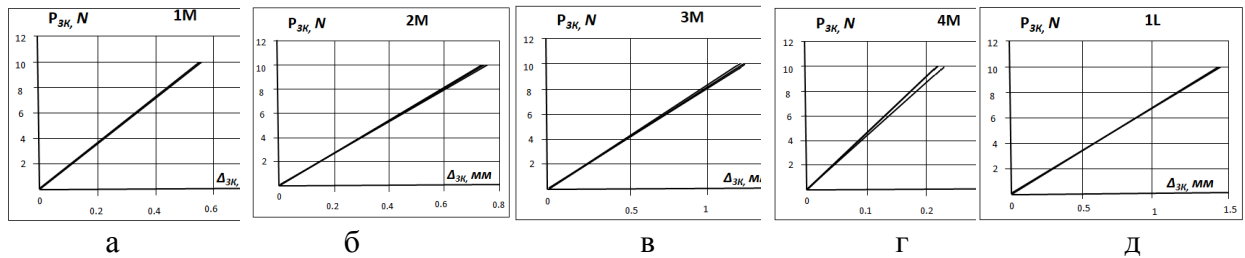


Рис. 3.9 – Початкові ділянки діаграм деформування ВГК з переломами, закріпленими пластинами 1М (а), 2М (б), 3М (в), 4М (г) та 1L (д), при крученні

Одночасно з записом діаграм деформування при стиску, згині та крученні проводили фотографування місця перелому та закріплення пластинами за методикою, що описана в **розділі 2**. На рис. 3.10 та 3.11 зображені зразки з переломами, закріплені різними пластинами з позначенням координатних осей та точок переломів. Для наочності на цих рисунках у векторному вигляді зображені напрями та позначення вимірних переміщень.

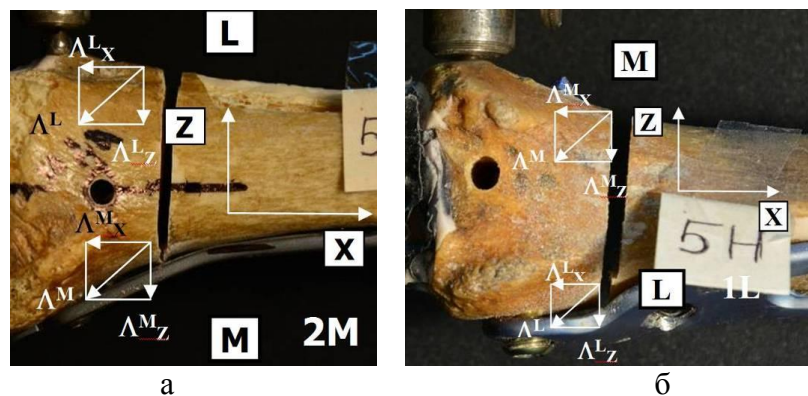


Рис. 3.10 – Позначення переміщень, точок перелому та напрямів координатних осей відносно перелому при згинанні зразків: а - медіальні пластини 1М ... 4М, б - латеральна пластина 1L

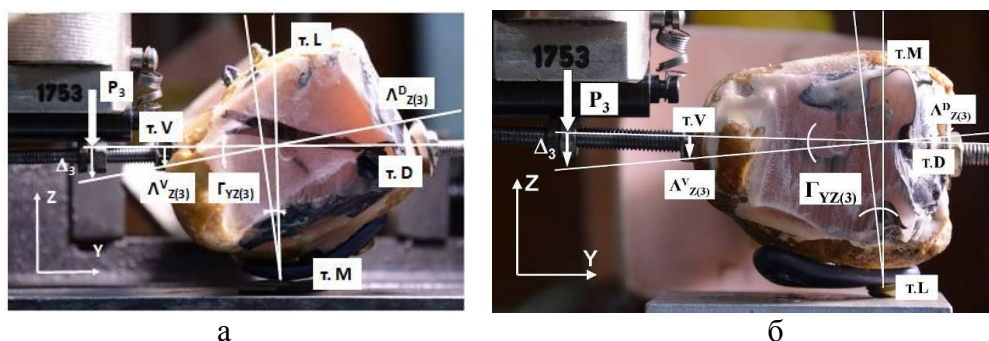


Рис. 3.11 – Позначення переміщень, точок перелому та напрямів координатних осей відносно перелому при крученні зразків: а - медіальні пластини 1М ... 4М, б - латеральна пластина 1L

**Руйнівні випробування зразків.** Проведено випробування на стиск з навантаженням до повного руйнування систем «кістка з модельованим переломом - пластина». На рис. 3.12 зображені повні діаграми деформування ВГК з пластинами різ-

них типів в координатах «навантаження  $P_1 \sim$  переміщення точки прикладання навантаження  $\Delta_1$ ».

У процесі навантаження зразків проводили фотографічну зйомку в автоматичному режимі з інтервалом 0.2 с. Зображення у цифровому вигляді обробляли та визначали взаємні переміщення різних точок перелому. Подальшу обробку фотознімків та визначення взаємних зміщень точок переломів під навантаженням проводили за методикою, що описана в розділі 2.4.

На рис. 3.13 зображені діаграми переміщень латеральних (L) та медіальних (M) точок перелому у поздовжніх ( $\Lambda^L_x$ ,  $\Lambda^M_x$ ) та поперечних ( $\Lambda^L_z$ ,  $\Lambda^M_z$ ) напрямках під дією осьової сили  $P_1$ .

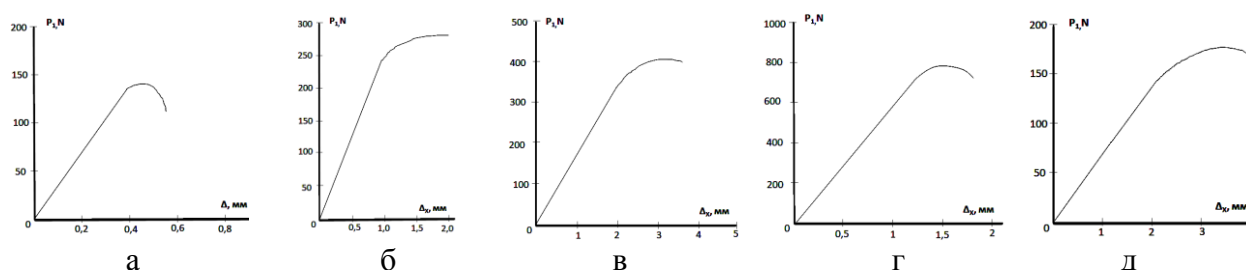


Рис. 3.12 – Діаграми переміщень точок прикладання навантаження на ВГК з пластинами 1М (а), 2М (б), 3М (в), 4М (г) 1L (д), при стисканні до повного руйнування

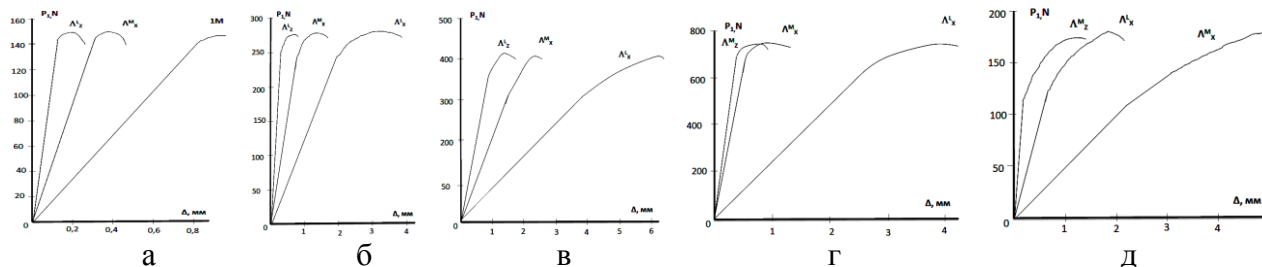


Рис. 3.13 – Діаграми переміщень точок переломів ВГК з пластинами 1М (а), 2М (б), 3М (в), 4М (г) та 1L (д), при стисканні до повного руйнування

**Порівняння жорсткостей різних пластин при стиску та згині.** За діаграмами деформування, що зображені на рис. 3.7 - 3.9, визначено приведені деформації  $\delta_k$  та жорсткості  $C_k$  систем «ВГК з переломом - фіксуєча пластина». Дані у вигляді приведенного переміщення  $\delta_1$ , що приведені в табл. 3.3 та на рис. 3.14а, показують, що максимальна жорсткість при стиску (мінімальні переміщення точки прикладання навантаження) спостерігається у системи остеосинтезу з медіальною блокованою пластиною 4М, що застосовується для відкритої корекційної остеотомії. Жорсткість з'єднання перелому пластинами типу 1М в 1.6 ... 1.9 разів менше за жо-

рсткість з'єднання пластиною 4М. Жорсткість систем з іншими пластинами: 2М в 2.3 ... 2.4, 3М в 3.1 ... 3.5, а 1L в 9.2 ... 9.7 разів менша за жорсткість з'єднання пластиною 4М.

Таблиця 3.3

Приведені переміщення точки прикладення навантаження при стиску ( $\delta_1$ ) та згині ( $\delta_2$  та  $\bar{\delta}_2$ ) у ВГК з переломами, фіксованими різними типами пластин

тип пластини	$\delta_1 \cdot 10^3$ , мм / Н		$\delta_2 \cdot 10^3$ , мм / Н	$\bar{\delta}_2 \cdot 10^3$ , $\frac{\text{мм}}{\text{Н} \cdot \text{мм}}$
	I	II		
1М	2.85 - 3.20	2.93 - 3.11	$8.80 \pm 0.74$	$0.407 \pm 0.034$
2М	3.95 - 4.11	3.87 - 4.13	$15.4 \pm 0.92$	$0.716 \pm 0.042$
3М	5.38 - 5.81	5.70 - 5.96	$28.4 \pm 1.67$	$1.357 \pm 0.080$
4М	1.68 - 1.74	1.63 - 1.69	$11.0 \pm 0.84$	$0.400 \pm 0.030$
1L	16.0 - 16.3	14.6 - 14.9	$40.1 \pm 1.85$	$2.193 \pm 0.096$

Позначення у таблиці: I - результати, одержані за початковими ділянками діаграм «навантаження - переміщення» при стискаючому навантаженні до 55 - 100 Н; II - дані, розраховані за лінійними ділянкою діаграм руйнівних випробувань.

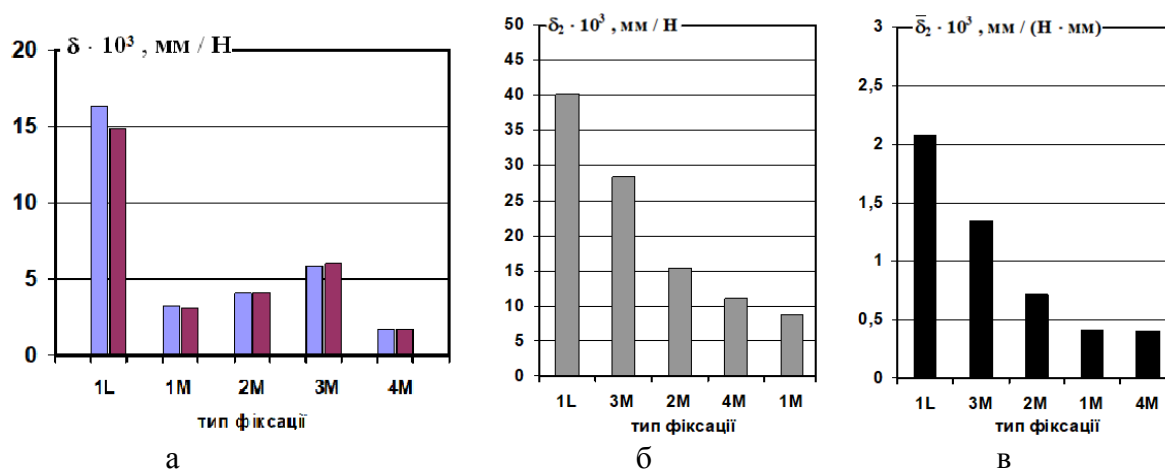


Рис. 3.14— Порівняння приведених переміщень точок прикладення навантаження ВГК з переломами, фіксованими різними типами пластин при стиску (а) та згині (б): а - приведені переміщення  $\delta_1$ ; б - приведені переміщення  $\delta_2$ ; в - приведені переміщення  $\bar{\delta}_2$

У табл. 3.3 наведено величини приведених переміщень систем «ВГК з переломом - пластина»  $\delta_2$  та  $\bar{\delta}_2$  при згині. Результати одержані за початковими ділянками діаграм «навантаження - переміщення» при дії згинального навантаження  $P_2 = 20, 30$  та  $40$  Н на відстані  $e_3$  від перелому (табл. 3.2). Ці результати відображені на порівняльних діаграмах (рис. 3.14 б, в).

Максимальна жорсткість при згині зафіксована у системи остеосинтезу з медіальною L-подібною пластиною 1М з кутовою стабільністю. Фіксація пластиною

4М має близьку до пластини 1М жорсткість. Жорсткість систем з іншими пластинами суттєво менша: 2М в 1.4 ... 1.8, 3М в 2.6 ... 3.4, а 1L в 3.6 ... 5.5 разів менше за жорсткість з'єднання пластиною 4М.

**Переміщення точок перелому при стиску та згині.** За результатами, одержаними при стисканні силою  $P_1$  та згинанні силою  $P_2$  визначено лінійні взаємні переміщення суміжних латеральних L та медіальних M точок перелому  $\Lambda_{jk}^L$  та  $\Lambda_{jk}^M$  ( $k = 1, 2$  - позначення сили;  $j$  - вісь координат X або Z) та розраховано повні абсолютні переміщення точок цих точок

$$\Lambda_k^i = [(\Lambda_{Xk}^i)^2 + (\Lambda_{Zk}^i)^2]^{1/2}. \quad (3.1)$$

Приведені переміщення та повні приведені переміщення точок розраховували за формулами при стисканні та згинанні силами  $P_1$  та  $P_2$ :

$$\lambda_{jk}^i = |\Lambda_{jk}^i / P_k|; \quad \lambda_k^i = [(\lambda_{Xk}^i)^2 + (\lambda_{Zk}^i)^2]^{1/2} = \Lambda_k^i / P_k. \quad (3.2) \quad (3.3)$$

При застосуванні цих розрахункових співвідношень враховано, що переміщення в напрямі, перпендикулярному до площини XoZ (напрямок Y), були нехтовно малими.

**При згинанні** додатково визначено приведені переміщення та повні приведені переміщення точок перелому як відношення переміщення до величини згинального моменту (переміщення під дією згинального моменту  $M_2 = P_2 \cdot e_2 = 1 \text{ Н} \cdot \text{мм}$ ):

$$\bar{\lambda}_{j2}^i = \Lambda_{j2}^i / M_2; \quad \bar{\lambda}_2^i = [(\bar{\lambda}_{X2}^i)^2 + (\bar{\lambda}_{Z2}^i)^2]^{1/2} = \Lambda_2^i / M_2. \quad (3.4) \quad (3.5)$$

**Порівняння загальної деформації системи з переміщеннями точок в області перелому.** Аналіз результатів випробувань при стиску показав, що при однакових навантаженнях переміщення  $\Lambda_1^i$  точок, віддалених від фіксуєчої пластини, значно перевищують переміщення  $\Delta_1$  точки прикладання навантаження системи.

Це підтверджується даними табл. 3.4. Розрахунки, що представлені в цій таблиці проведені за початковими (лінійними) ділянками діаграм деформування (рис. 3.13). Встановлено, що при фіксації пластинами 1М, 2М та 3М повне приведені переміщення  $\lambda_1^i$  в 1.9 ... 2.3 рази більше приведені переміщення  $\delta_1$  (табл. 3.3), а при фіксації пластиною 1L - в 1.2 ... 1.3 рази. Найбільша різниця між цими показниками (в 2.8 ... 3.0 рази) відзначена для пластини 4М.



Таблиця 3.4

Приведені переміщення різних точок перелому ВГК з фіксацією різними пластинами під дією осьового навантаження  $P_1$

пластина	область перелому відносно пластини	приведені переміщення $\lambda_{i1}^i \cdot 10^3$ , мм/Н		
		поздовжнє переміщення $\lambda_{x1}^i$	поперечне переміщення $\lambda_{z1}^i$	повне переміщення $\lambda_1^i$
1М	віддалена (т.Л)	5.94	0.87	6.00
	наближена (т.М)	2.12		2.29
2М	віддалена (т.Л)	8.07	1.16	8.15
	наближена (т.М)	3.03		3.24
3М	віддалена (т.Л)	12.25	2.36	12.48
	наближена (т.М)	4.75		5.30
4М	віддалена (т.Л)	4.88	0.50	4.91
	наближена (т.М)	0.80		0.94
1L	віддалена (т.М)	19.36	1.25	19.40
	наближена (т.Л)	5.40		5.54

На відміну від стиску, переміщення точок прикладання навантаження при згині суттєво більші, ніж взаємні зміщення точок перелому, що видно з порівняння приведених переміщень  $\delta_2$  (табл. 3.3) та  $\lambda_2^i$  (табл. 3.5). В таблиці 3.5 у стислому вигляді подано значення приведених переміщень точок віддалених від пластини, поблизу пластини та повних переміщень.

Таблиця 3.5

Приведені переміщення різних точок перелому ВГК з фіксацією різними пластинами під дією згинального навантаження  $P_2$

пластина	область перелому відносно пластини	приведені переміщення $\lambda_{i2}^i \cdot 10^3$ , мм/Н		
		поздовжнє переміщення $\lambda_{x2}^i \cdot 10^3$	поперечне переміщення $\lambda_{z2}^i \cdot 10^3$	повне переміщення $\lambda_2^i \cdot 10^3$
1М	віддалена (т.Л)	5.62	6.60	8.67
	наближена (т.М)	0		6.60
2М	віддалена (т.Л)	9.90	4.40	10.82
	наближена (т.М)	0		4.40
3М	віддалена (т.Л)	8.80	3.42	9.44
	наближена (т.М)	0		4.40
4М	віддалена (т.Л)	6.78	3.62	7.68
	наближена (т.М)	0		3.61
1L	віддалена (т.М)	9.90	33.0	34.4
	наближена (т.Л)	0		33.0



**Порівняння компонент переміщень точок перелому.** За результатами, наведеними в табл. 3.4 та графічно відображеними на рис. 3.15а, встановлено, що при стиску ВГК з переломами, фіксованими дослідженими пластинами, переміщення точок переломів  $\lambda_{X1}^i$  у поздовжньому напрямі Х значно більші від переміщень  $\lambda_{Z1}^i$  у напрямі Z. Вклад  $\lambda_{Z1}^i$  в загальне переміщення достатньо малий: загальне переміщення  $\lambda_1^i$  перевищує величину компоненти  $\lambda_{X1}^i$  не більше, ніж на 1%. Переміщення  $\lambda_{Y1}^i$  у напрямі, перпендикулярному фронтальній площині ХоZ, нехтовно малі і знаходяться у межах похибки вимірювання.

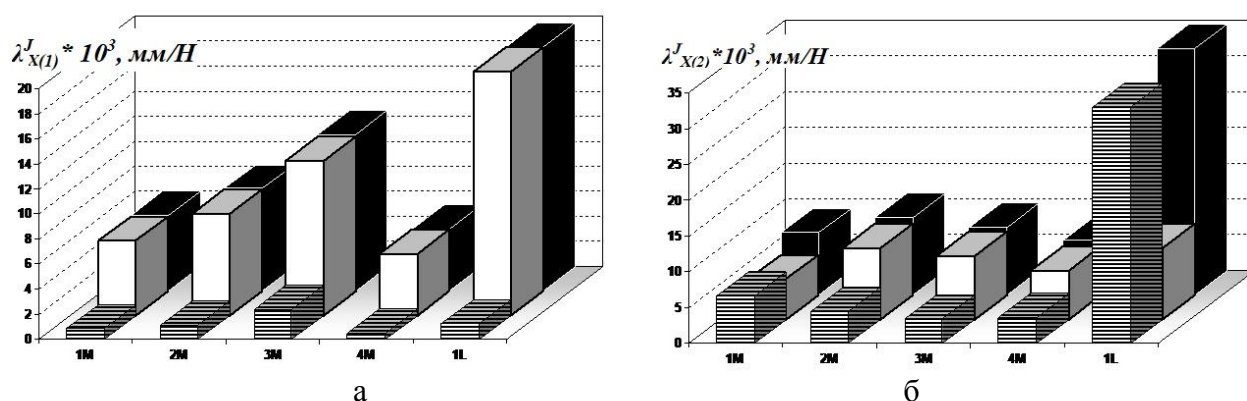


Рис. 3.15 – Приведені переміщення точок, віддалених від пластин при стиску (а) та при згині (б): □ -  $\lambda_{X1}^i$ ,  $\lambda_{X2}^i$  - у напрямі вздовж поздовжньої осі кістки, ▨ -  $\lambda_{Z1}^i$ ,  $\lambda_{Z2}^i$  - у поперечному напрямі, ■ -  $\lambda_1^i$ ,  $\lambda_2^i$  - сумарні приведені переміщення

На рис. 3.15б зображено порівняльні діаграми, побудовані за даними табл. 3.5. Встановлено, що на відміну від стиску, при згині під дією навантаження  $P_2$  співвідношення переміщень точок перелому у напрямках Х та Y для досліджених пластин носять якісно різний характер. При фіксації пластинами 1L переміщення  $\lambda_{Z2}^M$  більше від переміщення  $\lambda_{X2}^M$  у 3.3 рази, а для пластини 1M переміщення  $\lambda_{Z2}^L$  більше від переміщення  $\lambda_{X2}^L$  приблизно у 1.2 рази. Для пластин 2M, 3M та 4M співвідношення зворотні: переміщення  $\lambda_{Z2}^L$  цих пластин менше від переміщення  $\lambda_{X2}^L$  у 1.9 - 2.6 рази. Переміщення  $\lambda_{Y1}^i$  у напрямі, перпендикулярному фронтальній площині ХоZ, як і при стиску, нехтовно малі і знаходяться у межах похибки вимірювання.

**Кути повороту частин перелому при стиску та згині.** Для визначення взаємних кутів повороту частин переломів при стисканні та згинанні використовували значення лінійних переміщень точок перелому. Взаємні кути повороту частин пе-

релому  $\Gamma_{XZ(1)}$  та  $\Gamma_{XZ(2)}$  під дією заданих навантажень  $P_1$  та  $P_2$  відповідно розраховували за формулами

$$\Gamma_{XZ(k)} = \arctg \left| \frac{\Lambda_{Xk}^M - \Lambda_{Xk}^L}{S_{ML}} \right|, \quad (3.6)$$

де  $\Lambda_{Xk}^i$  - взаємні переміщення протилежних точок перелому у напрямі X (рис. 3.16, 3.17);  $S_{ML}$  - відстань між медіальною M та латеральною L точками перелому (рис. 3.16, табл. 3.6).

Таблиця 3.6

Товщини великогомілкових кісток у місцях модельованих переломів

Тип пластини	1M	2M	3M	4M	1L
Розмір $S_{ML}$ , мм	39.5	34.8	31.5	38.1	29.8

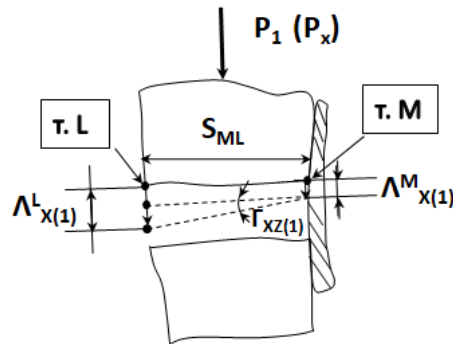


Рис. 3.16 – Схема визначення взаємного кута повороту частин перелому  $\Gamma_{XZ(1)}$  під дією осьового навантаження  $P_1$  для переломів, закріплених пластинами 1M, 2M, 3M та 4M

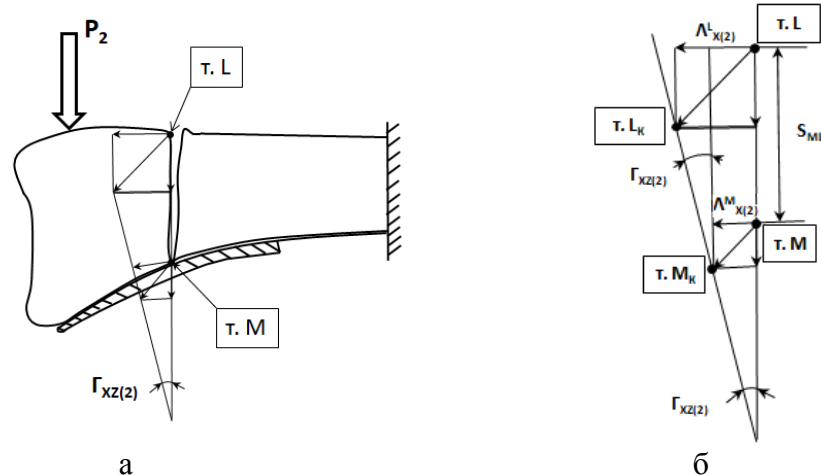


Рис. 3.17 – Схеми визначення взаємного кута повороту частин перелому  $\Gamma_{XZ(2)}$  під дією згинального навантаження  $P_2$  для переломів, закріплених пластинами 1M, 2M, 3M та 4M; а - загальна схема навантаження і деформування; б - схема переміщення точок перелому та повороту дистальної частини перелому

Відмітимо, що схема визначення кутів повороту переломів, закріплених пластинами типу 1L, аналогічна зображеній на рис. 3.17 із заміною позначення точки М на L і навпаки.

Приведені кути повороту розраховані як відношення абсолютних кутів до відповідних сил та моментів сил:

$$\gamma_{XZ(k)} = \Gamma_{XZ(k)} / P_k ; \quad \bar{\gamma}_{XZ(k)} = \Gamma_{XZ(k)} / M_k . \quad (3.7) \quad (3.8)$$

Результати розрахунків абсолютних та приведених кутів взаємних поворотів частин переломів приведені в табл. 3.7. Встановлено, що закріплення пластинами 1М та 4М мають найбільшу жорсткість з точки зору величини кутів повороту, закріплення пластиною 1L - найменшу.

Таблиця 3.7

Приведені кутові деформації переломів при стиску та згині

тип пластины	приведені кутові деформації		
	при стиску	при згині	
	$\gamma_{XZ(1)} \cdot 10^2$ , град / Н	$\gamma_{XZ(2)} \cdot 10^3$ , град / Н	$\bar{\gamma}_{XZ(2)} \cdot 10^3$ , град / (Н · мм)
1М	$0.6 \pm 0.3$	$8.2 \pm 0.5$	$0.4 \pm 0.02$
2М	$0.8 \pm 0.4$	$16.3 \pm 1.1$	$0.8 \pm 0.05$
3М	$1.4 \pm 0.8$	$16.0 \pm 0.9$	$0.8 \pm 0.04$
4М	$0.6 \pm 0.3$	$10.2 \pm 0.6$	$0.3 \pm 0.02$
1L	$2.7 \pm 0.8$	$19.0 \pm 1.1$	$1.1 \pm 0.6$

Вертикальні переміщення віддалених точок перелому  $\Lambda_{X1}^i$  та кути взаємного повороту частин перелому  $\Gamma_{XZ(1)}$  під дією стискаючого навантаження  $P_1$  відображені на порівняльних діаграмах (рис. 3.18а). Видно, що при закріпленні пластинами 1М та 4М виникають найменші як лінійні, так і кутові переміщення, при закріпленні пластиною 1L - найбільші. Співвідношення між відносними кутами повороту при згинальних навантаженнях зберігається (рис. 3.18б). Закріплення пластинами 1М та 4М мають найбільшу жорсткість з точки зору величини кутів повороту, закріплення пластиною 1L - найменшу.

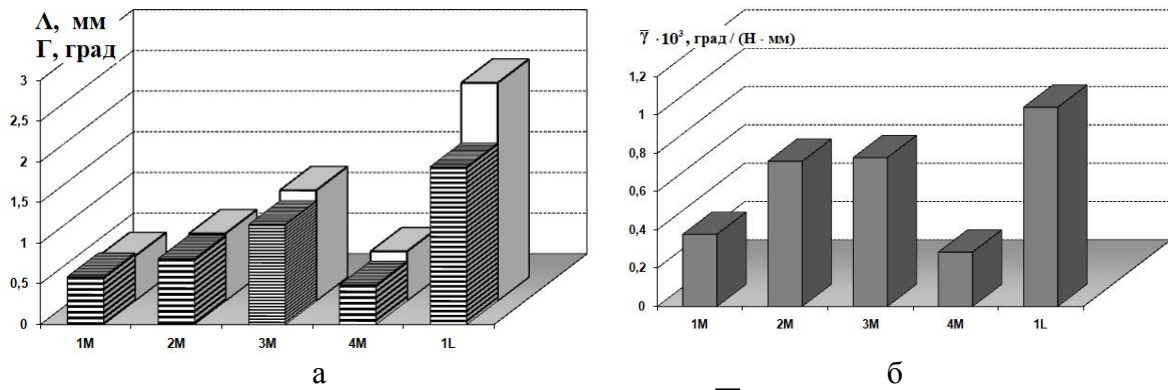


Рис. 3.18 – Кутові деформації при стиску (а) та згині (б):  $\blacksquare$  - максимальні абсолютні переміщення точок перелому  $\Delta$ , мм;  $\square$  - кути повороту частин перелому  $\Gamma$ , град під дією поздовжнього навантаження  $P_1 = 100$  Н;  $\square$  - приведені кути взаємного повороту частин перелому  $\bar{\gamma}_{xz(2)}$

**Кути повороту частин перелому при крученні.** Кут повороту при крученні визначали за лінійними переміщеннями точок перелому у напрямі Z та відстанню між дорсальною D та вентральною V точками перелому (рис. 3.19).

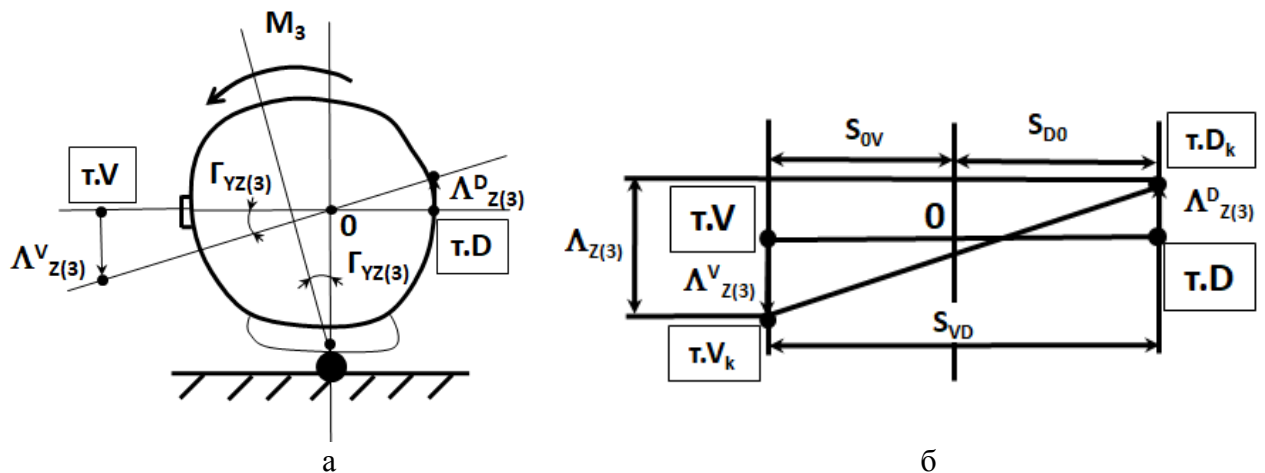


Рис. 3.19 – Схеми визначення взаємного кута повороту частин перелому  $\Gamma_{xz(3)}$  під дією крутильного навантаження  $P_3$  для переломів, закріплених пластинами 1М, 2М, 3М та 4М; а - загальна схеми навантаження і деформування; б - схема переміщення точок перелому та повороту дистальної частини перелому

На цьому рисунку позначено: D, V - положення точок до навантаження, D<sub>к</sub>, V<sub>к</sub> - після навантаження;  $\Lambda_{Z3}^D$ ,  $\Lambda_{Z3}^V$  - проекції абсолютного переміщення дорсальної та вентральної точок відповідно на вісь Z (в нашому експерименті - це вертикальні переміщення точок D та V);  $S_{OV}$ ,  $S_{OD}$  - відстань між точкою O та вентральною і дорсальною точками відповідно;  $S_{VD}$  - відстань між вентральною і дорсальною точками.

Абсолютні та приведені кути повороту розраховували за формулами

$$\Gamma_{YZ(3\Phi)} = \arctg(\Lambda_{Z3} / S_{VD}); \quad (3.9)$$

$$\bar{\gamma}_{YZ(3)} = \Gamma_{YZ(3)} / (P_3 \cdot e_3) . \quad (3.10)$$

Дані, що приведені в табл. 3.8 та відображені на рис. 3.20, показують, що максимальна жорсткість при крученні спостерігається у системи з медіальною блокованою пластиною 4М: жорсткість систем з пластинами 1L та 3М в 4.2 ... 4.6 разів менше за жорсткість з'єднання пластиною 4М.

Таблиця 3.8

Приведені кути взаємного повороту частин перелому при крученні ВГК з фіксацією пластинами різного типу

тип пластини	приведені кути $\bar{\gamma}_{YZ(3)} \cdot 10^3$ , град. / (Н·мм)	
	розрахунок за діаграмами деформування	визначення кутів цифровою фото-зйомкою
1М	1.427 - 1.456	1.443 - 1.462
2М	1.160 - 1.193	1.145 - 1.166
3М	2.158 - 2.211	2.179 - 2.220
4М	0.476 - 0.497	0.472 - 0.480
1L	2.079 - 2.093	2.123 - 2.142

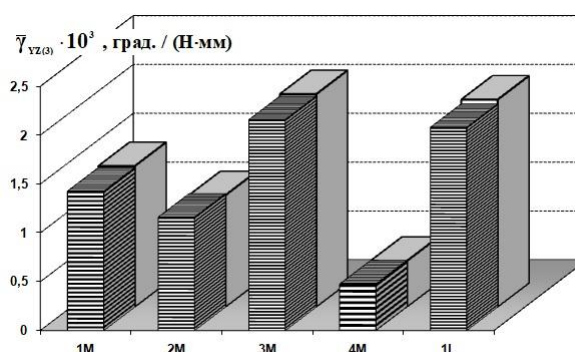


Рис. 3.20 - Порівняння приведених переміщень ( $\bar{\gamma}_{YZ(3)} \cdot 10^3$ ) при крученні ВГК з переломом, фіксованими різними типами пластин: - результати, одержані за початковими ділянками діаграм деформування; - дані, розраховані за допомогою цифрового фотографування

**Розрахунок допустимих навантажень.** Для визначення допустимих навантажень, що не викликають небезпечних зміщень точок перелому, необхідно знати розташування цих небезпечних точок та величини максимальних переміщень. В більшості випадків ці точки є найбільш віддаленими від місця закріплення засобу фіксації. Надалі максимальні абсолютні та приведені лінійні переміщення цих точок позначатимемо відповідними літерами без верхнього індексу:

$\Lambda_{k(max)} = \sqrt{(\Lambda_{Xk(max)})^2 + (\Lambda_{Zk(max)})^2}$  - максимальні повні взаємні переміщення небезпеч-

них точок;  $\Lambda_{Xk(max)}$  та  $\Lambda_{Zk(max)}$  - проекції на осі X та Z взаємних переміщень точок перелому, найбільш віддалених від пластини,;  $\lambda_{Xk(max)} = |\Lambda_{Xk(max)} / P_k|$  та  $\lambda_{Zk(max)} = |\Lambda_{Zk(max)} / P_k|$  - приведені переміщення точок перелому, найбільш віддалених від пластини, у поздовжньому та поперечному напрямках відповідно;  $\lambda_{k(max)} = \sqrt{(\lambda_{Xk(max)})^2 + (\lambda_{Zk(max)})^2}$  - максимальне повне приведенне переміщення зазначеної точки;  $\Gamma_{k(max)} = \arctg |(\Lambda_{Xk(max)}^M - \Lambda_{Xk(max)}^L) / S_{ML}|$ ;  $\gamma_{k(max)} = \Gamma_{k(max)} / P_k$  - максимальний взаємний кут повороту частин перелому та максимальний приведений кут повороту під дією заданого навантаження  $P_k$  відповідно.

Приймаємо в якості допустимих величини взаємного переміщення суміжних точок перелому  $[\Lambda] = 1$  мм та взаємного кута повороту частин перелому  $[\Gamma] = 3^\circ$  [7, 8].

Умови жорсткості за допустимим переміщенням та кутом повороту при дії тільки поздовжньої сил  $P_1$  мають вигляд:

$$\Lambda_{1(max)} = \lambda_{1(max)} \cdot P_1 \leq [\Lambda]; \quad \Gamma_{1(max)} = \gamma_{XZ(1)} \cdot P_1 \leq [\Gamma], \quad (3.11) \quad (3.12)$$

а допустимі осьові сили, що не приводять до виникнення недопустимого зміщення у переломі або недопустимого взаємного кута повороту частин перелому,

$$P_{1(доп)} = [\Lambda] / \lambda_{1(max)}; \quad P_{1(доп)} = [\Gamma] / \gamma_{XZ(1)}. \quad (3.13) \quad (3.14)$$

З двох отриманих значень  $P_{1(доп)}$  вибираємо менше навантаження і використовуємо його як допустиме.

Допустимі навантаження при згині визначали аналогічним способом:

$$P_{2(доп)} = [\Lambda] / \lambda_{2(max)}; \quad P_{2(доп)} = [\Gamma] / \gamma_{XZ(2)}. \quad (3.15) \quad (3.16)$$

З двох отриманих значень  $P_{2(доп)}$  вибираємо менше навантаження і використовуємо його як допустиме.

Навідміну від сил  $P_1$  та  $P_2$ , що діють безпосередньо в області дистального суглобу, при крученні сила  $P_3$  може бути прикладена на певній відстані від місця закріплення пластини (наприклад, прикладена до стопи). Внаслідок цього в подальші розрахунки введена відстань від лінії дії функціональної сили  $P_{3ф}$  до місця закріплення пластини. Позначимо (рис. 3.21):  $P_{3ф}$  - зовнішня функціональна сила, що діє

на стопу у горизонтальній площині;  $e_{3\Phi}$  - відстань від лінії дії сили  $P_{3\Phi}$  до місця закріплення пластини;  $M_{3\Phi} = P_{3\Phi} \cdot e_{3\Phi}$  - момент кручення сили  $P_{3\Phi}$  відносно осі  $X$  (ротація ВГК).

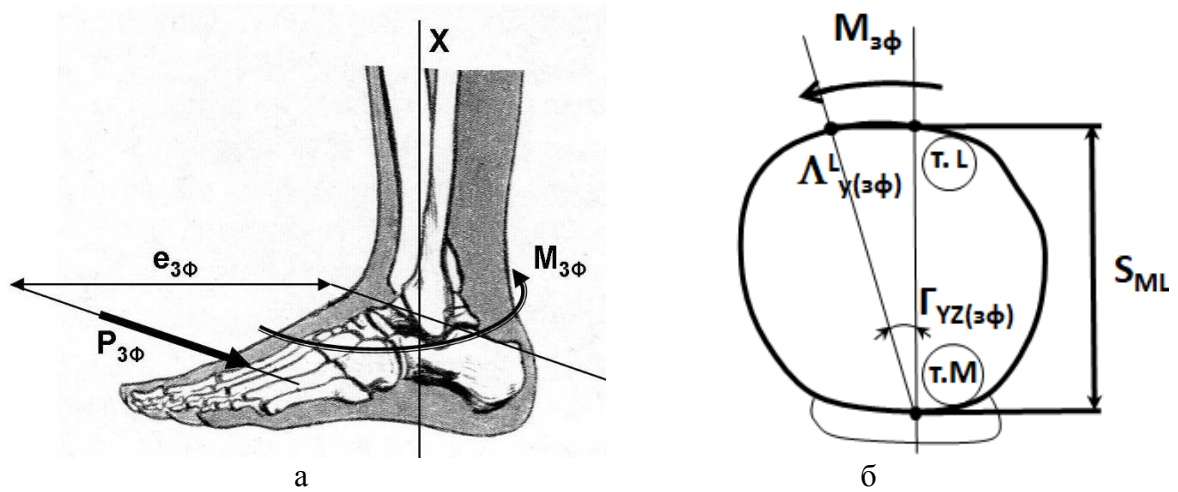


Рис. 3.21 – Дія на стопу сили, що викликає момент кручення  $M_{3\Phi}$  та ротацію ВГК: а - орієнтовна точка прикладання навантаження  $P_{3\Phi}$ ; б - схема визначення переміщення найбільш віддаленої від пластини точки перелому  $\Lambda^L_{Y(3\Phi)}$  для переломів, закріплених пластинами 1М, 2М, 3М та 4М

Умова жорсткості за максимально допустимим переміщенням  $[\Lambda]$  при дії тільки сили  $P_{3\Phi}$  (рис. 3.21б)

$$\Lambda_{3\Phi(\max)} = \Lambda_{Y(3\Phi)} \leq [\Lambda]. \quad (3.17)$$

Враховуючи (3.10) та замінюючи  $P_3$  на допустиме  $P_{3\Phi(\text{доп})}$ , отримуємо вираз для допустимого навантаження:

$$P_{3\Phi(\text{доп})} = \{\arctg([\Lambda] / S_{ML})\} / (\bar{\gamma}_{YZ(3)} \cdot e_{3\Phi}). \quad (3.18)$$

Якщо за умовою жорсткості заданий максимально допустимий кут повороту частин перелому  $[\Gamma]$ , то допустиме ротаційне навантаження

$$P_{3\Phi(\text{доп})} = [\Gamma] / (\bar{\gamma}_{YZ(3)} \cdot e_{3\Phi}). \quad (3.19)$$

З двох отриманих значень сили  $P_{3\Phi(\text{доп})}$  вибираємо менше і використовуємо його як допустиме.

**Допустимі навантаження для систем фіксації з різними пластинами.** У табл. 3.9 приведені допустимі навантаження, що не викликають лінійних переміщень, більших за  $[\Lambda] = 1$  мм, та кутів взаємного повороту частин перелому, більших за  $[\Gamma] = 3^\circ$ . У цій таблиці для порівняння також наведене значення навантаження  $P_1$  пц, що

відповідає границі пропорційної ділянки діаграми деформування при стиску, та  $P_{1(MAX)}$  (рис. 3.13).

Таблиця 3.9

Допустимі навантаження  $P_{1(доп)}$ ,  $P_{2(доп)}$ ,  $P_{3(доп)}$  при стиску, згині та крученні, границі пропорційної ділянки діаграми стиску та руйнівні навантаження при стиску

тип пластини	Стиск			Згин	Кручення
	$P_{1(доп)}$ , Н	$P_{1\text{ пц}}$ , Н	$P_{1(MAX)}$ , Н	$P_{2(доп)}$ , Н	$P_{3(доп)}$ , Н
1М	166.7	130 - 140	148 – 155	115.3	6.66
2М	122.6	240 - 250	267 – 280	92.4	6.99
3М	80.1	340 - 350	414 – 423	105.2	5.49
4М	203.7	740 - 750	750 – 767	130.2	20.88
1L	51.5	130 - 140	175 – 178	29.1	6.02

При розрахунках величин допустимих сил  $P_{1(доп)}$  та  $P_{2(доп)}$  використовували значення відстаней від ліній дії сил до перелому (ексцентриситети  $e_1$  та  $e_2$ ), що наведені в табл. 3.2. Розрахунки допустимого навантаження  $P_{3(доп)}$  проводили за умовою, що ця сила діє на відстані  $e_{3ф} = 150$  мм від поздовжньої осі ВГК (бокове навантаження на дистальну область 1-й плюсневої кістки).

Ці дані відображені у вигляді порівняльних діаграм на рис. 3.22 та рис. 3.23, на яких представлені допустимі навантаження, розраховані за лінійним переміщенням та кутом повороту.

Як видно з табл. 3.9, найбільші значення допустимих сил відповідають системам ОС з пластиною 4М як при стиску, так і при згині та крученні. Це достатньо задовільно корелюється зі значеннями руйнівних навантажень, визначених при випробуваннях зразків на стиск. Сили, що приводять до повного руйнування фіксації пластиною 4М лежать в діапазоні 750 ... 767 Н (найбільше навантаження). Найменші руйнуючі навантаження (150 ... 180 Н) відзначені для систем фіксації з пластинами 1L та 1М. Аналогічні співвідношення встановлені для границь лінійних ділянок діаграм деформування (740 ... 750 Н для фіксації пластиною 4М та 130 ... 140 Н для 1L та 1М).



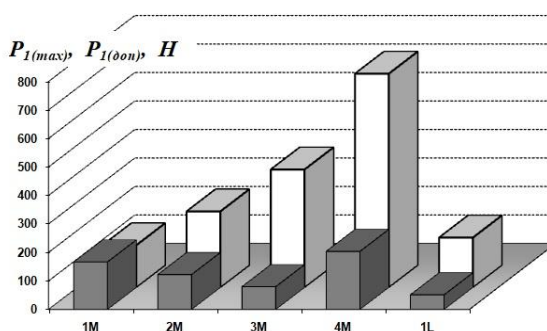


Рис. 3.22 – Навантаження, при яких починається руйнування системи «ВГК - пластина»  $P_{1(max)}$ ,  $H$  (□) та розраховані допустимі навантаження  $P_{1(dop)}$ ,  $H$  (□)

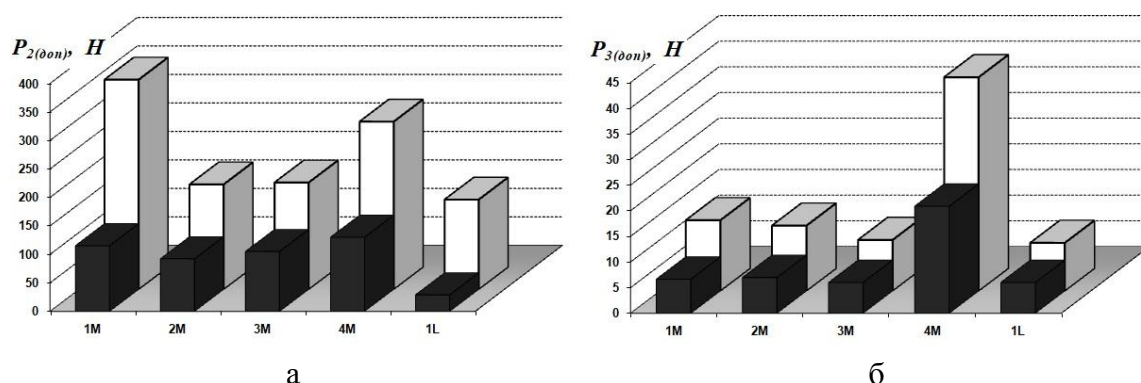


Рис. 3.23 – Допустимі навантаження  $P_{2(dop)}$  та  $P_{3(dop)}$  при згині (а) та крученні (б), що не викликають взаємного переміщення точок перелому більше, ніж на 1 мм (□), та взаємного повороту частин перелому більше, ніж на кут  $3^0$  (□)

**Результати випробувань при циклічних навантаженнях.** Були проведені експерименти при циклічній дії стискаючих, згинальних і крутильних навантаженнях за програмою циклічного навантаження, описаною в **розділі 2.3** (рис. 2.11).

Деформування систем «ВГК – пластина» при стисканні проводили зі швидкістю 5 мм / хв, а при згині та крученні зі швидкістю 2.5 мм/хв. Час витримки зразків  $\tau_1$  та  $\tau_2$  при  $P = P_{max}$  складав 1 ... 5 с. При випробуваннях навантаження складали:  $P_{1 max} = 100$  Н,  $P_{1 min} = 10$  Н (стиск),  $P_{2 max} = 20$  Н,  $P_{2 min} = 5$  Н (згин) та  $P_{3 max} = 10$  Н,  $P_{3 min} = 1$  Н (кручення).

Максимальна кількість циклів для кожного зразка дорівнювала 100. Окремі контрольні зразки піддавали випробуванням з кількістю циклів до 1000. Реєстрацію переміщень точок перелому [9, 10] здійснювали на 1, 2, 5, 10, 20, 50 та 100-му циклах.

В процесі випробувань реєстрували такі дані:  $\Lambda_{N(max)}$  – загальна (максимальна) деформація зразка на N-му циклі навантаження при  $P_1 = P_{1max}$  (стиск) та  $P_2 = P_{2max}$

(згин);  $\Lambda_{N(\min)}$  – загальна (частково незворотна) деформація зразка на N-му циклі навантаження при  $P_1 = P_{1\min}$  (стиск) та  $P_2 = P_{2\min}$  (згин), що не зникає до початку N+1-го циклу навантаження;  $\Gamma_{N(\max)}$  – взаємний кут повороту частин перелому (кут закручування системи) у поперечній площини кістки під дією моменту кручення силою  $P_3 = P_{3\max}$ ;  $\Gamma_{N((\min))}$  – загальний (частково незворотний) кут повороту на N-му циклі навантаження при  $P_3 = P_{3\min}$ , що не зникає до початку N+1-го циклу навантаження.

Після проведення випробувань визначали такі характеристики процесу циклічної повзучості:  $\Lambda_C = \Lambda_{N(\max)} - \Lambda_{1(\min)}$  – деформація повзучості як різниця між переміщеннями на i-му та 1-му циклах навантаження при  $P_1 = P_{1\max}$  та  $P_2 = P_{2\max}$ ;  $\Lambda_H = \Lambda_{N(\min)} - \Lambda_{1(\min)}$  – незворотні переміщення як різниця між переміщеннями на N-му та 1-му циклах навантаження при  $P_1 = P_{1\min}$  та  $P_2 = P_{2\min}$ ;  $\Gamma_C = \Gamma_{i(\max)} - \Gamma_{1(\max)}$  – абсолютна кутова деформація повзучості як різниця між кутами повороту на N-му та першому циклах навантаження при  $P_3 = P_{3\max}$ ;  $\Gamma_H = \Gamma_{i(\min)} - \Gamma_{1(\min)}$  – незворотні кути повороту як різниця між кутами повороту на N-му та 1-му циклах навантаження при  $P_3 = P_{3\min}$ ;  $\lambda_C = \Lambda_C / P_{\max}$  – приведені деформації циклічної повзучості;  $\lambda_H = \Lambda_H / P_{\max}$  – приведені незворотні деформацій;  $\bar{\gamma}_C = \Gamma_C / (P_{3\max} \cdot e_3)$  – приведені кути повороту.

Результати вимірювань повних переміщень  $\Lambda$  віддалених від пластини точок перелому та кутів повороту  $\Gamma$  в момент дії максимальних  $P_{\max}$  та мінімальних  $P_{\min}$  навантажень наведені в табл. 3.10.

Таблиця 3.10

Деформації переломів великогомілкової кістки з фіксацією пластинами 2М, 3М та 4М при стиску, згині та крученні під дією циклічного навантаження

Номер циклу, N	Деформації при максимальному за цикл навантаженні			Деформації при мінімальному за цикл навантаженні		
	стиск, $\Lambda_C$ , мм	згин, $\Lambda_C$ , мм	кручення, $\Gamma_C$ , °	стиск, $\Lambda_H$ , мм	згин, $\Lambda_H$ , мм	кручення, $\Gamma_H$ , °
Пластина 2М						
50	0.181	0.048	0.177	0.126	0.060	0.053
100	0.212	0.054	0.200	0.138	0.071	0.072
Пластина 3М						
50	0.196	0.054	0.208	0.147	0.087	0.094
100	0.233	0.062	0.238	0.160	0.098	0.107

Пластина 4М						
50	0.111	0.034	0.042	0.053	0.026	0.016
100	0.134	0.040	0.064	0.070	0.040	0.042

На рис. 3.24а,б та рис. 3.25а,б відображені процеси повзучості при стисканні та згинанні у вигляді зміни відстаней між віддаленими від пластин точками перелому, а на рис. 3.26а,б - кути повороту частин переломів при крученні. На рис. 3.24в, 3.25в, 3.26в зображені графіки накопичення незворотних переміщень зазначених точок при стиску, згині та крученні.

Встановлено, що системи з фіксацією переломів пластинами типу 4М суттєво краще опираються циклічним навантаженням. Так, рівень взаємних переміщень точок перелому у системі з використанням пластини 4М при стисканні циклічним навантаженням у 1.6...2.4, а при згинанні у 1.3...1.4 рази менший, ніж у системах з пластинами 2М та 3М.

Незворотні переміщення системи 4М при циклічному стисканні у 1.8...2.5, а при згинанні у 2...2.3 рази менші ніж у пластин 2М та 3М, найбільші незворотні переміщення спостерігаються у системі 3М.

Кут взаємного повороту частин перелому системи 4М у 2.8...4.6 рази менший ніж у систем 2М та 3М. Збільшення кутів взаємного повороту частин перелому у системі 4М у 1.3 рази менше ніж у системі 2М та у 2 рази менше ніж у системі 3М. Система 4М характеризується найменшими незворотними кутами взаємного повороту частин перелому, тобто у 2.8...3.3 рази менше ніж у інших системах.

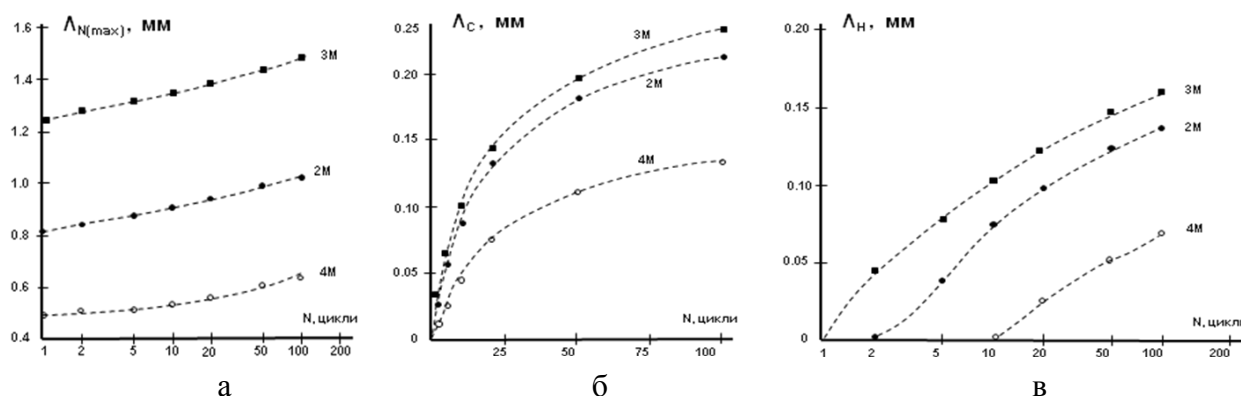


Рис. 3.24 – Зміна відстаней між точками переломів (а), розвиток деформацій повзучості (б) та розвиток незворотних переміщень (в) в переломах великогомілкової кістки, фіксованих пластинами 2М, 3М та 4М, під дією циклічного стискаючого навантаження  $P_{1\max} = 100$  Н

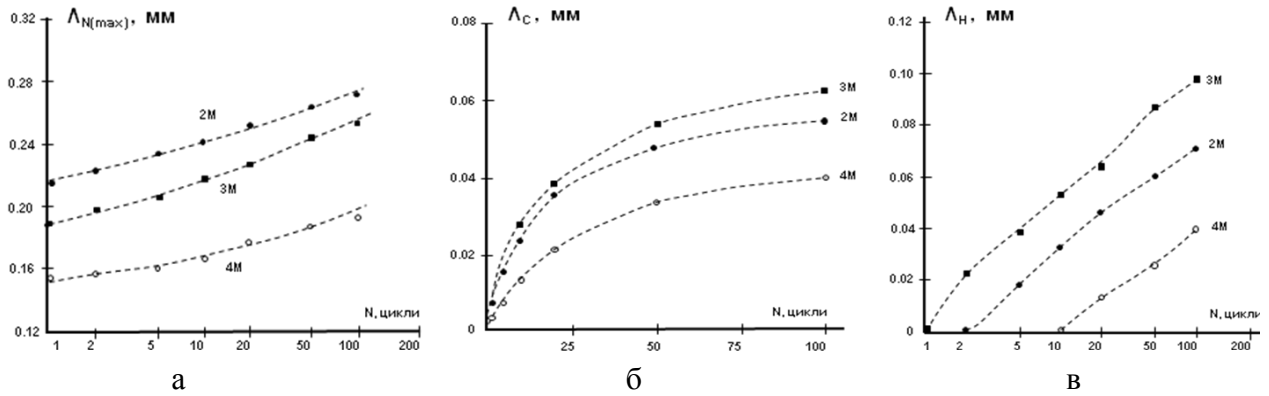


Рис. 3.25 – Зміна відстаней між точками переломів (а), розвиток деформацій повзучості (б) та розвиток незворотних переміщень (в) в переломах великогомілкової кістки, фіксованих пластинами 2М, 3М та 4М, під дією циклічного згинального навантаження  $P_{2 \max} = 100 \text{ Н}$

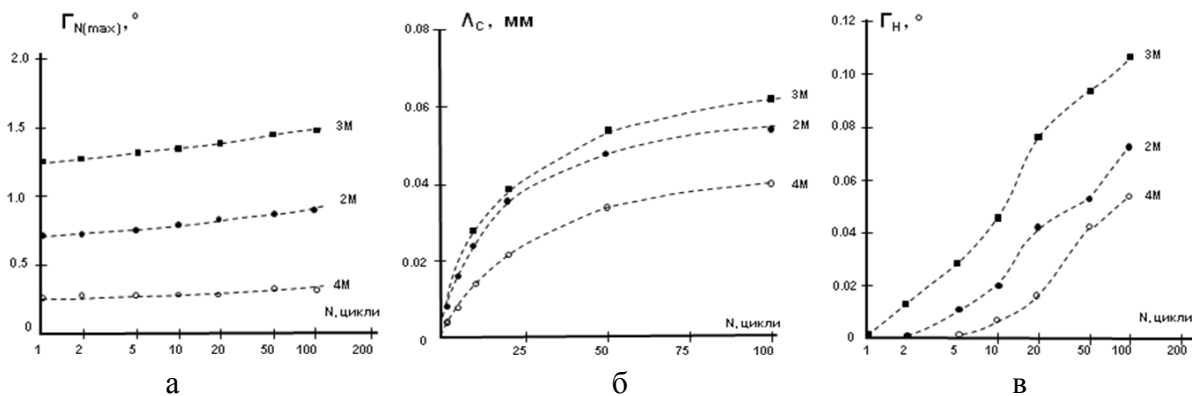


Рис. 3.26 – Кути взаємного повороту (а), збільшення кутів взаємного повороту (б) та розвиток незворотних кутів взаємного повороту (в) частин переломів великогомілкових кісток, фіксованих пластинами 2М, 3М та 4М, під дією циклічного крутильного навантаження  $P_{3 \max} = 10 \text{ Н}$

### 3.2. Переломи таранних кісток, закріплених різними системами ОС

**Об'єкти випробувань.** Таранна кістка [11, 12] (лат. Talus) - одна з кісток передплесни, що формує нижню частину гомілковостопного суглоба за допомогою з'єднання з великогомілковою і малогомілковою кістками. Знизу таранна кістка (ТК) з'єднується з п'ятковою кісткою, а спереду - з човноподібною. На рис. 3.27 показані ТК та зразок у непошкодженному стані, які використовували для моделювання перелому та різних способів фіксації. На рис. 3.28 представлені різні способи закріплення переломів ТК, що застосовувались у наших дослідженнях.



а

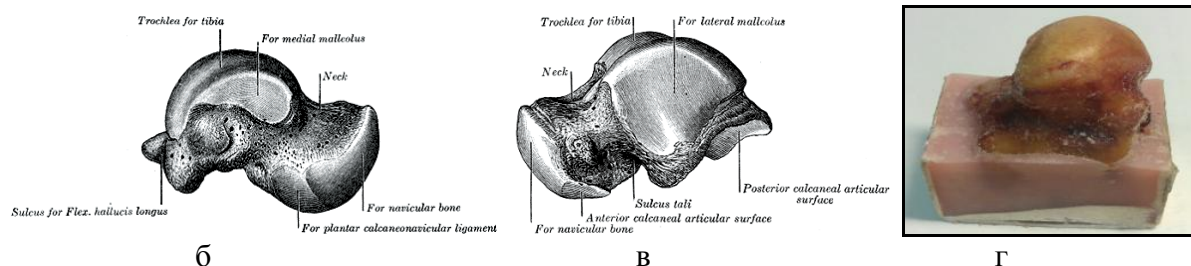


Рис. 3.27 – Таранна кістка: скелет стопи, вид збоку (а) [4]; медіальна (б) та латеральна (в) поверхні; непошкоджена таранна кістка (г)

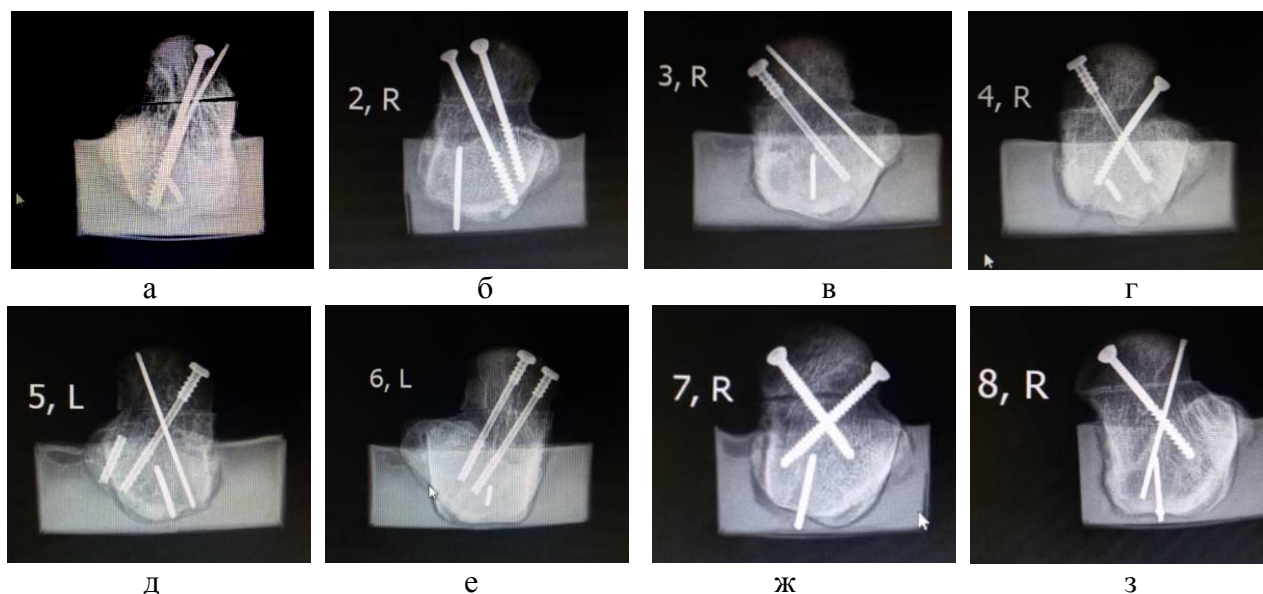


Рис. 3.28 – Способи закріплення переломів таранної кістки

В табл. 3.11 приведені позначення об'єктів випробувань та відомості щодо способу фіксації перелому, а в табл. 3.12 – геометричні характеристики досліджених кісток.

Таблиця 3.11

Позначення об'єктів випробувань

№№ та шифр зразків		Назва об'єкту випробувань	Зображення
1 – 8	1Н-8Н	Непошкоджені таранні кістки №№ 1 ... 8	Рис. 3.27г
9	1ф	ТК №1, модель перелому – ПЛТК. Спосіб фіксації перелому – паралельне введення МКГ3.5 та ШК по медіальному краю суглобової поверхні голівки ТК.	Рис. 3.28а
10	2ф	ТК № 2, модель перелому – ППТК. Спосіб фіксації перелому – паралельне введення двох МКГ3.5 по медіальному краю суглобової поверхні перпендикулярно лінії перелому ТК.	Рис. 3.28б
11	3ф	ТК № 3, модель перелому – ППТК. Спосіб фіксації перелому – паралельне введення ЗКГ3.5 та ШК по медіальному краю суглобової поверхні перпендикулярно лінії перелому ТК.	Рис. 3.28в
12	4ф	ТК № 4, модель перелому – ППТК. Спосіб фіксації перелому – перехресне введення ЗКГ3.5 по медіальному краю суглобової поверхні та МКГ3.5 по латеральному краю суглобової поверхні	Рис. 3.28г

		голівки ТК.	
13	5ф	ТК № 5, модель перелому – ПЛТК. Спосіб фіксації перелому – перехресне введення ЗКГ3.5 по медіальному краю суглобової поверхні та ШК по латеральному краю суглобової поверхні голівки ТК.	Рис. 3.28д
14	6ф	ТК № 6, модель перелому – ПЛТК. Спосіб фіксації перелому – паралельне введення двох ЗКГ3.5 по медіальному краю суглобової поверхні голівки ТК перпендикулярно перелому.	Рис. 3.28е
15	7ф	ТК № 7, модель перелому – ППТК. Спосіб фіксації перелому – перехресне введення двох КГ3.5 по медіальному та латеральному краях суглобової поверхні ТК.	Рис. 3.28ж
16	8ф	ТК № 8, модель перелому – ППТК. Спосіб фіксації перелому – перехресне введення МКГ3.5 по медіальному краю суглобової поверхні перелому та ШК по латеральному краю суглобової поверхні голівки ТК.	Рис. 3.28з

Позначення в таблиці: ПЛТК – поперечний перелом шийки лівої таранної кістки; ППТК – поперечний перелом шийки правої таранної кістки; МКГ3.5 – maleолярний копресуючий гвинт діаметром 3.5 мм; ШК – шпигу Кіршнера; ЗКГ3.5 – модифікований канюльований зустрічно-копресуючий гвинт діаметром 3.5 мм; КГ3.5 – кортикальний гвинт діаметром 3.5 мм

Таблиця 3.12

## Геометричні характеристики зразків, мм

№№ зразків	Розміри шийки у місці перелому		Відстань від точки прикладення сили до місця перелому
	висота	ширина	
1	26	31	9.0
2	27	31	10.2
3	34	31	8.3
4	33	34	6.0
5	30	31	10.0
6	32	31	7.0
7	28	34	7.4
8	30	27	5.0

**Підготовка зразків до випробувань.** Перед вимірюванням біомеханічних характеристик на зразках моделювали переломи, які фіксували вищезазначеними способами.

Для закріплення зразків на робочому столі випробувальної машини був застосований спосіб закріплення кістки, детально описаний в **розділі 2.2**. Виготовлені зразки у непошкодженному стані закріплювали на робочому столі універсальної випробувальної машини TIRAtest-2151 за допомогою планки з двома отворами та гвинтів (рис. 3.29). Навантаження прикладали, шляхом вертикального переміщення рухомого стола.

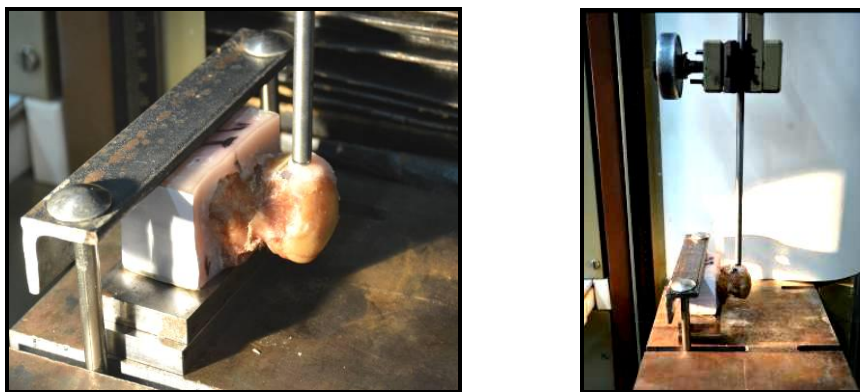


Рис. 3.29 – Зразок таранної кістки на робочому столі випробувальної машини

**Навантаження зразків та режими випробувань.** Для навантаження препарату використовували універсальну випробувальну машину TIRAtest-2151. Зразок встановлювали на рухомому столі випробувальної машини. Навантаження прикладали шляхом вертикального переміщення рухомого стола. Передачу зусилля на зразок при підйомі робочого стола здійснювали за допомогою сталевого стрижня (рис. 3.29) діаметром 6 мм з плоским нижнім торцем. Стрижень був вставлений в затискувач, що був закріплений у динамометрі.

Для запобігання виникненню локальних деформацій у місці контакту між поверхнею кістки та торцем стрижня розміщували шар пластмаси Протакрил-М [4].

Реалізовано три види режимів деформування зразків таранної кістки. У режимі «А» максимальне переміщення точки прикладання навантаження вибирали так, щоб навантаження зразків не перевищували 200 Н. При цьому зберігалася лінійна залежність між навантаженням та переміщеннями кістки. Цей режим реалізовували також при випробуваннях непошкодженої кістки без моделювання перелому. У режимі «Б» максимальну деформацію вибирали так, щоб зразок у процесі деформування був повністю зруйнований. Режим «В» - це режим циклічного навантаження, за якого сила, що діє на зразок, змінюється циклічно між значеннями  $P_{\min}$  та  $P_{\max}$ .

Для випробувань у режимі «В» застосовували програму «Zyklische Belastung», що входить до комплекту програмного забезпечення випробувальної машини TIRAtest-2151. Швидкість деформування зразка становила 2,5 мм/хв. Попереднє навантаження становило 1 Н. Кількість циклів за кожного рівня навантаження – 10. Зусилля  $P_{\max}$  варіювали від 50 Н до 200Н.



**Способи реєстрації переміщень.** Переміщення, що виникали у ТК під дією одноразових та циклічних навантажень, реєстрували трьома способами.

*Спосіб 1 - запис діаграм деформування у координатах «навантаження - переміщення».* Цей спосіб застосовували при випробуваннях непошкоджених зразків при малих деформаціях на першому етапі дослідження (режим «А»). Діаграми деформування записували також на кінцевому етапі випробувань (режим Б) після проведення дослідів при дії серії циклічних навантажень.

*Спосіб 2. Відеозапис показань вимірювань безпосередньо з цифрового табло випробувальної машини.* Цей спосіб застосовувався переважно при випробуваннях з циклічною зміною навантаження (режим «В») оскільки у цьому режимі можливості випробувальної машини не дозволяють записувати покази цифрового табло на будь-який носій інформації.

*Спосіб 3 - послідовне фотографування зразка з контрастними мітками.* Тут був відсутній контакт між вимірювальною апаратурою та дослідженим об'єктом, що не приводило до виникнення додаткових деформацій.

**Позначення анатомічних площин.** Таранну кістку умовно поміщають у тривимірну прямокутну систему координат (рис. 3.30а): сагітальна площина XY розділяє праву і ліву половини кістки; фронтальна або аксіальна площина YZ розташована вертикально, перпендикулярно до сагітальної.

**Позначення координатних осей** (рис. 3.30а): вісь X – поздовжня вісь кістки, лінія перетину сагітальної та горизонтальної площин; вісь Y перпендикулярна до осі X, і, відповідно, перпендикулярна горизонтальній площині та є лінією перетину фронтальної та сагітальної площин; вісь Z перпендикулярна до осі X і, відповідно, перпендикулярна сагітальній площині та є лінією перетину горизонтальної та фронтальної площин.

**Позначення точок перелому** відповідає дорсальній (D) та вентральній (V) частинам кістки; верхні індекси позначають дистальну (D) та проксимальну (P) частину перелому (рис. 3.30б). Таким чином,  $D^D$  та  $D^P$  – точки, що належать дорсальній частині;  $V^D$  та  $V^P$  – точки, що належать вентральній частині;  $D^D$  та  $V^D$  – точки,



що належать дистальній частині;  $D^P$  та  $V^P$  – точки, що належать проксимальній частині перелому кістки. [5, 6]

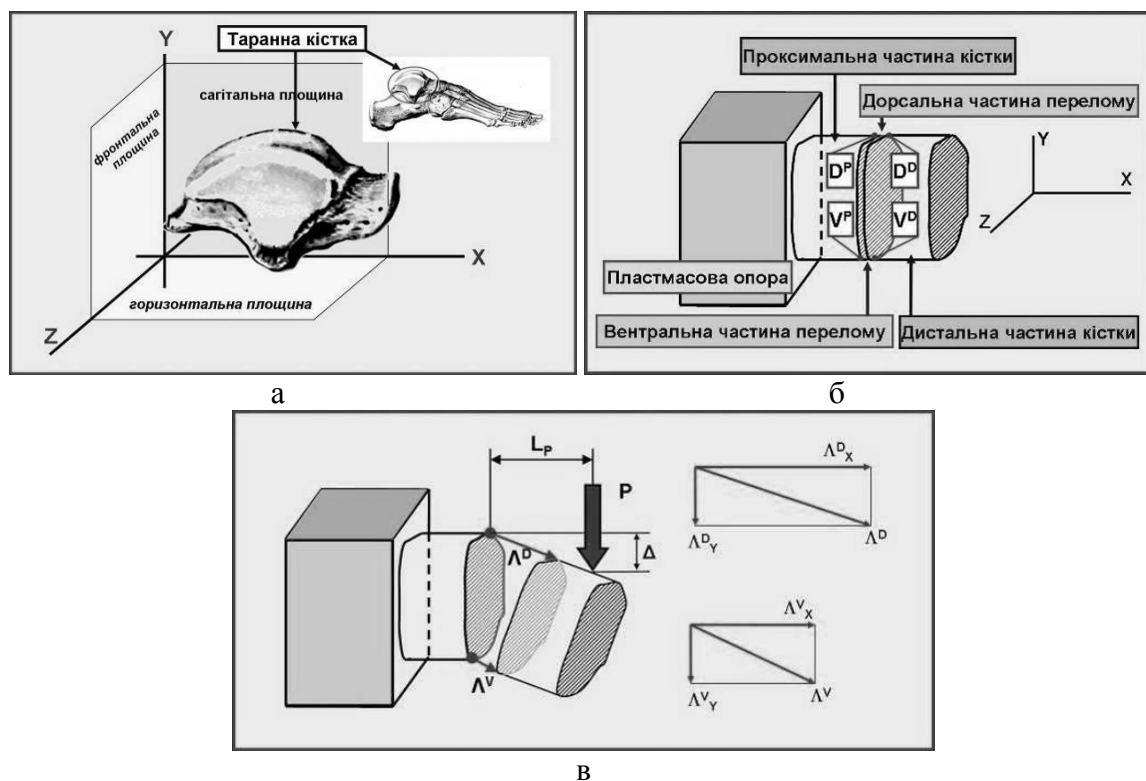


Рис. 3.30 – Позначення анатомічних площин та координатних осей (а), точок перелому (б) та переміщень точок перелому (в) таранної кістки

Відмітимо, що при випробуваннях ТК встановлювали на робочий стіл машини в перевернутому на  $180^0$  положенні у порівнянні з функціональним положенням ТК. У цьому випадку краніальний напрям (до голови) відповідає прикладанню сили вниз, вентральні точки кістки знаходяться внизу, дорсальні точки – вверху. На рис. 3.27 та рис. 3.30а таранна кістка зображена у природному положенні. На решті рисунків – у положенні, при якому проводили випробування.

**Позначення навантажень та загальних переміщень точок системи.** Оскільки в експериментах сила приклалася тільки у вертикальному напрямі (напрямок  $Y$ , рис. 3.30а), надалі будемо користуватися позначенням сили « $P$ ». З аналогічних міркувань переміщення препарату в точці прикладання сили  $P$  будемо позначати як « $\Delta$ ». Реєстрацію переміщення  $\Delta$  проводили за діаграмами деформування (спосіб 1) та за допомогою системи вимірювання випробувальної машини (спосіб 2).

За виміряними переміщеннями точок кістки визначали загальні характеристики ТК з модельованими переломами та засобами фіксації:  $\delta = \Delta / P$  – приведена лі-

нійна деформація у напрямі  $Y$  під дією навантаження у тому ж напрямі;  $C = (\delta)^{-1}$  – загальна жорсткість системи.

**Діаграми деформування та механічні характеристики зразків.** На рис. 3.31 зображено зразки до випробувань та у зруйнованому стані. Діаграми деформування наведені на рис. 3.32.

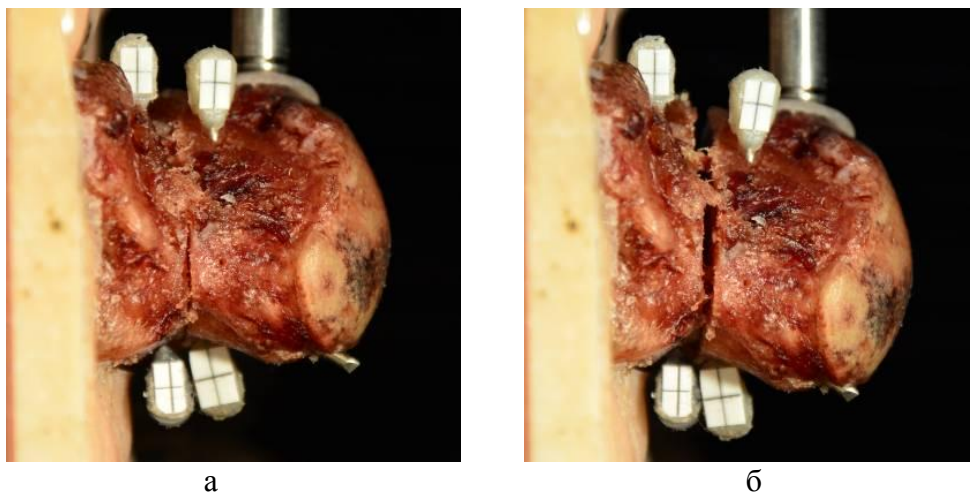


Рис. 3.31 – Зразок таранної кістки з модельованим переломом та системою фіксації до випробувань (а) та у зруйнованому стані (б)

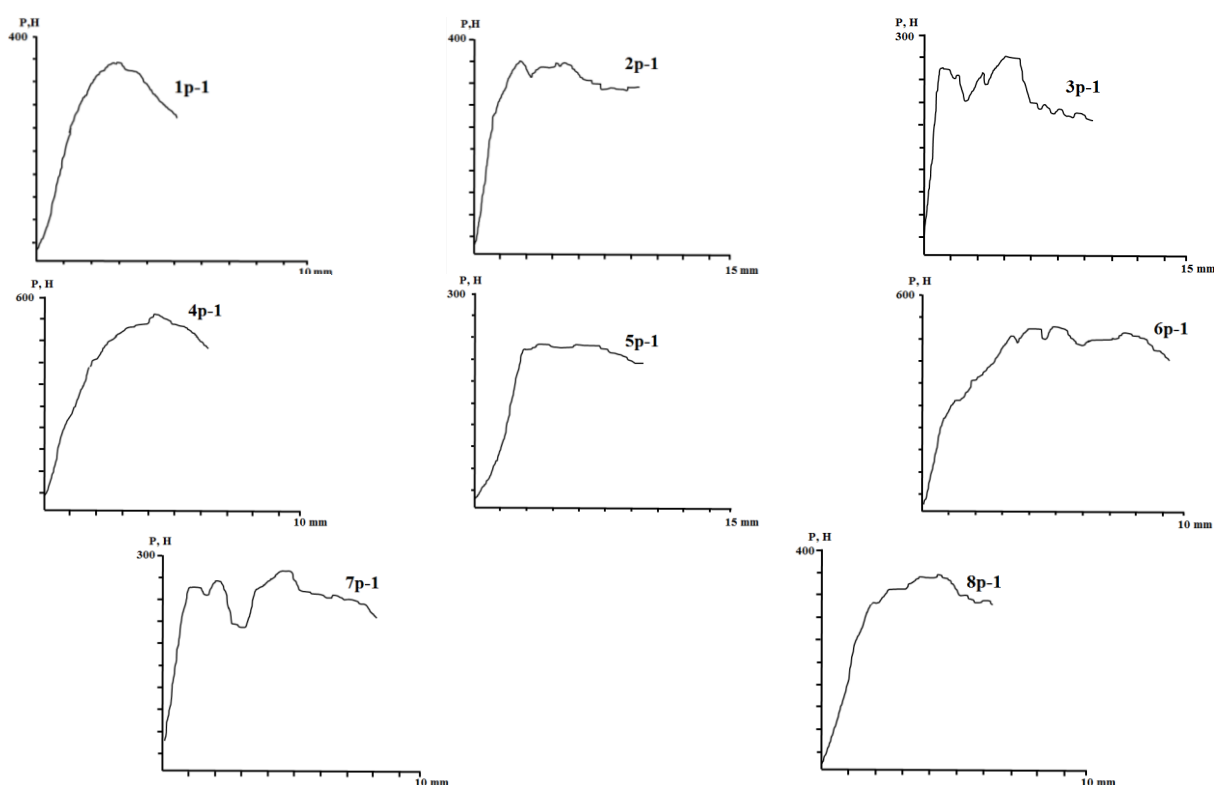


Рис. 3.32 – Діаграми деформування таранних кісток з модельованими переломами та різними способами фіксації

У табл. 3.13 представлені дані, отримані за допомогою діаграм деформування. Наведені величини максимальних навантажень, розрахункові значення приведених

деформацій та жорсткості непошкоджених ТК та ТК з модельованими переломами та системами фіксації. Приведені дані про зміну жорсткостей таранної кістки після моделювання та фіксації переломів у порівнянні з неушкодженими кістками.

Таблиця 3.13

Результати вимірювання приведених деформацій та жорсткостей фіксації, визначених за початковими ділянками діаграм деформування таранних кісток

№ зразка	тип фіксації	максимальні навантаження $P_{\max}$ (Н)	приведена деформація $\delta \cdot 10^4$ (мм/Н)	жорсткість $C$ (Н/мм)	$C_{\Phi} / C_H$ (%)	$C_{\Phi\Gamma} / C_H$ (%)	$C_{\Phi\Gamma} / C_{\Phi}$ (%)
1	1н	155	13.2	757.9	0.22 (-78)	0.26 (-74)	1.17 (+17)
	1ф*	39.9	59.4	168.4			
	1ф**	349.7	50.8	197.0			
2	2н	142.2	6.75	1480	0.06 (-94)	0.16 (-86)	2.80 (+140)
	2ф*	9.8	116.7	85.7			
	2ф**	357.8	41.7	240.0			
3	3н	151.1	14.2	702.4	0.27 (-73)	0.41 (-59)	1.49 (+49)
	3ф*	42.1	51.7	193.5			
	3ф**	271.3	34.7	288.0			
4	4н	99.3	9.81	1019	0.29 (-71)	0.15 (-85)	0.52 (-48)
	4ф*	66.0	33.9	294.7			
	4ф**	555.8	64.8	154.3			
5	5н	144.4	13.0	770.1	0.20 (-80)	0.13 (-87)	0.69 (-31)
	5ф*	31.1	65.6	152.4			
	5ф**	227.5	94.9	105.4			
6	6н	60.8	16.7	600.0	0.25 (-75)	0.52 (-48)	2.09 (+109)
	6ф*	18.7	66.2	151.0			
	6ф**	517.1	31.6	316.1			
7	7н	132.8	15.3	654.5	0.37 (-63)	0.37 (-63)	0.97 (-3)
	7ф*	54.9	40.5	246.9			
	7ф**	279.9	41.7	240.0			
8	8н	96.6	21.9	455.7	0.29 (-71)	0.36 (-64)	1.22 (+22)
	8ф*	31.9	75.0	133.3			
	8ф**	359.0	61.3	163.0			

Позначення у таблиці: 1н ... 8н - кістка у вихідному стані (без пошкоджень, без фіксації);

1ф\* ... 8ф\* - кістка з модельованим переломом та фіксатором до випробувань при циклічному навантаженні;

1ф\*\* ... 8ф\*\* - кістка з модельованим переломом та фіксатором після випробувань при циклічному навантаженні.

$C_{\Phi} / C_H$  - жорсткість кістки з переломом та фіксатором по відношенню до жорсткості непошкодженої кістки

$C_{\Phi\Gamma} / C_H$  - жорсткість кістки з переломом та фіксатором після циклічного навантаження по відношенню до жорсткості непошкодженої кістки

$C_{\text{ФЦ}} / C_{\text{Ф}}$  – жорсткість кістки з переломом та фіксатором після циклічного навантаження по відношенню до жорсткості кістки з переломом та фіксатором до циклічного навантаження

У табл. 3.14 приведені результати обробки діаграм деформування, одержаних при випробуваннях зразків на міцність після прикладання десятиразових циклічних навантажень у діапазоні 50 ... 200 Н. Приведені значення навантажень, що відповідають границям лінійних ділянок діаграм ( $P_{\text{ПЦ}}$ ), максимальні навантаження, що відповідають руйнуванню препаратів ( $P_{\text{МАХ}}$ ).

Таблиця 3.14

Результати вимірювання навантаження на границі пропорційності, максимального навантаження та в'язко-пружної деформації, визначених за діаграмами деформування таранних кісток

Характеристика	Тип фіксатора перелому							
	1ф	2ф	3ф	4ф	5ф	6ф	7ф	8ф
Навантаження на границі пропорційності, $P_{\text{ПЦ}}$ (Н)	231.1	262.2	251.4	416.9	216.5	290.1	238.1	311.0
Максимальне навантаження, $P_{\text{МАХ}}$ (Н)	355.5	362.2	260.0	527.0	230.0	500.3	263.1	340.0

**Порівняльний аналіз результатів.** Для зручності порівняльного аналізу та вибору раціональних способів фіксації переломів ТК результати випробувань, розміщені в табл. 3.13 та 3.14, представлені у вигляді гістограм (рис. 3.33).

На рис. 3.33а відображені зусилля, що відповідають початку руйнування системи «ТК – перелом – фіксатор» при зсуві зі згином. Діапазон руйнівних навантажень складає 230 ... 530 Н. Найбільші навантаження відповідають системам 4ф, 6ф та 2ф.

На рис. 3.33б відображено гістограми навантажень, що відповідають початку границі лінійної ділянки діаграми деформування ТК з модельованими переломами та системами фіксації. Діапазон навантажень складає 220 ... 420 Н. Найбільші навантаження відповідають системам 4ф, 6ф та 8ф.

На рис. 3.33в зображені гістограми жорсткостей ТК з модельованими переломами та системами фіксації у вихідному стані ( $C_{\text{Ф}}$ ) та після прикладення циклічних навантажень ( $C_{\text{ФЦ}}$ ). Жорсткості ТК знаходяться в межах: для таранних кісток з модельованими переломами та системами фіксації у вихідному стані 85 ... 290 Н/мм та для таранних кісток після прикладення циклічних навантажень 105 ... 320 Н/мм. Найбільшу стабільність має система фіксації зразка 7ф.

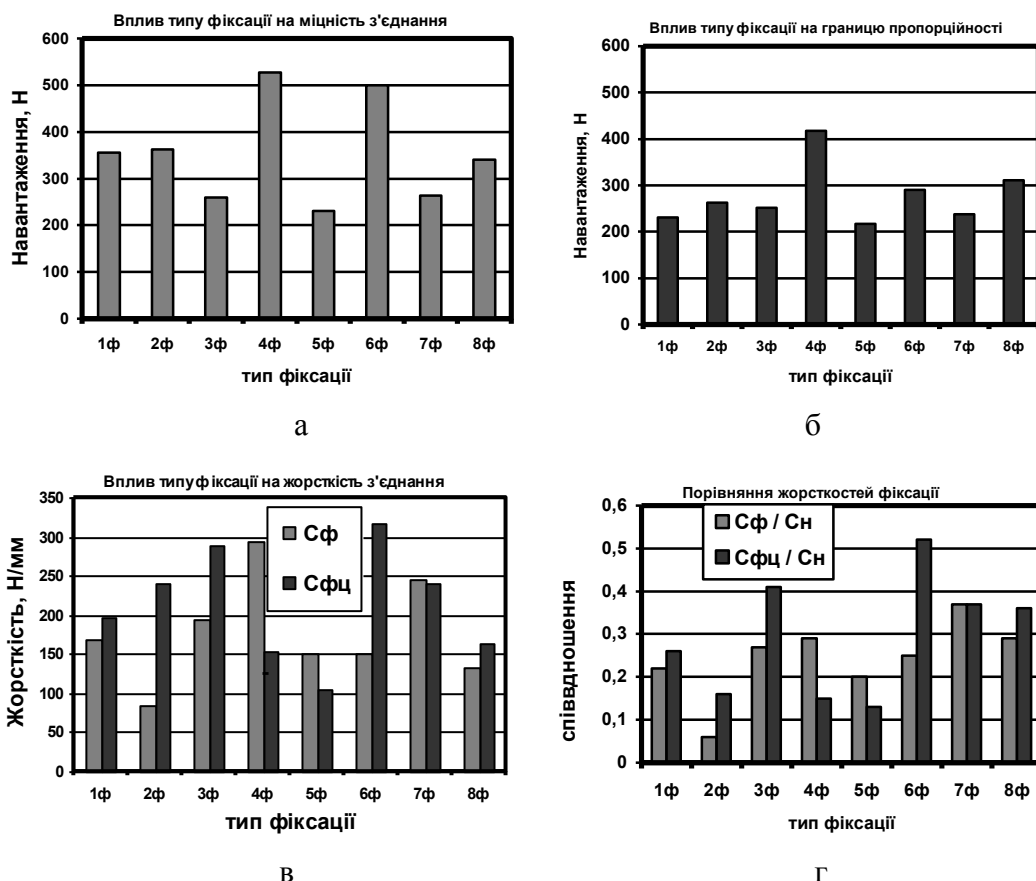


Рис. 3.33 – Максимальні навантаження, що відповідають початку руйнування (а); навантаження, що відповідають границі лінійної ділянки діаграми деформування (б); жорсткості таранних кісток з модельованими переломами та системами фіксації у вихідному стані (Сф) та після прикладення циклічних навантажень (Сфц) (в); співвідношення жорсткостей непошкоджених таранних кісток та кісток з модельованими переломами з фіксацією (г).

На рис. 3.33г відображено співвідношення жорсткостей непошкоджених таранних кісток та кісток з модельованими переломами з фіксацією. На цьому рисунку позначено:  $C_{\text{ф}} / C_{\text{н}}$  – жорсткість кістки з переломом та фіксатором по відношенню до жорсткості непошкодженої кістки;  $C_{\text{фц}} / C_{\text{н}}$  – жорсткість кістки з переломом та фіксатором після циклічного навантаження по відношенню до непошкодженої кістки.

**Розвиток деформацій в переломі ТК при циклічному навантаженні.** Результати визначення переміщень дають можливість провести аналіз співвідношень горизонтальних (напрямок Х) та вертикальних (напрямок Y) переміщень точок перелому.

На рис. 3.34а зображено залежності зазначених переміщень у системі фіксації перелому «5ф». Видно, що найбільші переміщення спостерігаються у дорсальній точці в обох напрямках ( $\Lambda^D_X$  або  $X_{1-2}$  та  $\Lambda^D_Y$  або  $Y_{1-2}$ ) та у вентральній точці у вер-

тикальному напрямку ( $\Lambda^V_Y$  або  $Y_{3-4}$ ). Горизонтальне переміщення вентральної точки мінімальне ( $\Lambda^V_X$  або  $X_{3-4}$ ). Аналогічні співвідношення спостерігаються і для незворотних переміщень (рис. 3.34б).

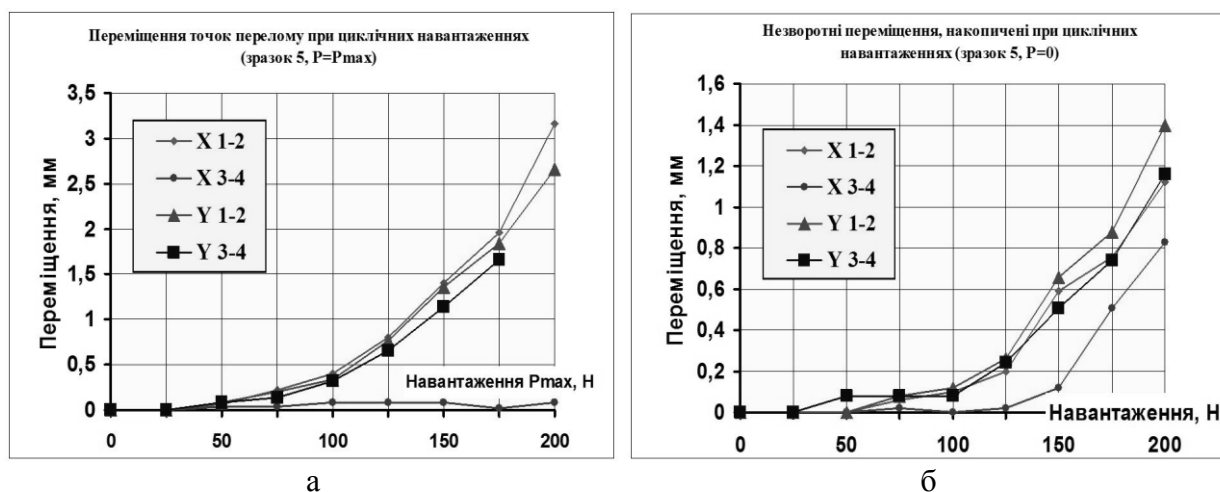


Рис. 3.34 – Залежності переміщень різних точок перелому таранної кістки з системою фіксації 5ф від максимального за цикл навантаження: а - переміщення під навантаженням; б - незворотні переміщення

На рис. 3.35 зображені криві накопичення переміщень  $\Delta$ , виміряні в точці прикладення навантажень. Спосіб фіксації суттєво впливає як на рівень загальних переміщень, так і на швидкість їх накопичення. Загальний рівень переміщень системи «5ф» у 1.8 ... 3.6 рази більший, ніж у системи «3ф». Різниця у рівнях підвищується зі збільшенням навантаження та числа циклів.

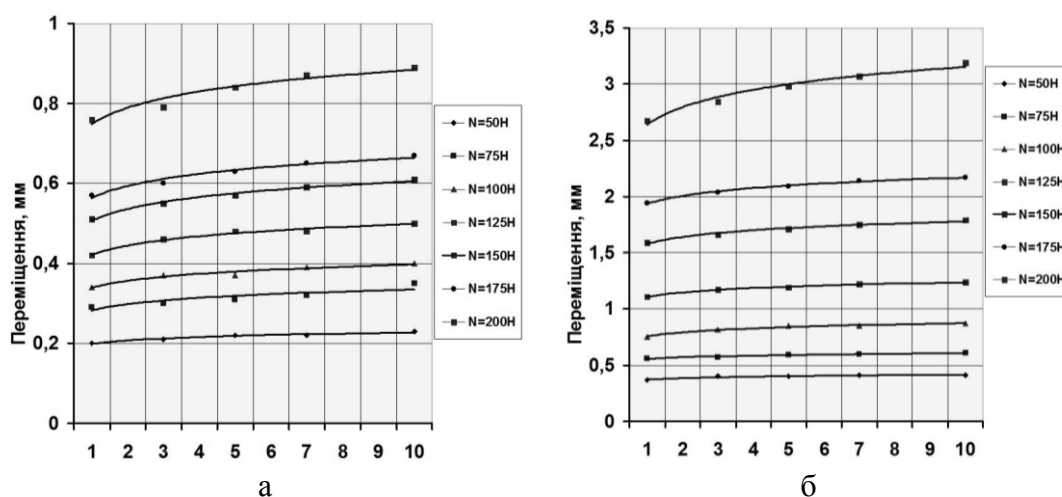


Рис. 3.35 – Переміщення точки прикладання навантаження  $\Delta$ , мм таранної кістки з модельованим переломом при  $P = P_{MAX}$ : а - фіксація типу 3ф; б - фіксація типу 5ф

Залежності приведених переміщень досліджених систем ОС від максимального навантаження, зображені на рис. 3.36, свідчать про нелінійність їх в'язкопружних властивостей.

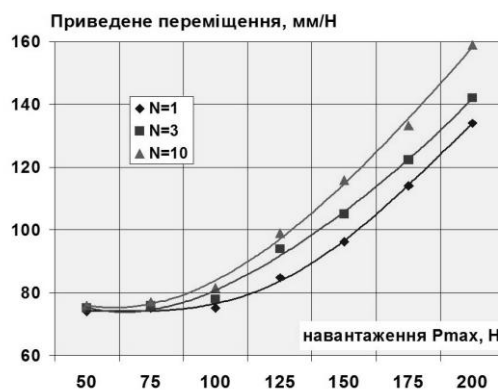


Рис. 3.36 – Залежності приведених переміщень від максимального навантаження, побудовані для окремих циклів

### 3.3. Переломи стегнових кісток, закріплених стержневими апаратами зовнішньої фіксації

**Об'єкти випробувань та підготовка зразків.** Досліджено процеси деформування при одноразових та циклічних навантаженнях таких об'єктів: неушкоджені стегнові кістки (надалі СК-Н); стегнові кістки з переломами, фіксованими апаратами «СтАЗФ-К» конструкції А. Костюка [13] (надалі СК-А); стегнові кістки з переломами, армованими системою металоостеосинтезу із застосуванням накісткової пластини та кісткового цементу (надалі СК-Ц).

Непошкоджені стегнові кістки у кількості 3 шт. піддавали випробуванням за програмою, що наведена нижче. Надалі проводили поперечну остеотомію для моделювання простого поперечного перелому. Після цього виконували остеосинтез з послідовним використанням апарату СтАЗФ-К та металоостеосинтезу.

Для виключення впливу сторонніх деформацій у місцях контакту зразків з елементами випробувального обладнання епіфізи кісток закріплювали способом, що описаний в розділі 2.2 (рис. 3.40).

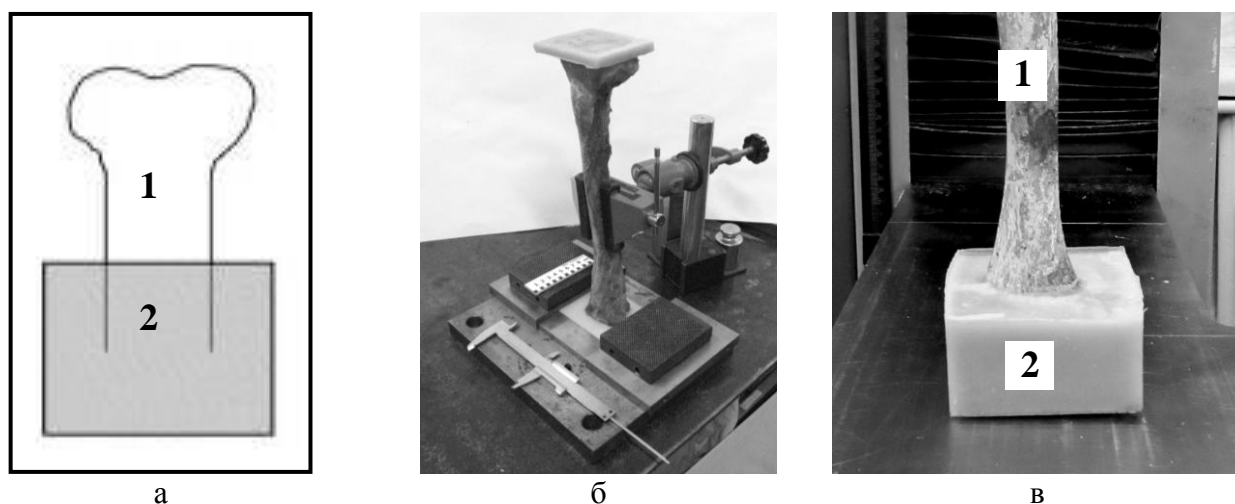


Рис. 3.40 – Схема пластмасової опорної головки (а), закріплення кісток при виготовленні опор (б) та кістка з готовою опорою (в); 1 – кістка, 2 – опорна головка

**Геометричні характеристики препаратів**, підготовлених для випробувань, наведені в табл. 3.15. Введені такі позначення:  $H_1$  - відстань від крайньої точки головки суглоба до перелому,  $H_2$  та  $H_3$  - відстані від крайньої верхньої точки *trochanter major* до перелому та до закріплення відповідно,  $D$  - діаметр головки СК (рис. 3.41а);  $L_{CT}$  - відстань від точки прикладання компресійного навантаження  $P_x$  до поздовжньої осі кістки (рис. 3.41б);  $L_{3Г}$  - відстань від точки прикладання згинального навантаження  $P_y$  до перелому (рис. 3.41в);  $L_{кр}$  та  $R_{кр}$  - відстань від точки прикладання ротаційного навантаження  $P_z$  до перелому та до поздовжньої осі кістки відповідно (рис. 3.41г).

Таблиця 3.15

Геометричні характеристики (мм) стегнових кісток та розташування точок прикладення навантажень при випробуваннях (позначення в тексті та на рис. 3.1а-3.41г)

$H_1$	$H_2$	$H_3$	$D$	$L_{CT}$	$L_{3Г}$	$L_{кр}$	$R_{кр}$
$130 \pm 2$	$118 \pm 2$	$215 \pm 3$	$45.5 \pm 1$	$40 \pm 1$	$87 \pm 2$	$95 \pm 2$	$52 \pm 1$



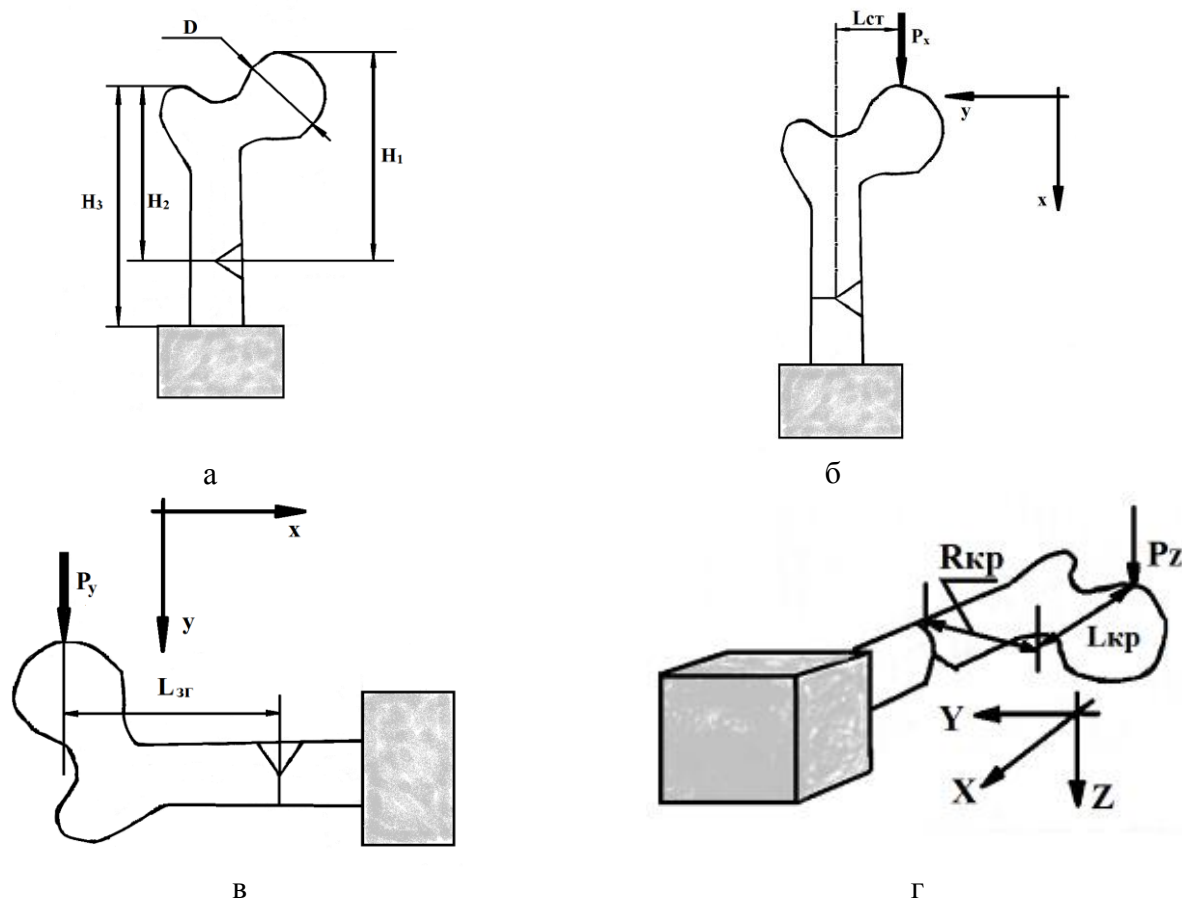


Рис. 3.41 – Геометричні характеристики стегнової кістки (а) та розташування точок прикладення навантажень при стиску (б), згині (в) та крученні (г)

**Методика досліджень.** Навантаження систем «СК – ЗОС» проводили на універсальній випробувальній машині TIRAtest-2151 [10] (рис. 3.42) при швидкості переміщення активного затискувача 5 мм / хв (стиск та ротація) та 50 мм / хв (згин).

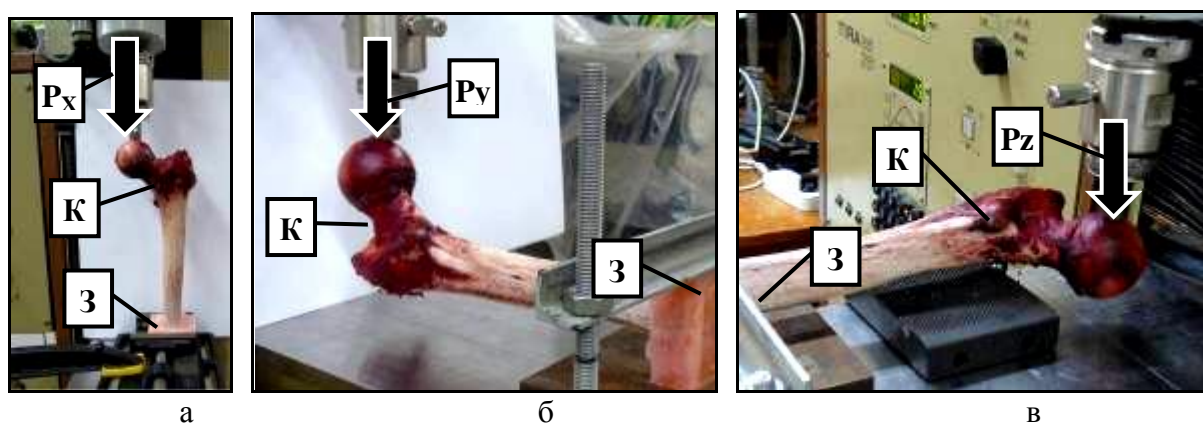


Рис. 3.42 – Зразки непошкоджених стегнових кісток на робочому столі випробувальної машини при стискуванні (а), згині (б) та крученні (в): К - кістка; З - закріплення; стрілка - напрям та точка прикладення навантаження

При осьовому стисненні (рис. 3.42а) навантаження прикладали до верхньої точки головки суглоба. При такому способі навантаження у переломі виникає додатковий згинальний момент  $M = P_x \cdot L_{CT}$ , тому точніша назва цього навантаження –

«стиск зі згином». Проте, прикладення сили  $P_x$  до верхньої точки головки суглобу з виникаючим при цьому зміщенням сили відносно поздовжньої осі стегнової кістки відповідає реальному фізіологічному навантаженню і є обґрунтованим.

При згинальних навантаженнях (рис. 3.42б) силу  $P_y$  прикладали у фронтальній площині кістки. При крутильних навантаженнях зразка сагітальна площина кістки була перпендикулярна до напрямку навантаження (рис. 3.42в). Крутильний момент  $M_K = P_Z \cdot R_{KP}$  створювали за допомогою тиску стрижня динамометра на круглу поверхню головки суглоба.

Вищезазначеними способами були випробувані непошкоджені кістки СК-Н (рис. 3.42), системи СК-А та СК-Ц (рис. 3.43). Для реєстрації переміщень точок біологічних препаратів, включаючи контрастні мітки, застосовували цифрову фото- та відеозйомку (розділ 2.4).

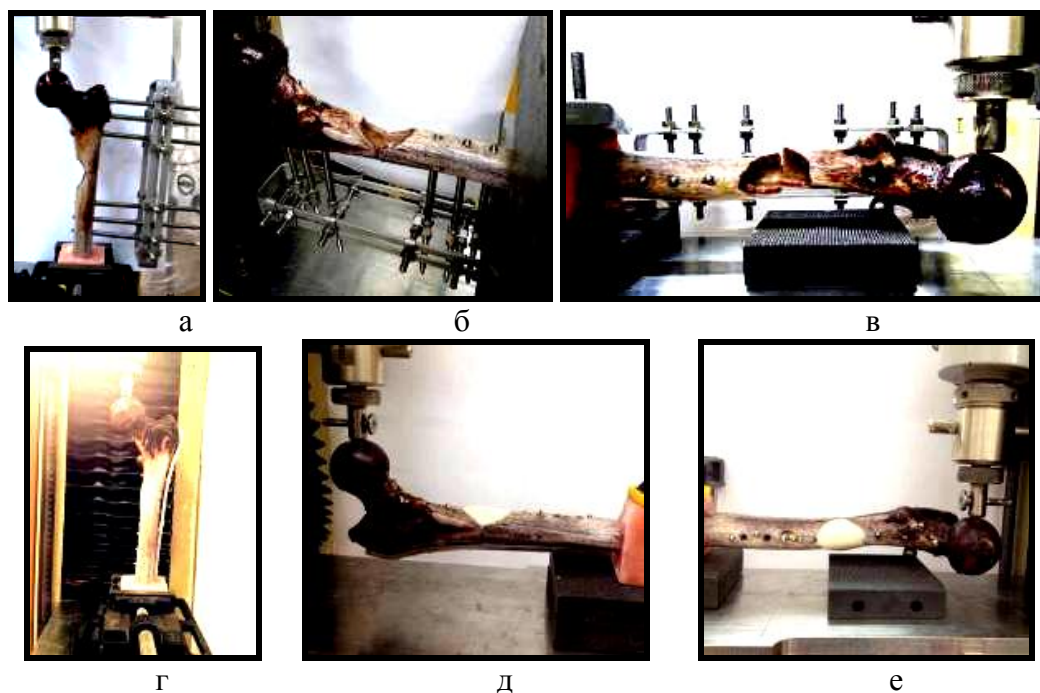


Рис. 3.43 – Випробування стегнових кісток з переломом, фіксованим апаратом СтАЗФ-К (а, б, в), та системою металоостеосинтезу із застосуванням накісткової пластини та кісткового цементу (г, д, е) при стиску (а, г), згині (б, д) та крученні (в, е)

**Результати випробувань при короткочасному навантаженні.** За вищезазначеною методикою побудовано діаграми деформування при стиску, згині та крученні зразків СК-Н, СК-А та СК-Ц. Типові діаграми деформування зображені на рис. 3.44. Надалі будемо проводити аналіз результатів випробувань, оперуючи величинами жорсткості як відношенням величин прикладених в експерименті наван-

тажень до виникаючих при цьому переміщень точки прикладання навантаження (рис. 3.41):  $C_X = P_X / \Delta_X$ ,  $C_Y = P_Y / \Delta_Y$ ,  $C_Z = P_Z / \Delta_Z$ , де  $P_X$ ,  $P_Y$ ,  $P_Z$ ,  $\Delta_X$ ,  $\Delta_Y$ ,  $\Delta_Z$  - навантаження та переміщення при стиску, згині та крученні відповідно. В табл. 3.16 наведено узагальнені результати випробувань непошкоджених стегнових кісток (СК-Н), зразків з модельованими переломами, що були зафіксованими апаратом А. Костюка (СК-А) та армованими системою «накісткова пластина - кістковий цемент» (СК-Ц) при стиску, згині та крученні. Довірчі інтервали обчислені з вірогідністю  $p = 0.95$  для  $N=3$ .

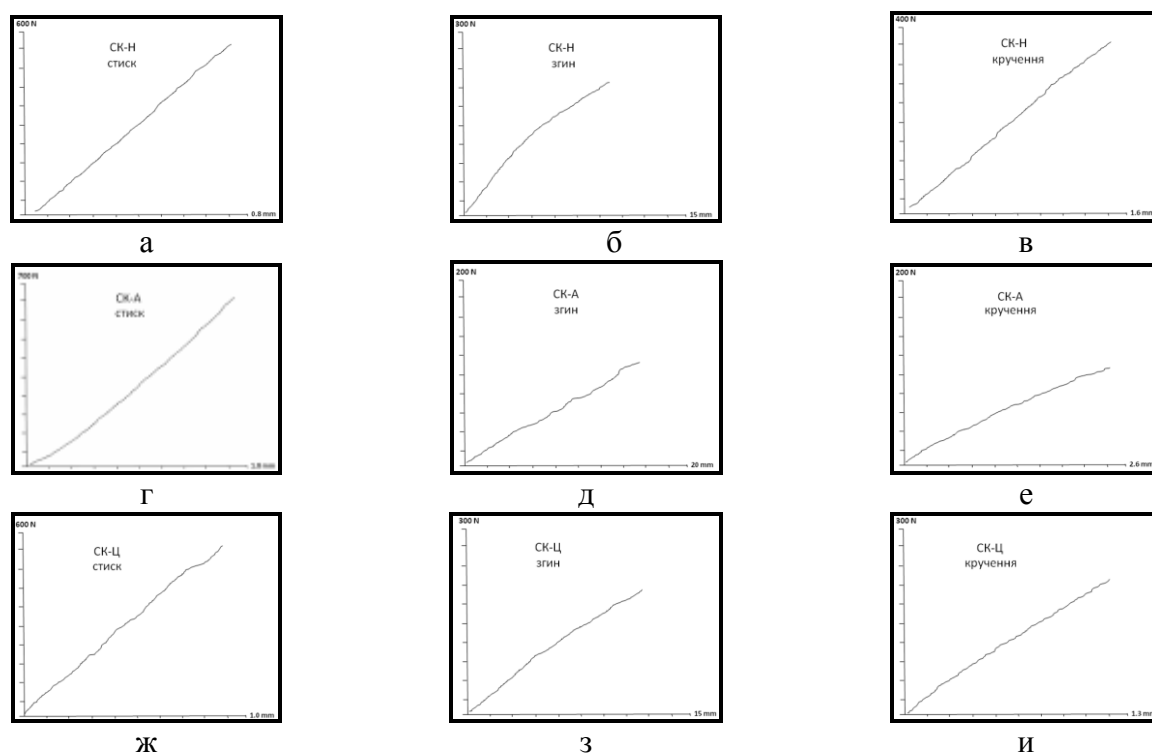


Рис. 3.44 – Діаграми деформування зразків СК-Н (а, б, в), СК-А (г, д, е) та СК-Ц (ж, з, и) при стисканні (а, г, ж), згині (б, д, з) та крученні (в, е, и)

Таблиця 3.16

Усереднені дані випробувань препаратів та розкид результатів

Вид випробування	Жорсткість систем $C_J = P_J / \Delta_J$ (Н / мм)		
	СК-Н	СК-А	СК-Ц
Стиск (компресія)	$670.0 \pm 20.0$	$401.0 \pm 32.0$	$623.0 \pm 16.0$
		* $292.0 \pm 15.0$	* $595.0 \pm 20.0$
Згинання	$31.0 \pm 0.7$	$10.0 \pm 0.5$	$17.0 \pm 0.6$
		* $9.0 \pm 0.4$	* $16.0 \pm 1.0$
Кручення (ротація)	$261.0 \pm 7.0$	$56.0 \pm 2.0$	$168.0 \pm 5.0$
		* $43.0 \pm 4.0$	* $170.0 \pm 4.0$

Примітка: зірочкою помічено результати випробувань, проведених після впливу циклічних навантажень

В табл. 3.17 приведені дані про зміну жорсткостей за рахунок перелому та його фіксації двома способами порівняно з непошкодженими стегновими кістками. Ці дані представлені як відношення жорсткостей систем  $\psi_K = C^П / C^H$ , де  $C^H$  - жорсткість неушкодженої СК,  $C^П$  - жорсткість кістки з модельованим переломом та системою фіксації. Ці дані відображені на рис. 3.45 у вигляді порівняльних діаграм.

Таблиця 3.17

Показники збереження жорсткості апаратів АЗФ-К та фіксації металоцементом

Вид випробування	Порівняння з неушкодженою кісткою $\psi_K = C^П / C^H$		Вплив циклічного навантаження $\psi_Ц = C^Ц / C^П$	
	СК-А	СК-Ц	СК-А	СК-Ц
Стиск (компресія)	0.63	0.93	0.73	0.96
Згинання	0.31	0.57	0.91	0.92
Кручення (ротація)	0.21	0.64	0.76	1.00

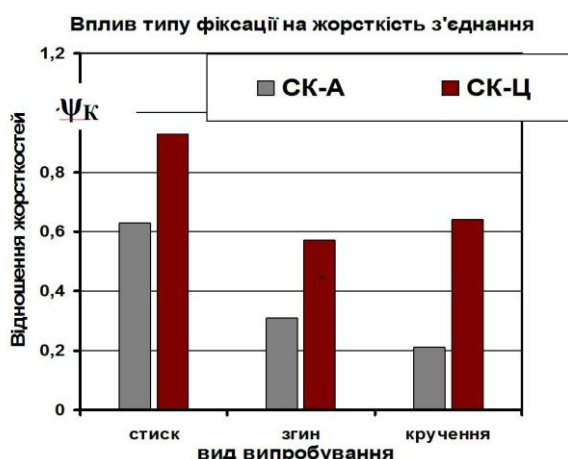


Рис. 3.45 – Відношення жорсткості стегнових кісток з переломами, фіксованими системами остеосинтезу СК-А та СК-Ц до жорсткості неушкодженої стегнової кістки

Співставлення результатів засвідчило, що більшу здатність забезпечувати жорсткість на рівні з неушкодженою стегновою кісткою має система з фіксацією металоостеосинтезом із застосуванням накісткової пластини та кісткового цементу (СК-Ц). Якщо при застосуванні СК-А жорсткість порівняно з неушкодженою кісткою знижується від 37% (стиск) до 79% (кручення), то при фіксації СК-Ц жорсткість практично зберігається (падіння не перевищує 7% при стиску) або знижується від 36% (кручення) до 43% (згин). Для обох типів фіксації найбільше зниження жорсткості спостерігається при дії згинальних та крутильних навантажень.

**Результати випробувань при циклічних навантаженнях.** Досліджена зміна жорсткості систем остеосинтезу під дією циклічних навантажень, що імітують вплив на з'єднання кістки фактору ходьби або фізичних лікувальних вправ. Була реалізована така програма циклічного навантаження зразка [4, 10]: деформування зразка зі швидкістю 5 мм/хв до виникнення сили  $P_{MAX}$ ; витримка зразка при цьому навантаженні протягом 1с; розвантаження зразка з тією ж швидкістю до  $P_{MIN}$ ; витримка зразка при цьому навантаженні протягом 1с. Після цього цикл повторювали. Максимальна кількість циклів для кожного зразка дорівнювала 50.

У табл. 3.17 та на рис. 3.46 представлені показники зміни жорсткості після впливу циклічних навантажень (навантаження  $P_{MAX} = 300$  Н при стиску, 100 Н при згині та 50 Н при крученні). Зміна властивостей системи характеризується відношенням жорсткостей

$$\psi_{Ц} = C^Ц / C^П,$$

де  $C^П$  - жорсткість кістки з модельованим переломом та системою фіксації до циклічного навантаження,  $C^Ц$  - після циклічних випробувань.

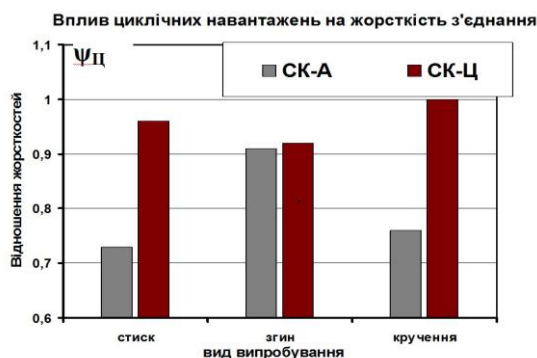


Рис. 3.46 – Відношення жорсткостей систем остеосинтезу після дії циклічних навантажень до жорсткостей систем у вихідному стані (до циклічного навантаження)

Відмітимо високий рівень зберігання жорсткості системи фіксації перелому металоостеосинтезом СК-Ц у процесі дії циклічних навантажень. При дії кручення жорсткість повністю зберігається, при дії стиску та згину в цієї системі падіння жорсткості не перевищує 4-8%. В той же час система СК-А показує суттєво меншу стабільність: падіння жорсткості під дією циклічних навантажень на 24-27% при стиску та крученні. При згині зниження жорсткості в зазначеній системі не перевищило 9%.

### 3.4. Переломи п'ясних кісток, закріплених різними засобами фіксації

**Об'єкти випробувань та підготовка зразків.** Дослідження проводили на модельованих переломах п'ясних кісток (ПК) з використанням остеосинтезу металевими шпичками, титановими мініпластинами та стрижневого апарата зовнішньої фіксації. Рентгенограми підголівчатих переломів ПК з металоостеосинтезом титановою мініпластиною та шпичками зображено на рис. 3.47.



Рис. 3.47 – Рентгенограми підголівчатих переломів п'ясних кісток (а) з металоостеосинтезом титановою мініпластиною (б, в) та шпичками (г, д)

В табл. 3.18 наведені відомості про досліджені засоби фіксації ПК (уламки кістки, що скріплені шпичками, для наочності показані у розведеному стані)

Таблиця 3.18

Відомості про випробувані засоби фіксації п'ясних кісток

Назва системи ОС та короткий опис	Скорочена назва	Допоміжні елементи	Зображення
1. Шпичці	ШП	шпичці діаметром 1.2 мм	
2. Титанова мініпластина	МП	гвинти діаметром 1.7 мм	
3. Титанова мініпластина з додатковими елементами фіксації	МПд	гвинти діаметром 1.7 мм	
4. Стрижньовий апарат зовнішньої фіксації	АЗФ	стрижні діаметром 2.5 мм	

Після моделювання переломів епіфізи кісток закріплювали способом, що описаний в [4, 14] та визначали геометричні характеристики зразків (рис. 3.48, табл. 3.19).



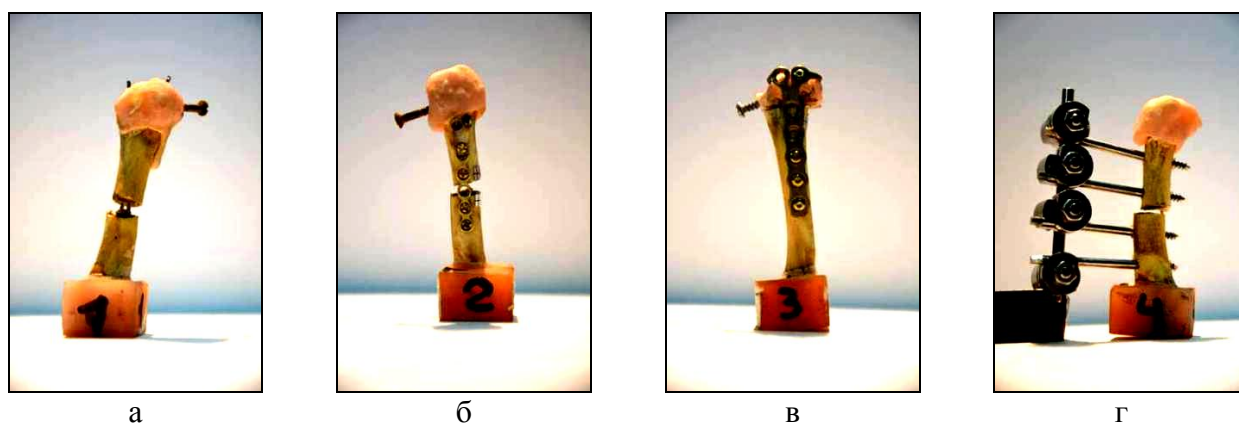


Рис. 3.48 – Моделі систем ОС п'ясних кісток, що піддані випробуванням, із закріпленнями у епіфізах шпильками (а), титановою мініпластиною (б), титановою мініпластиною з додатковими елементами фіксації (в) та стрижньовим апаратом зовнішньої фіксації (г)

Таблиця 3.19

Геометричні характеристики випробуваних зразків

Вид навантаження	Геометрична характеристика	Система ОС			
		ШП	МП	МПд	АЗФ
		Розмір, мм			
Стиск	Відстань від точки прикладання навантаження до місця закріплення кістки	60	60	64	60
Згин	Відстань від точки прикладання навантаження до місця закріплення кістки	50	48	60	55
	Відстань від точки прикладання навантаження до місця перелому кістки	27	24	8	30
Кручення	Відстань від точки прикладання навантаження до подовжньої осі кістки	18	18	16	18
	Відстань від точки прикладання навантаження до місця закріплення кістки	50	48	60	55

**Особливості випробувань та визначення характеристик.** Виготовлені зразки закріплювали на робочому столі випробувальної машини з різною орієнтацією відносно напрямку прикладання навантаження та випробовували при стиску, згині та крученні. Зусилля на зразок при випробуваннях на стиск та згин (рис. 3.49а, 3.49б) передавали за допомогою сталеві кульки. Для запобігання виникнення локальних деформацій кортикального шару у місці контакту на поверхню кістки наносили шар пластмаси Протакрил-М.

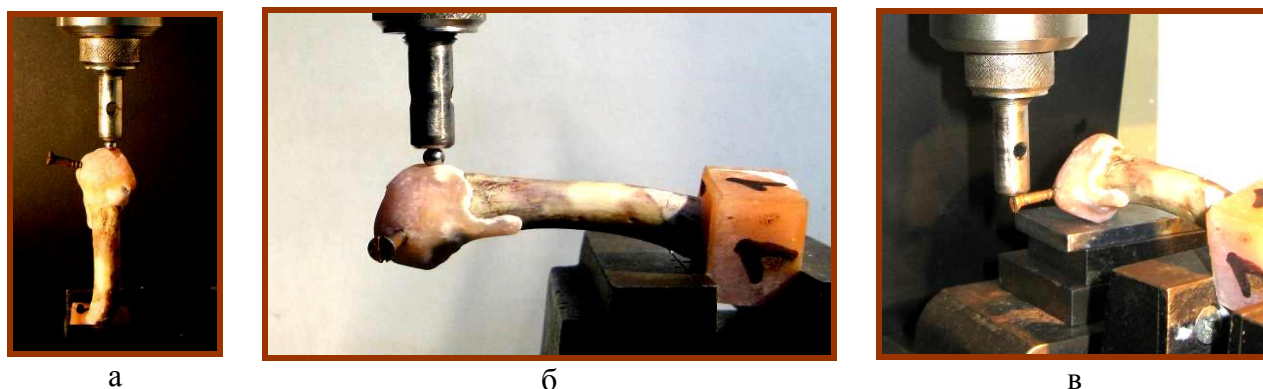


Рис. 3.49 – Випробування зразка п'яної кістки на стиск (а), згин (б) та кручення (в)

Для створення крутильного моменту на пластмасовій голівці, закріпленій на дистальному епіфізі ПК, перпендикулярно до поздовжньої осі кістки закріплювали сталевий стержень. Через нього на відстані 16-18 мм від поздовжньої осі кістки прикладали навантаження. Для усунення згину при крученні під пластмасову голівку (рис. 3.49в) підкладали фторопластову плівку з малим коефіцієнтом тертя, яка не заважала дії крутильного моменту.

Реєстрацію переміщень та запис діаграми деформування у координатах «навантаження  $P \sim$  переміщення  $\Delta$ » (рис. 3.50) проводили за допомогою вимірювальної системи випробувальної машини. Попередньо випробували непошкоджені зразки при малих (не більше 0.5 мм) деформаціях, що обумовлено необхідністю зберегти зразки у непошкодженому стані для подальших випробувань. Після моделювання фіксації переломів випробування повторювали при деформаціях до 1.0 ... 1.2 мм.

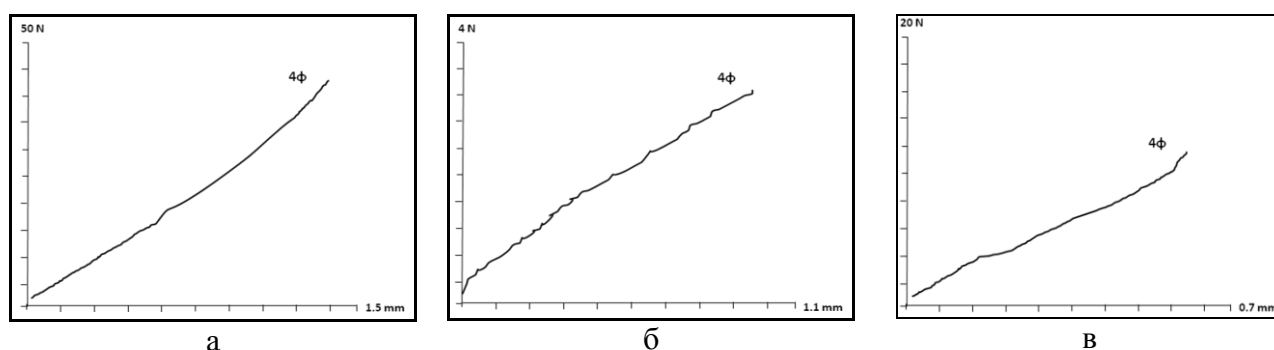


Рис. 3.50 – Діаграми деформування п'яних кісток з переломом, закріпленим апаратом зовнішньої фіксації, під дією стиску (а), згину (б) та кручення (в)

**Результати випробувань.** Були визначені деформації та записані діаграми деформування зразків під навантаженням при стиску, згині та крученні. Результати випробувань розміщені у табл. 3.20, де довірчі інтервали розраховані за результатами 3 - 5 вимірювань за нормальним законом розподілення експериментальних



даних з 95% довірчою ймовірністю. У графічному вигляді ці дані представлені на рис. 3.51. Для подальшого аналізу замість абсолютних величин навантажень  $P$  та деформацій  $\Delta$  були використані приведені деформації  $\delta = \Delta / P$  та жорсткості систем  $C = P / \Delta$ . Ці характеристики відображають біомеханічні властивості лінійних систем, в яких деформації прямо пропорційні навантаженням (рис. 3.50).

Таблиця 3.20

Результати вимірювання деформацій та жорсткостей різних способів фіксації переломів п'ясних кісток

Тип фіксації	Непошкоджені кістки		Кістки з переломами та системами фіксації	
	Приведена деформація $\delta \cdot 10^3$ , мм/Н	Жорсткість $C$ , Н/мм	Приведена деформація $\delta \cdot 10^3$ , мм/Н	Жорсткість $C$ , Н/мм
Стиск				
1 (ШП)	$2.17 \pm 0.17$	$461 \pm 32$	$42.37 \pm 3.09$	$23.6 \pm 2.10$
2 (МП)	$2.38 \pm 0.15$	$417 \pm 29$	$11.39 \pm 0.79$	$87.8 \pm 6.16$
3 (МПд)	$2.47 \pm 0.17$	$405 \pm 41$	$53.24 \pm 3.72$	$18.8 \pm 1.35$
4 (АЗФ)	$2.36 \pm 0.19$	$417 \pm 30$	$31.60 \pm 2.21$	$31.6 \pm 2.30$
Згин				
1 (ШП)	$30.56 \pm 2.14$	$33 \pm 2.31$	$935.18 \pm 65.46$	$1.07 \pm 0.07$
2 (МП)	$48.39 \pm 3.38$	$21 \pm 1.47$	$652.47 \pm 45.67$	$1.53 \pm 0.10$
3 (МПд)	$54.07 \pm 3.80$	$19 \pm 1.33$	$562.96 \pm 39.40$	$1.78 \pm 0.13$
4 (АЗФ)	$40.74 \pm 2.85$	$25 \pm 1.75$	$282.64 \pm 19.78$	$3.54 \pm 0.25$
Кручення				
1 (ШП)	$31.43 \pm 2.20$	$32 \pm 2.25$	$166.36 \pm 11.64$	$6.01 \pm 0.45$
2 (МП)	$58.87 \pm 4.12$	$17 \pm 1.19$	$209.26 \pm 14.64$	$4.78 \pm 0.34$
3 (МПд)	$18.40 \pm 1.40$	$54 \pm 3.78$	$213.88 \pm 14.97$	$4.68 \pm 0.32$
4 (АЗФ)	$23.33 \pm 1.63$	$44 \pm 3.08$	$47.31 \pm 3.31$	$21.1 \pm 1.47$

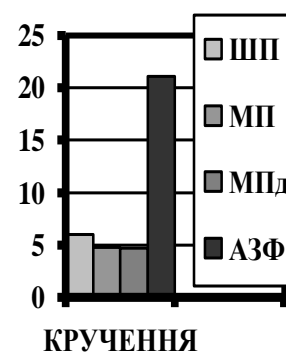
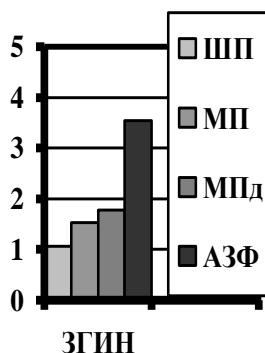
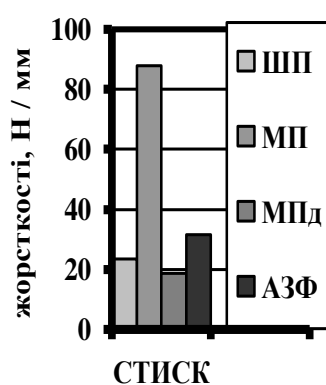


Рис. 3.51 – Співставлення жорсткостей різних систем фіксації переломів п'ясних кісток при стиску, згині та кручення

При дії стискаючих навантажень найбільшу жорсткість має система фіксації з титановою мініпластиною «МП». При згині та крученні фіксація за допомогою «АЗФ» має суттєву перевагу з точки зору жорсткості. Найменші жорсткості випробуваних систем спостерігаються при дії згинальних навантажень.

Для порівняння характеристик жорсткості різних систем «ПК - засіб фіксації», були розраховані відношення жорсткостей непошкоджених кісток  $C_H$  до жорсткості кісток з переломами та системами фіксації  $C_F$ . Результати у вигляді коефіцієнтів зміни жорсткості  $\psi = C_H / C_F$  розміщені в табл. 3.21, а на рис. 3.52 ці коефіцієнти представлені графічно.

Таблиця 3.21

Зменшення жорсткостей кісток за рахунок переломів та закріплення різними способами

Тип фіксації	Співвідношення жорсткостей не ушкоджених та ушкоджених кісток $\psi = C_H / C_F$		
	Стиск	Згин	Кручення
1 (ШП)	19.5	30.6	5.29
2 (МП)	4.79	13.5	3.55
3 (МПд)	21.6	10.4	11.6
4 (АЗФ)	13.4	6.94	2.03

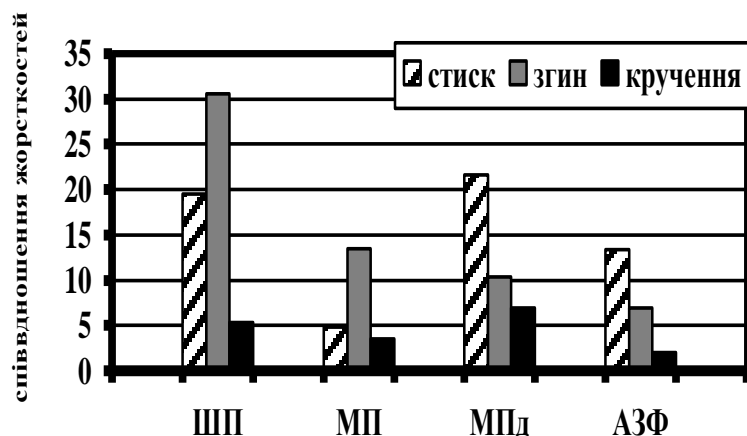


Рис. 3.52 – Співвідношення жорсткостей неушкоджених та ушкоджених кісток  $\psi = C_H / C_F$

Найменша зміна жорсткостей під дією стиску та кручення зареєстрована при застосуванні фіксації «МП» та «АЗФ», під дією згинальних навантажень - при використанні «АЗФ» та «МПд». Це дозволяє рекомендувати для застосування при фіксації переломів п'яних кісток системи «АЗФ», «МП» та «МПд».

## РОЗДІЛ 4 ДОСЛІДЖЕННЯ НДС БІОМЕХАНІЧНИХ СИСТЕМ НИЖНІХ КІНЦІВОК З ПЕРЕЛОМАМИ ТА СИСТЕМАМИ ОСТЕОСИНТЕЗУ

На даний час, CAD/CAE методи широко використовуються для моделювання напружено-деформованого стану біомеханічних систем [1-5], оцінки їх міцності, жорсткості, параметрів функціональності.

В даній роботі, для обґрунтування застосування п'яти систем фіксації переломів в області дистального епіметафізу ВГК людини (розділ 3.1.), проведено моделювання напружено-деформованого стану біомеханічних систем отриманих в НДЛ "Математичного моделювання в механіці суцільних середовищ" ММІ КПІ ім. Ігоря Сікорського.

### 4.1. Методи та матеріали

Для створення адекватних математичних моделей біомеханічних систем ВГК з переломами та системами остеосинтезу були застосовані алгоритми та методики проведення розрахунково-теоретичних досліджень НДС біомеханічних систем з металоостеосинтезом [6,7], що основані на використанні: гіпотез механіки деформівного твердого тіла, математичного апарату методу скінчених елементів, рівнянь механіки суцільних середовищ, достовірних гіпотез про об'єкт дослідження, інформаційних CAD/CAE технологій (CATIA, ANSYS) для побудови та дослідження 3D напружено-деформованого стану біомеханічних систем з ушкодженими структурами та елементами остеосинтезу.

*Моделі геометрії.* За основу побудови комп'ютерних 3D геометричних моделей ВГК взято дані просторової геометрії кісткових тканин зі знімків комп'ютерної томографії (КТ) експериментальних взірців кісток [3, 4]. Кісткова тканина представлена двошаровою апроксимацією кортикального та спонгіозного шарів кістки з однорідною структурою, визначеною за відповідними значеннями Хаунсфільда зі знімків КТ. Геометричні параметри п'яти пластин, гвинтів і переломів та їх розташування взяті за фактичними даними з натурних експериментальних взірців біомеханічних систем ВГК з остеосинтезом рис. 4.1.



Рис. 4.1 – ВГК з переломом та остеосинтезом а) натурний модель; б) комп'ютерна модель

За визначеними геометричними параметрами п'ять комп'ютерних моделей біомеханічних систем ВГК з остеосинтезом створено в програмному комплексі САПІА в НДЛ "Математичного моделювання в механіці суцільних середовищ" ММІ КПІ ім. Ігоря Сікорського. Після чого геометричні моделі ВГК з остеосинтезом імпортувались в САЕ пакет ANSYS для планування дослідження НДС біомеханічних систем, завдання механічних властивостей умов навантаження, контактної взаємодії між тілами та формування сітки скінчених елементів.

*Моделі матеріалів* для розглянутих біомеханічних систем ВГК з остеосинтезом представлені ізотропними пружними константами (таблиця 4.1.) взятими за літературними даними [1, 3, 5 - 7]. Матеріал пластин та гвинтів представленим моделлю біологічно-інертного титанового сплаву Ti-6Al-4V (Grade 5), який широко використовується при хірургічних операціях.

Таблиця 4.1.

Моделі матеріалів біомеханічної системи ВГК з остеосинтезом			
Назва	E, МПа	$\nu$	$\sigma_B$ , МПа
Кортикальна кістка	10000	0,25	120
Губчата кістка	800	0,27	8
Титан (Grade 5)	110000	0,32	1100

*Моделі навантаження та закріплення* біомеханічних систем ВГК з остеосинтезом були відтворенні з максимально можливим наближенням до умов натурних експериментів. Дослідження проводились для трьох видів навантажень: на стиск, згин і кручення (рис. 4.2.).

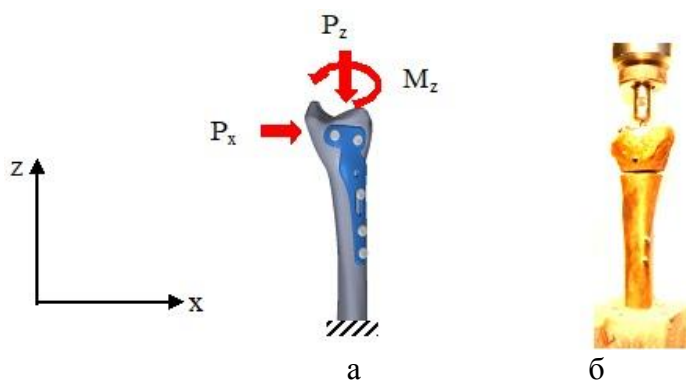


Рис.4.2 – Схема силового навантаження ВГК з остеосинтезом а) комп'ютерне моделювання; б) натурний експеримент

Величини навантажень представлені одиничними зусиллями, що в сукупності з лінійністю постановки задачі дає можливість отримати максимально-допустимі величини зусиль  $P_{\max}$  відносно граничних величин напружень  $\sigma_B$  (табл. 4.1.) для представлених видів навантажень моделей ВГК з остеосинтезом.

Проведено скінчено-елементну дискретизацію моделей ВГК з остеосинтезом в програмному комплексі ANSYS в напівавтоматичному режимі з використанням 10-ти вузлових пірамідальних скінчених елементів (CE) 3D SOLID187 (рис. 4.3а).

Для моделювання абсолютно жорсткого (bonded) контакту між суміжними 3-D тілами використовувались: CONTA174 CE для моделювання контактів між 3D тілами та TARGE170 CE для моделювання цільових (target) поверхонь суміжних тіл (рис. 4.3. б, в.)

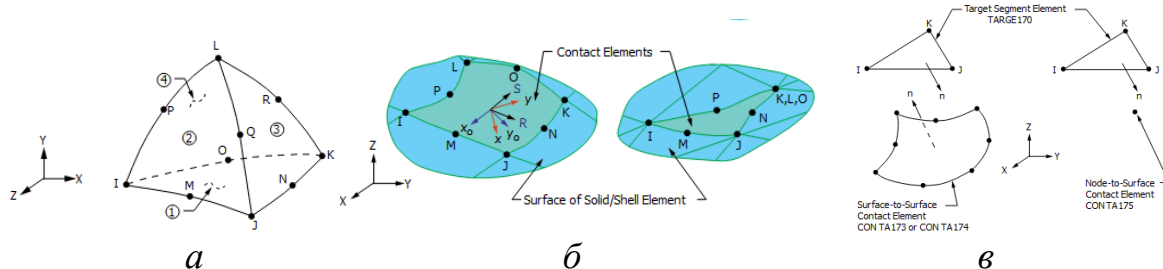


Рис.4.3 – Типи скінчених елементів для моделювання ВГК з остеосинтезом: а) 10-ти вузловий SOLID187 CE; б) 8-ми вузловий CONTA174 CE; в) 3-х вузловий TARGE170 CE

Створені скінчено-елементні моделі ВГК з остеосинтезом в середньому налічували 600 000 вузлів та 350 000 скінчених елементів (рис. 4.4.).

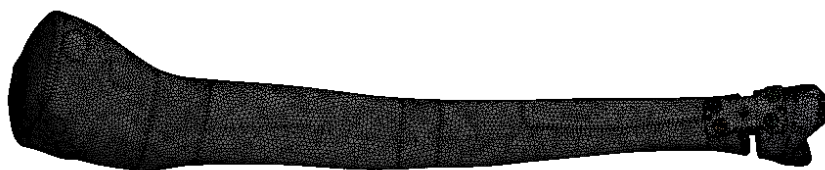


Рис.4.4 – SE модель біомеханічної системи ВГК з остеосинтезом «4М»

## 4.2. Результати чисельних розрахунків

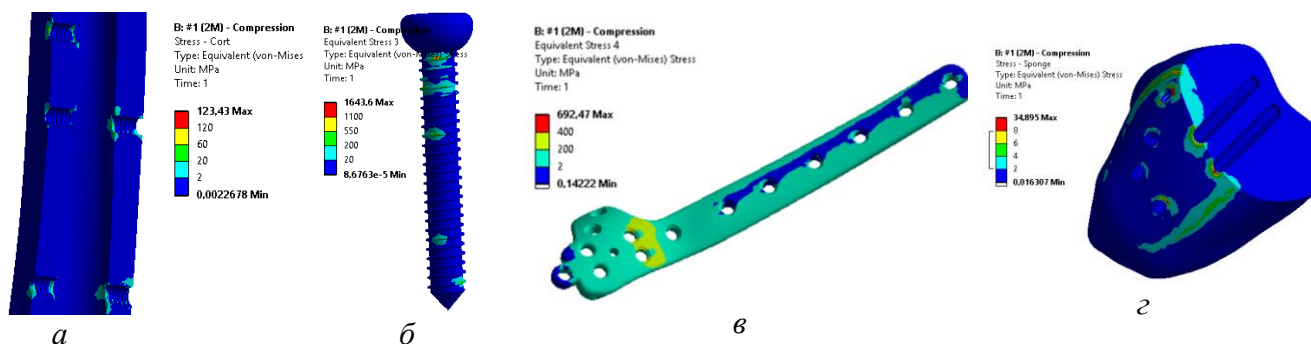
Для моделі «2М» при дії навантаження на стиск, згин та кручення концентрації напружень виникали на поверхнях кістки в місцях отворів для гвинтів (рис. 4.5 – 4.7 а,г,д).

В кортикальній кістці зони концентрацій напружень виникали на поверхнях отворів ззовні та всередині каналу кістки, глибиною не більше 1 витка різьби, та в середньому не перевищували 60 МПа при стиску і згині, та 46 МПа при крученні (рис. 4.5 – 4.7).

Поля напружень спонгіозної кістки характеризуються зонами напружень величиною 2..6 МПа при стиску, 2..4 МПа при згині та крученні, з великою протяжністю вздовж контакту з пластиною (рис. 4.5г – 4.7г), та локальними концентраціями напружень  $> 8$  МПа в трьох, найближчих до перелому, отворах для гвинтів, що перевищують гранично допустиму величину напружень спонгіозної кістки (рис. 4.5г – 4.7г).

Найбільші концентрації еквівалентних за Мізесом напружень виникали в пластині в місцях біля перелому кістки і становили 200...400 МПа при стиску та згині, та 79 МПа при крученні (рис. 4.5в – 4.7в).

Найбільш навантаженими гвинтами системи «фіксатор-кістка» при стискаючому зусиллі були гвинти спряженні з кортикальною кісткою. У гвинтах, найближчих до перелому (рис. 4.5б – 4.7б), напруження локально сягали 200..550 МПа при стиску та згині. При крученні - у найвіддаленіших від перелому гвинтах напруження були в межах 2..198 МПа.



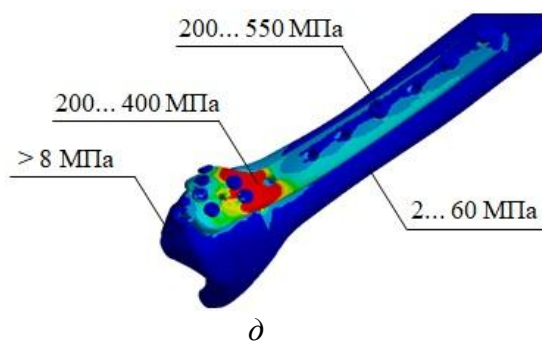


Рис. 4.5 – Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень, які виникають при дії стискаючого навантаження в елементах системи «2М»

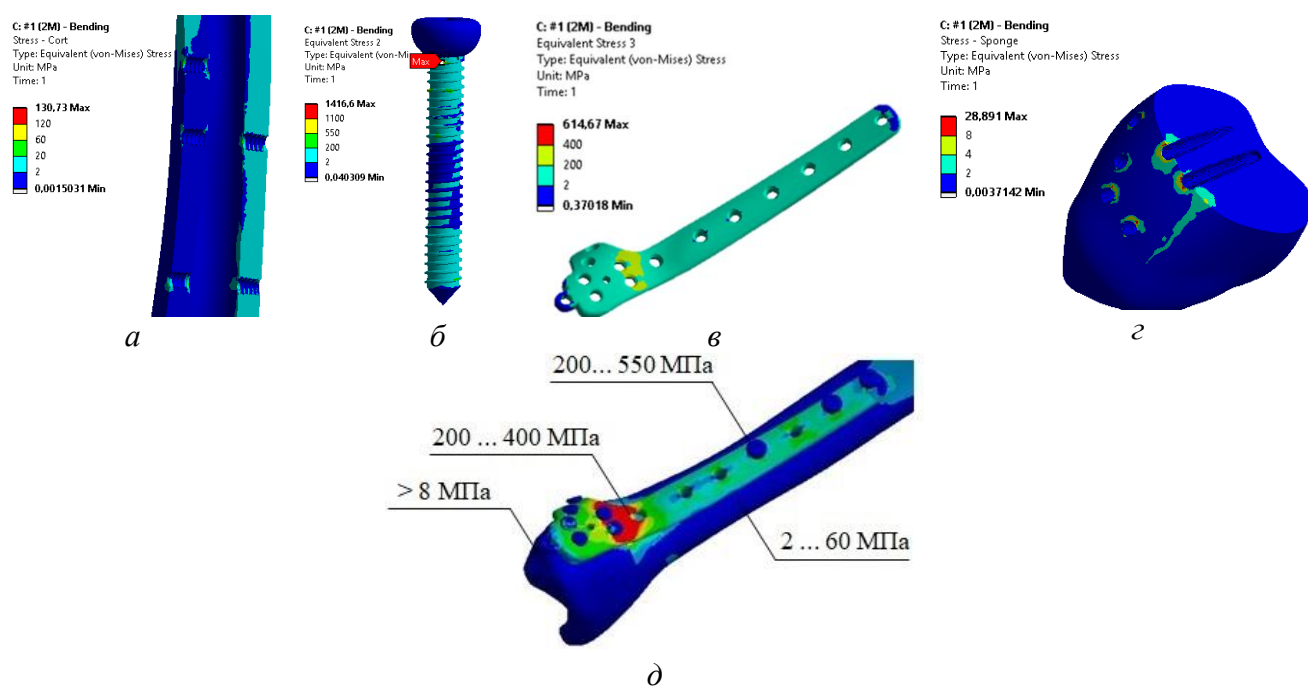
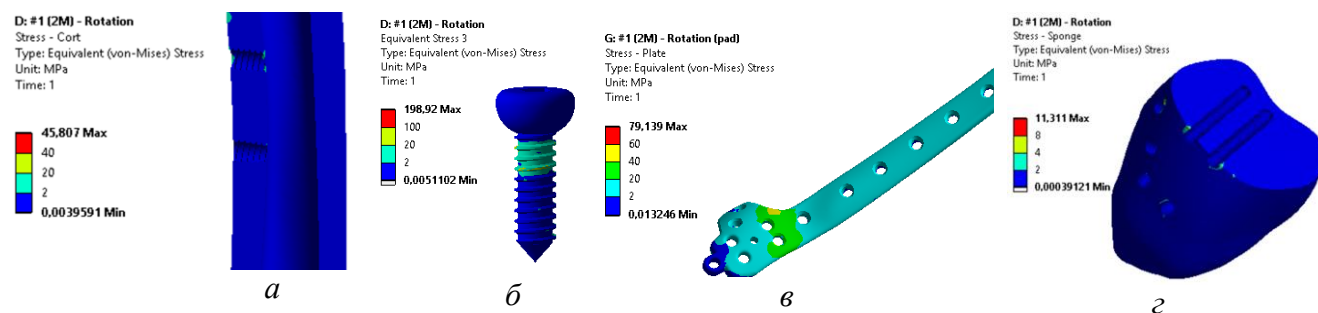
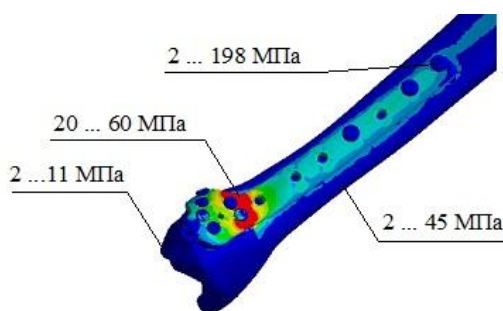


Рис. 4.6 – Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень, які виникають при дії навантаження на згин в елементах системи «2М»





δ

Рис.4.7 – Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень, які виникають при дії навантаження кручення в елементах системи «2М»

Для біомеханічної моделі «3М» при дії навантаження на стиск, згин та кручення концентрації напружень в біологічних тканинах (рис.4.8 а,г,д – 4.10 а,г,д) виникали на поверхнях кістки в місцях отворів для гвинтів.

В кортикальній кістці зони концентрацій напружень при стиску, згині та крученні виникали в місцях отворів для гвинтів, та в середньому не перевищували 60 МПа, що є половиною граничного значення напружень для здорової кортикальної кістки (табл. 4.1).

Поля напружень спонгіозної кістки характеризуються зонами напружень величиною 2..6 МПа при стисканні та крученні та 2..4 МПа при згинанні. З великою протяжністю вздовж контакту з пластиною (рис.4.8г – 4.10г), та локальними концентраціями напружень  $> 8$  МПа, що виникають в двох отворах для гвинтів та на поверхні кістки, що перевищують гранично допустиму величину напружень спонгіозної кістки (рис.4.8г – 4.10г).

Найбільші концентрації еквівалентних за Мізесом напружень для всіх моделей «3М» при стиску, згині та крученні були в межах 200...550 МПа, та виникали в пластині в місцях біля перелому кістки (рис.4.8в – 4.10в).

Найбільш навантаженими гвинтами біомеханічної системи «фіксатор-кістка» при стискаючому зусиллі були гвинти спряженні з кортикальною кісткою. У гвинті, найближчому до перелому (рис.4.8б – 4.10г), напруження у спряженнях з пластиною (перші три витки) були в межах 200..550 МПа при стиску, згині та крученні.



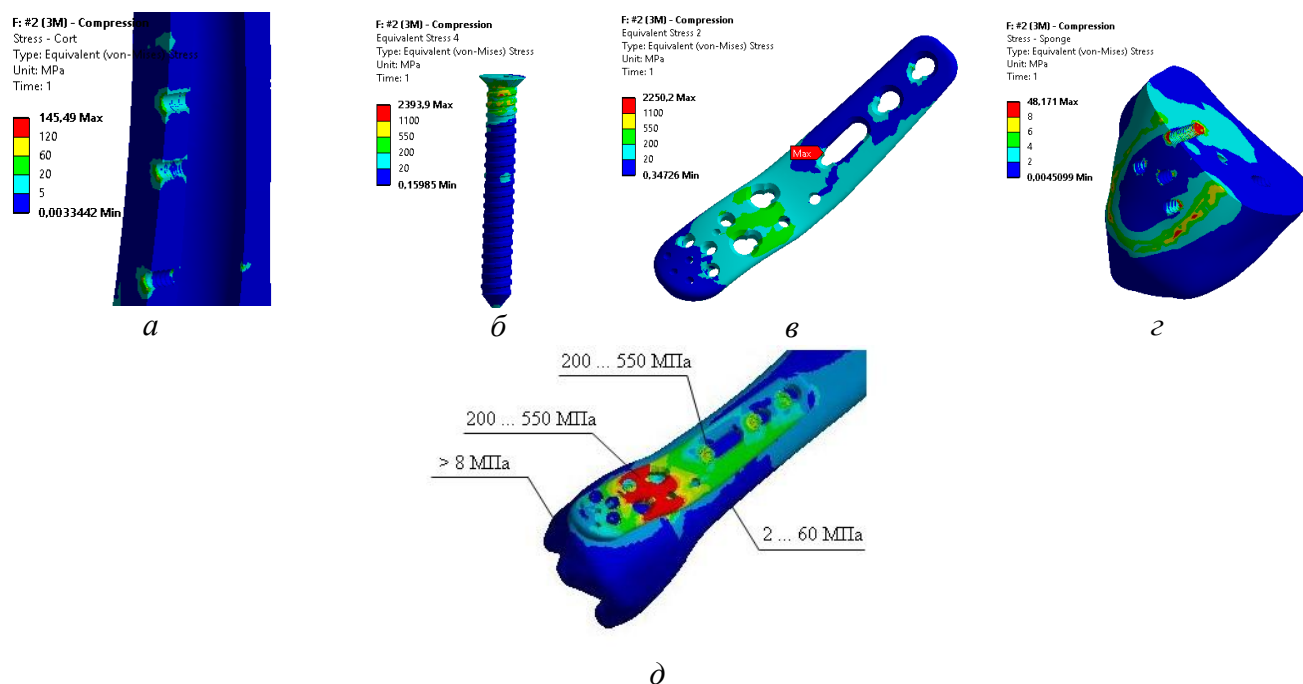


Рис.4.8 – Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень, які виникають при дії стискаючого навантаження в елементах системи «3М»

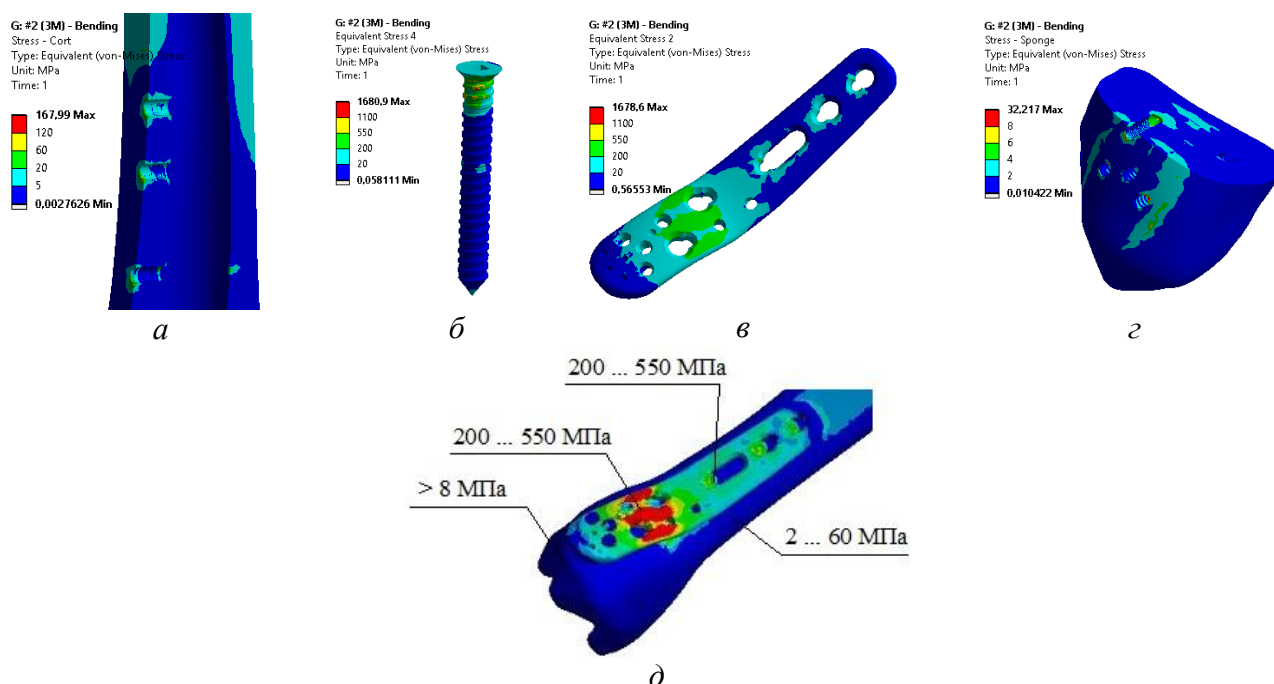


Рис.4.9 – Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень, які виникають при дії згинаючих навантажень в елементах системи «фіксатор-кістка» з пластиною типу «3М»

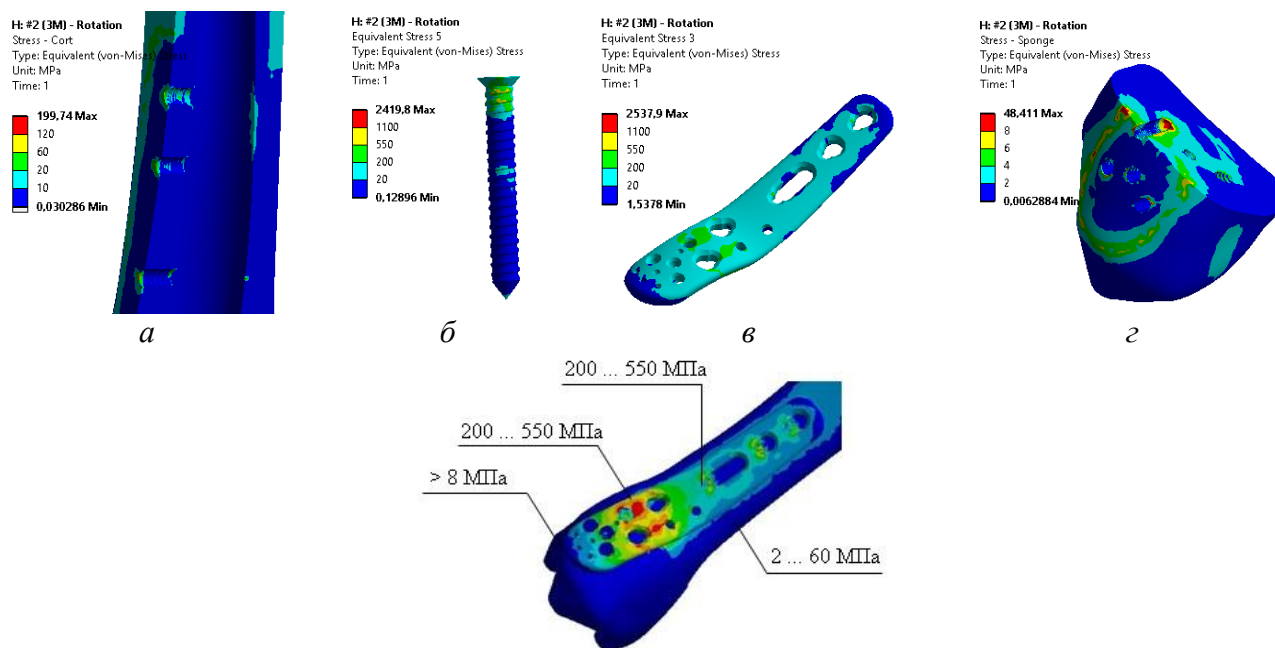


Рис. 4.10 – Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень, які виникають при дії навантаження кручення в елементах системи «3М»

Для біомеханічної моделі «1L» при дії стискаючого, згинального та ротаційного навантаження, концентрації напружень в біологічних тканинах (рис. 4.11а,г,д – 4.13 а,г,д) виникали на поверхнях кістки та в місцях отворів для гвинтів.

В кортикальній кістці зони концентрацій напружень виникали на поверхнях отворів ззовні та всередині каналу кістки, глибиною не більше 3х витків різьби, та в середньому не перевищували 60 МПа для стиску, згину та кручення, що є половиною граничного значення напружень для здорової кортикальної кістки (рис. 4.11 – 4.13).

Поля напружень спонгіозної кістки при стиску, згині та крученні характеризуються зонами напружень величиною 2..6 МПа з великою протяжністю вздовж контакту з пластиною і вздовж отвору для гвинта кістки (рис.4.11г – 4.13г), та локальними концентраціями напружень  $> 8$  МПа в найближчому до перелому отворі для гвинта, що перевищують гранично допустиму величину напружень спонгіозної кістки (рис.4.11г – 4.13г).

Найбільші концентрації еквівалентних за Мізесом напружень були в межах 200...470 МПа при стиску, 200..400 МПа при згині та 200..550 МПа при крученні, виникали в пластині в місцях біля перелому кістки (рис.4.11в – 4.13в).

Найбільш навантаженими гвинтами біомеханічної системи «фіксатор-кістка» при стискаючому, згинаючому та ротаційному зусиллях, були гвинти спряженні з кортикальною кісткою. У гвинті, найвіддаленішому від перелому (рис.4.11б – 4.13в), напруження були в межах 200..550 МПа.

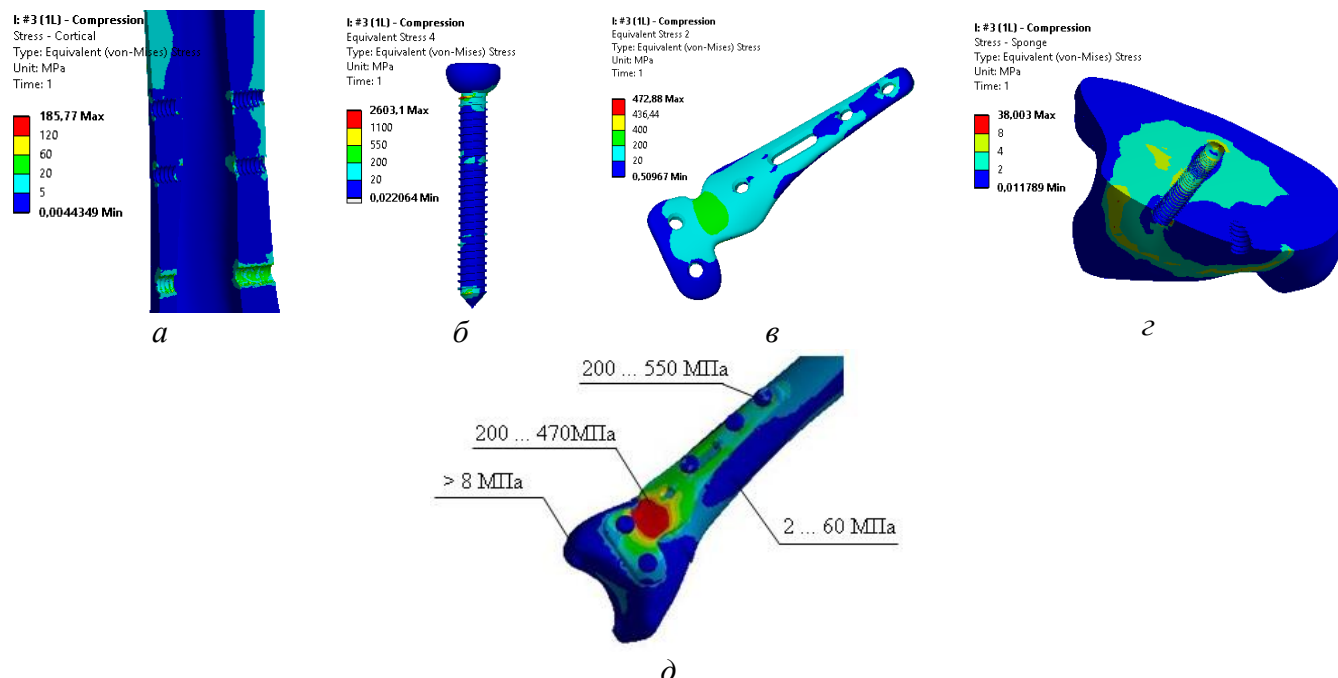


Рис. 4.11 – Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень, які виникають при дії стискаючого навантаження в елементах системи «1L»

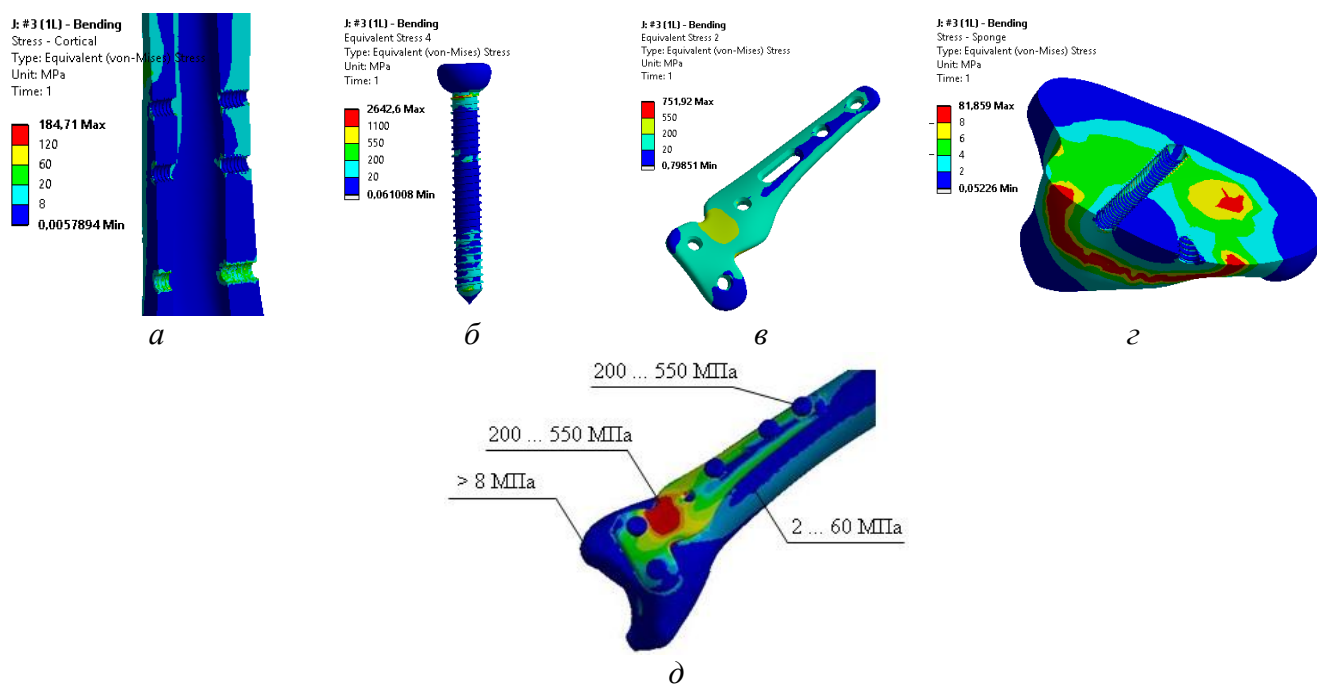


Рис.4.12 – Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень, які виникають при дії навантаження на згин в елементах системи «1L»

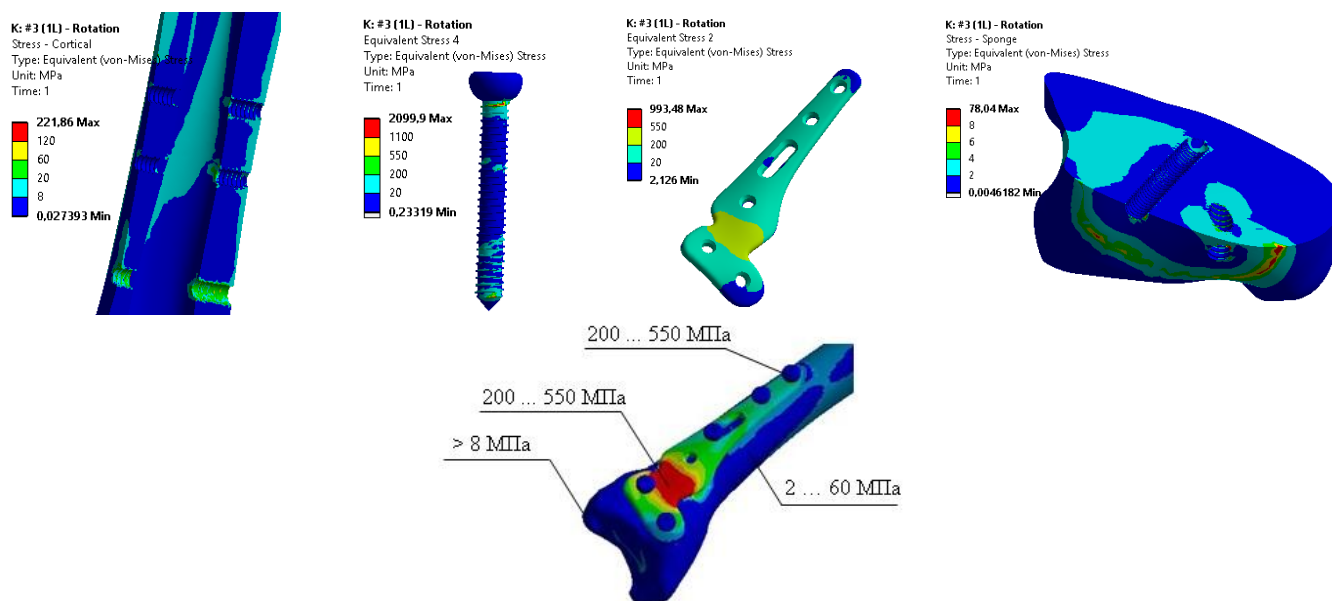


Рис. 4.13 – Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень, які виникають при дії навантаження кручення в елементах системи «1L»

Для моделі «1М» при дії навантаження на стиск, згин та кручення концентрації напружень в біологічних тканинах (рис.4.14а,г,д – 4.16а,г,д) виникали на поверхнях кістки в місцях отворів для гвинтів.

В кортикальній кістці зони концентрацій напружень при стиску, згині та крученні виникали на поверхнях отворів ззовні та всередині каналу кістки, глибиною не більше 1 витка різьби, та в середньому не перевищували 60 МПа, що є половиною граничного значення напружень для здорової кортикальної кістки (рис. 4.14 – 4.16).

Поля напружень спонгіозної кістки при стиску, згині та крученні характеризуються зонами напружень величиною 2..6 МПа з великою протяжністю вздовж контакту з пластиною (рис.4.14г – 4.16г), та значними концентраціями напружень за протяжністю та величиною  $> 8$  МПа вздовж контакту з пластиною, що перевищують гранично допустиму величину напружень спонгіозної кістки (рис.4.14г - 4.16г).

Найбільші концентрації еквівалентних за Мізесом напружень при стиску були в межах 200...550 МПа, при згині 200...525 МПа та при крученні 200..560 МПа. Виникали в пластині в місцях біля перелому кістки (рис.4.14в – 4.16в).

Найбільш навантаженими гвинтами біомеханічної системи «фіксатор-кістка» при стискаючому, згинаючому та ротаційному зусиллях були гвинти спряженні з кортикальною кісткою. У гвинті, найвіддаленішому від перелому (рис.4.14б – 4.16б), напруження у спряженнях з пластиною (перші три витки) при стиску, згині і крученні були в межах 20..200МПа, та локально сягали 200..550 МПа, не перевищуючи половини границі міцності титану.

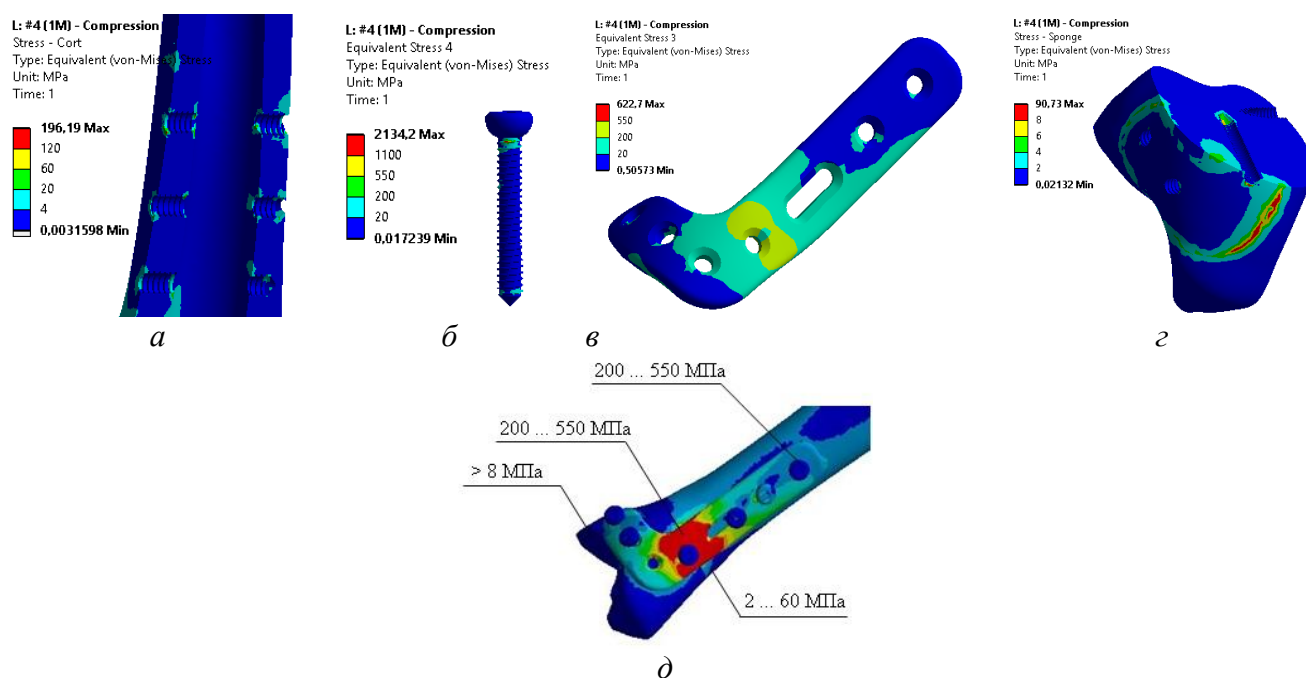


Рис. 4.14 – Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень, які виникають при дії стискаючого навантаження в елементах системи «1М»

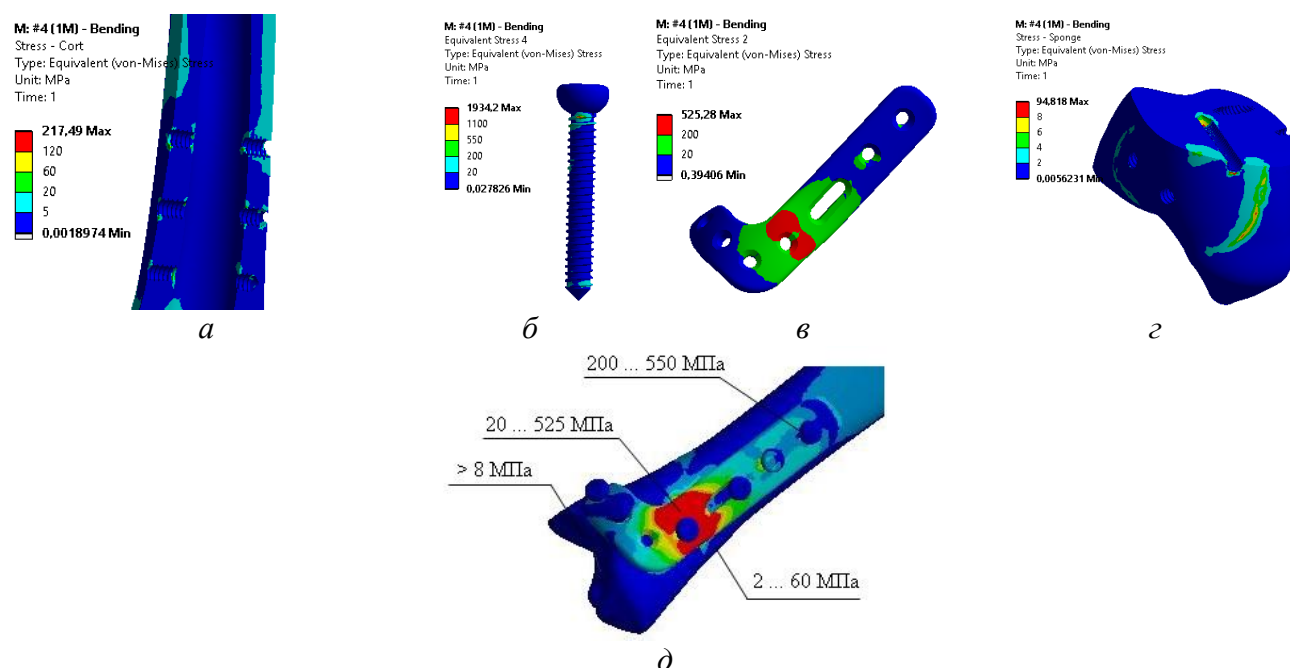


Рис. 4.15 – Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень, які виникають при дії навантаження на згин в елементах системи «1М»

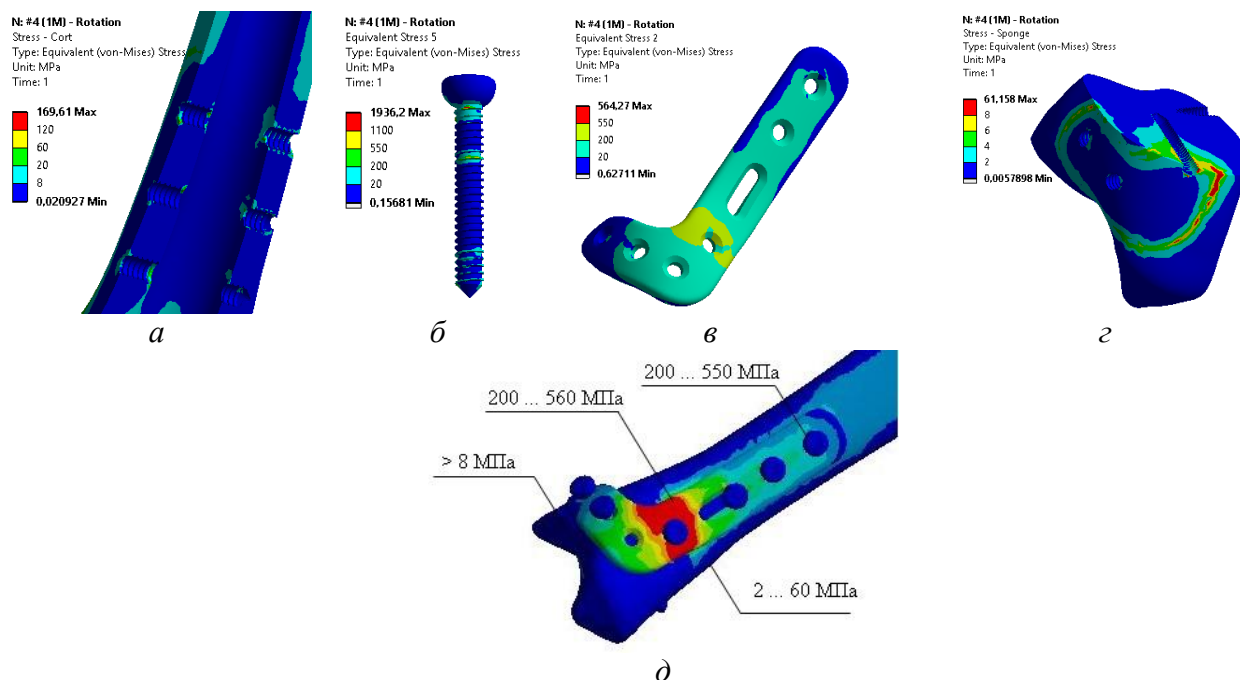


Рис. – 4.16 Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень, які виникають при дії навантаження кручення в елементах системи «1М»

Для біомеханічної моделі «4М» при дії навантаження на стиск, згин та кручення, концентрації напружень в біологічних тканинах (рис. 4.17а,г,д – 4.19 а,г,д) виникали на поверхнях кістки в місцях отворів для гвинтів.

В кортикальній кістці зони концентрацій напружень при стиску, згині та крученні виникали на поверхнях отворів, ззовні і всередині каналу кістки, та в середньому не перевищували 60 МПа, що є половиною граничного значення напружень для здорової кортикальної кістки (рис.4.17 – 4.19).

Поля напружень спонгіозної кістки характеризуються зонами напружень при стиску в межах 2..6 МПа з великою протяжністю в околі отворів для гвинтів (рис.4.17г – 4.19г), та локальними концентраціями напружень  $> 8$  МПа на поверхні спонгіозної кістки при згині і крученні, в околі двох, найближчих до перелому отворів для гвинтів, що перевищують гранично допустиму величину напружень спонгіозної кістки (рис.4.17г – 4.19г).

Найбільші концентрації еквівалентних за Мізесом напружень при стиску були в межах 200...410 МПа, при згині та крученні 200...550 МПа. Напруження виникали в пластині в місцях біля перелому кістки (рис.4.17в – 4.19в).

Найбільш навантаженими гвинтами біомеханічної системи «фіксатор-кістка» при стискаючому та згинаючому зусиллях були гвинти спряженні з кортикальною кісткою. Напруження у гвинтах (рис.4.17б – 4.19б), спряженнях з пластиною (перші три витки) були в межах 20..200МПа при стиску та згину, при крученні локально сягали 200..550 МПа.

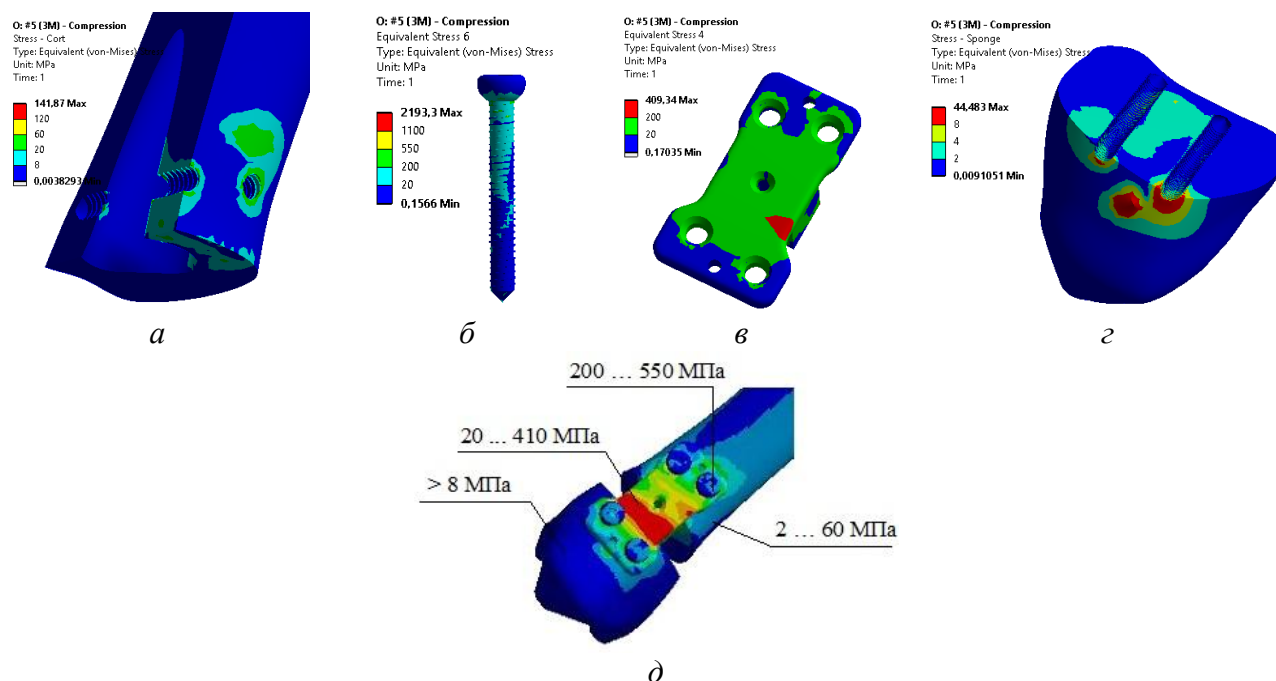


Рис. 4.17 – Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень, які виникають при дії стискаючого навантаження в елементах системи «4М»

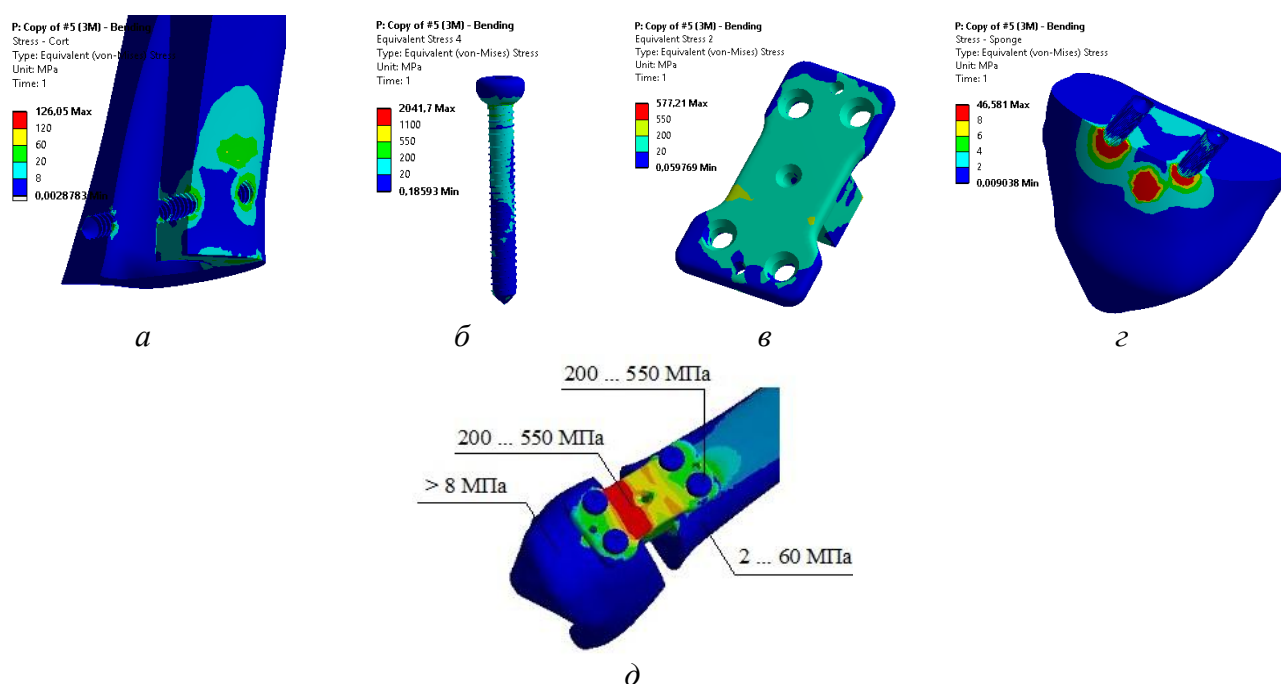


Рис.4.18 – Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень, які виникають при дії навантаження на згин в елементах системи «4М»



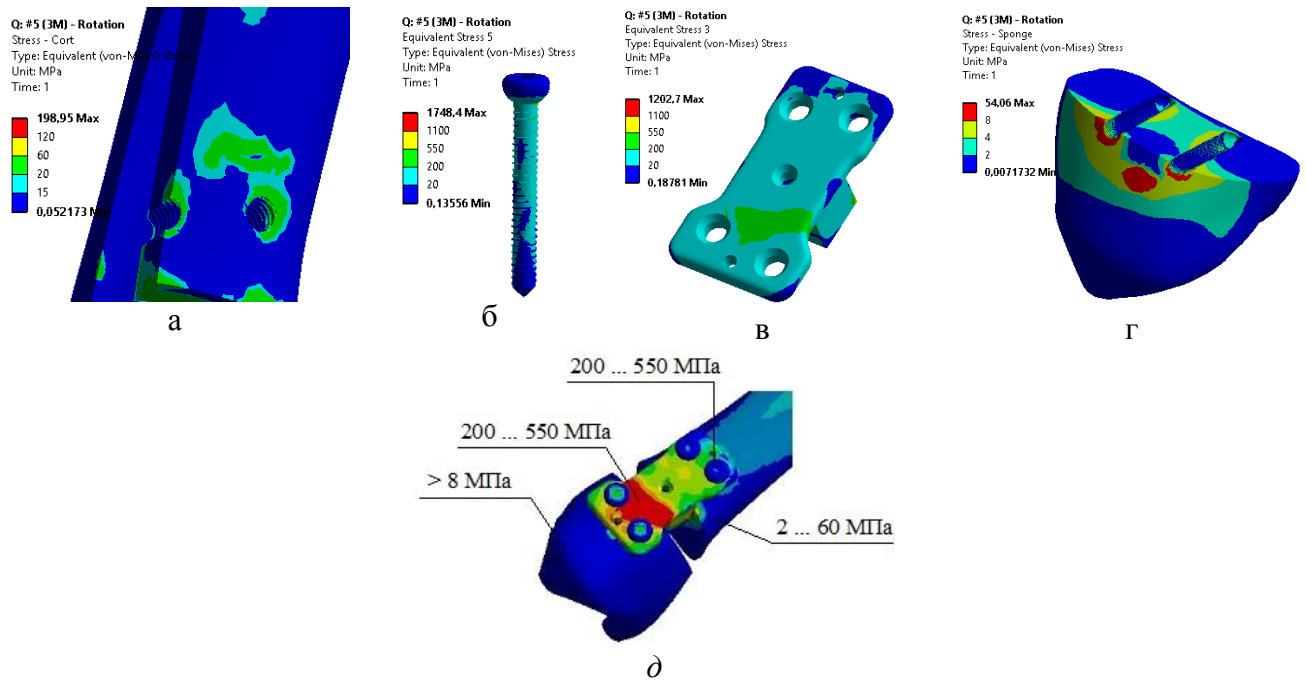


Рис.4.19 – Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень, які виникають при дії навантаження кручення в елементах системи «4М»



## РОЗДІЛ 5 ДЕФОРМАЦІЙНІ КРИТЕРІЇ ФУНКЦІОНАЛЬНОЇ НАДІЙНОСТІ СИСТЕМ ОСТЕОСИНТЕЗУ

Довготривале застосування різних систем фіксації переломів кісток (рис. 5.1), як правило, супроводжується одноразовими або багаторазовими (переважно циклічними) навантаженнями. Застосування сучасних матеріалів для виготовлення елементів систем фіксації (пластин [1, 2, 3], стержневих апаратів [4, 5], гвинтів, шпиль та інших засобів) забезпечує міцність та жорсткість цих систем. Запобігання великим навантаженням на опорно-руховий апарат людини при лікуванні також знижує вірогідність руйнування засобів фіксації.

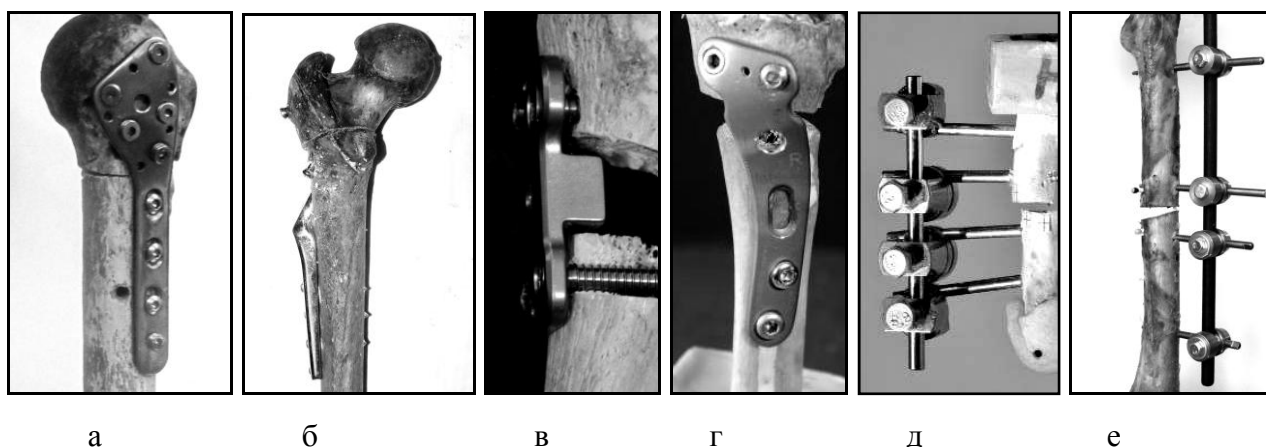


Рис. 5.1 – Різні види засобів фіксації переломів довгих кісток: пластини для плечової (а), стегнової (б) та великогомілкової (в, г) кісток; стержневі апарати зовнішньої фіксації для п'ясткової (д) та великогомілкової (е) кісток

При цьому неможливо повністю ліквідувати небезпечні зміщення окремих точок в області перелому. Ці зміщення зашкоджують правильному зрощуванню (репозиції) переломів або уповільнюють цей процес.

Як показує практика застосування різних засобів фіксації переломів (систем ОС), основними показниками надійності зазначених систем є взаємні лінійні переміщення ( $\Delta$ ) суміжних точок перелому та взаємні кути повороту ( $\Gamma$ ) частин перелому.

В даний час на основі багаторічних досліджень в галузі практичної хірургії встановлені допустимі лінійні переміщення (зміщення) точок перелому  $[\Delta] = 1\text{мм}$ , і взаємні кути повороту частин перелому  $[\Gamma] = 3^\circ$  [ 6, 7].

Таким чином, вимоги до деформаційних показників систем «кістка з переломом - засіб фіксації», що визначаються фізіологічними властивостями та типом перелому, мають вигляд:

$$\Lambda_{\max}^i \leq [\Lambda], \quad (5.1)$$

$$\Gamma_{\max} \leq [\Gamma], \quad (5.2)$$

де  $i$  - позначення точки перелому. Це можуть бути медіальні (**M**), латеральні (**L**), вентральні (**V**), дорсальні (**D**) [8, 9] або інші точки перелому.

### 5.1. Деформаційні критерії функціональної надійності при одноразових навантаженнях

**Врахування взаємного переміщення точок перелому.** Якщо відомі складові переміщення (проекції сумарного вектора  $\Lambda$  на осі координат (рис. 5.2) в найбільш небезпечній точці, то умова (1) запишеться у вигляді:

$$\Lambda_{\max} = \sqrt{(\Lambda_x^i)^2 + (\Lambda_y^i)^2 + (\Lambda_z^i)^2} \big|_{\max} \leq [\Lambda]. \quad (5.3)$$

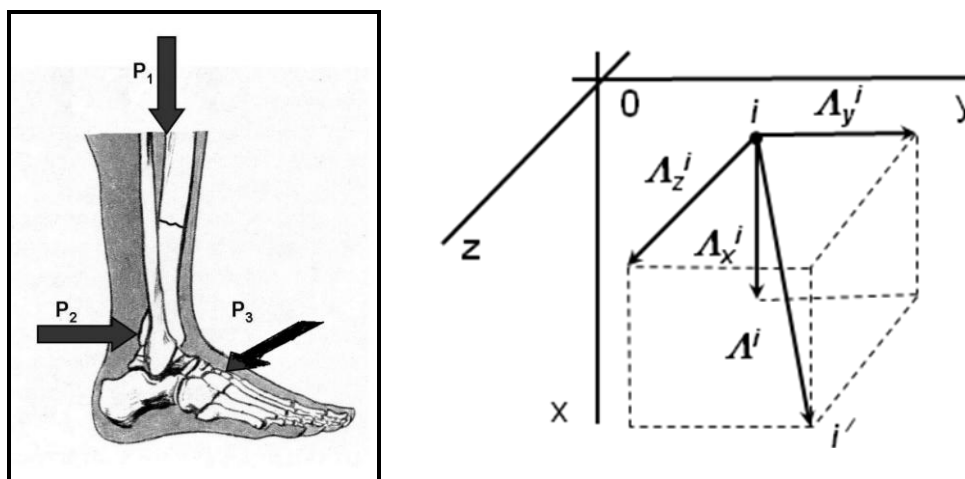


Рис. 5.2 – Навантаження, що діють на кінцівку (а), напрямки осей координат та компоненти головного вектора переміщень  $\Lambda^i$  (б)

Складові переміщень в умові (5.3) визначаються, в основному, впливом таких сил:  $P_1$  - сила, що діє уздовж поздовжньої осі кістки (для нижніх кінцівок це переважно сила ваги людини);  $P_2$  - поперечна сила (сила м'язів, вага кінцівки в лежачому положенні постраждалого);  $P_3$  - сила, що діє на стопу при ходьбі (дія м'язів при

поворотних рухах тулуба у процесі ходьби, вага стопи в лежачому положенні постраждалого) і викликає деформації кручення кісток кінцівок.

За рахунок дії цих сил виникають згинальні моменти та момент кручення:

$$M_k = P_k \cdot e_k, \quad (5.4)$$

де  $e_k$  - відстані від лінії дії відповідної сили до місця закріплення перелому;

$k = 1, 2, 3$  - позначення сил та відповідних моментів.

На рис. 5.3 зображені сили  $P_1$ ,  $P_2$  та  $P_3$  та відповідні згинальні моменти  $M_1$ ,  $M_2$  та  $M_3$ , що діють в області перелому. Показані:  $e_1$  - відстань від лінії дії сили  $P_1$  до засобу фіксації;  $e_2$  - відстань від лінії дії сили  $P_2$  до середньої частини перелому;  $e_3$  - відстань від лінії дії сили  $P_3$  до засобу фіксації.

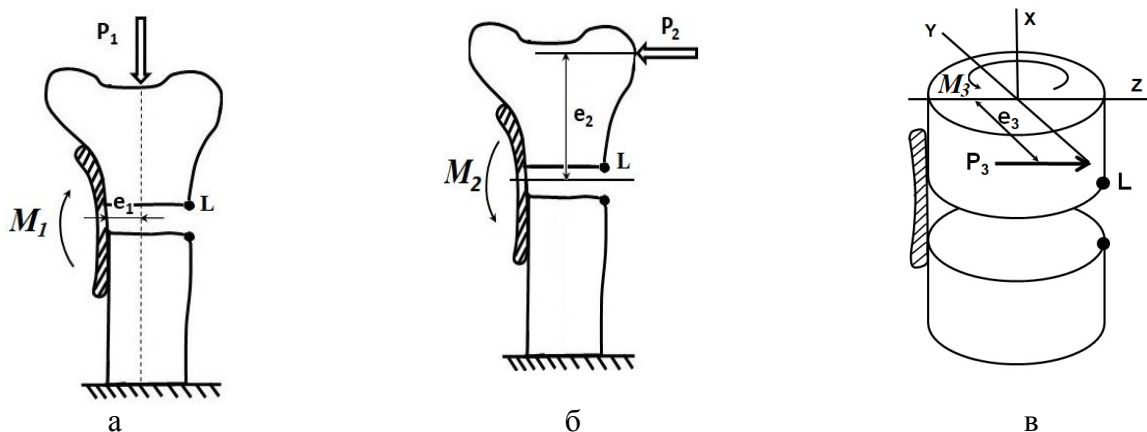


Рис. 5.3 – Дії осьової (а), поперечної (б) сил і моменту кручення (в) на систему фіксації

Таким чином, кожна компонента головного вектора лінійного переміщення  $\Lambda^i$  залежить від трьох зосереджених сил та трьох моментів сил. Позначимо:  $\Lambda_k^i (\Lambda_1^i, \Lambda_2^i, \Lambda_3^i)$  - абсолютні переміщення точки «і», викликані силами  $P_k$ ;  $\Lambda_j^i (\Lambda_x^i, \Lambda_y^i, \Lambda_z^i)$  - проекції повного переміщення точки «і» на осі «j»;  $\Lambda_{jk}^i$  - проекції на осі «j» абсолютних переміщень  $\Lambda_k^i$ .

**Припущення щодо розташування сил та напрямків компонент переміщень.** Враховуємо, що більшість засобів ОС розташовані з латерального (зовнішнього по відношенню до центра тіла) або з медіального (внутрішнього) боку кістки.

При цьому вісь поздовжньої сили  $P_1$  проходить через фронтальну (ту, що ділить тіло на передню та задню частину) площину кістки.

Надалі розглядаємо випадок, коли лінія дії найбільш небезпечної сили  $P_2$  теж лежить у фронтальній площині. Тому переміщення, що виникають за рахунок цих сил та відповідних моментів необхідно алгебраїчно додавати.

Зауважимо також, що заздалегідь напрямки дії (знак) зовнішніх сил невідомий. Тому надалі розглядатимемо найбільш небезпечне розташування сил  $P_1$ ,  $P_2$  та  $P_3$ , коли напрями проекцій переміщення від всіх зазначених сил збігаються. У зв'язку з цим при побудові критеріїв функціональної надійності вважатимемо, що всі компоненти вектора переміщень мають один знак.

Позначимо через  $\lambda$  приведені переміщення як відношення абсолютних величин переміщень до діючих сил, а через  $\bar{\lambda}$  приведені переміщення як відношення абсолютних величин переміщень до діючих моментів:

$$\lambda_{jk}^i = \frac{\Lambda_{jk}^i}{P_k}; \quad \bar{\lambda}_{jk}^i = \frac{\Lambda_{jk}^i}{M_k}. \quad (5.5), (5.6)$$

Приведені переміщення визначаються експериментально шляхом вимірювання переміщень при дії відповідних сил і моментів, наприклад методом цифрової реєстрації за допомогою фотокамери.

Зазначимо, що для визначення приведеного переміщення  $\lambda_{jk}^i$  (5.5) абсолютне переміщення необхідно вимірювати за відсутності (або, принаймні, з мінімізацією) згинального моменту. Це зроблено прикладанням навантаження на систему поблизу закріплення засобу фіксації. При визначенні приведених переміщень  $\bar{\lambda}_{jk}^i$  (5.6) з загальних абсолютних переміщень потрібно видаляти переміщення, що виникають під дією тільки зосереджених сил. Надалі спосіб визначення приведених переміщень буде показаний детально на прикладі фіксуючих пластин, що описані в розділі 3.1.

Якщо приведені переміщення відомі, то складові абсолютних переміщень можна визначити при будь-яких значеннях компонент вектора сил  $P_k$  та відповідних

компонент вектора моментів  $M_k$ . Так, проекція загального переміщення  $\Lambda^i$  на вісь  $X$  визначається таким чином:

$$\Lambda_x^i = \lambda_{x1}^i \cdot P_1 + \lambda_{x2}^i \cdot P_2 + \lambda_{x3}^i \cdot P_3 + \bar{\lambda}_{x1}^i \cdot M_1 + \bar{\lambda}_{x2}^i \cdot M_2 + \bar{\lambda}_{x3}^i \cdot M_3. \quad (5.7)$$

Проекції переміщення  $\Lambda^i$  на осі  $Y$  та  $Z$  визначається аналогічно. У загальному вигляді маємо:

$$\Lambda_j^i = \sum_{k=1}^3 P_k \cdot \left( \lambda_{jk}^i + \bar{\lambda}_{jk}^i \cdot e_k \right). \quad (5.8)$$

Умова функціональної надійності з використанням в якості критерію величини максимального лінійного взаємного переміщення (5.1) у стислому вигляді запишеться:

$$\Lambda_{\max} = \left\{ \sum_{j=1}^3 \left[ \sum_{k=1}^3 P_k \cdot \left( \lambda_{jk}^i + \bar{\lambda}_{jk}^i \cdot e_k \right) \right]^2 \right\}^{1/2} \Big|_{\max} \leq [\Lambda]. \quad (5.9)$$

**Врахування кутів взаємного повороту частин перелому.** Позначимо (рис. 5.4 а):  $\Gamma$  - кут повороту лінії, яка з'єднує дві протилежні точки перелому  $M$  і  $L$ ;  $M_1, L_1$  - положення двох протилежних точок перелому до прикладання навантаження;  $M_2, L_2$  - положення двох протилежних точок перелому після прикладання навантаження;  $L'$  - положення точки  $L$  після прикладення навантаження без урахування повороту перелому (паралельне переміщення відрізка  $M_1 L_1$ );  $S_{ML} = M_1 L_1 = M_2 L_2 = M_2 L'$  - відстань між точками  $M$  і  $L$  в різних положеннях;  $\Lambda_X^M, \Lambda_Y^M, \Lambda_Z^M$  - проекції переміщення точки  $M$  на координатні осі;  $\Lambda_X^L, \Lambda_Y^L, \Lambda_Z^L$  - проекції переміщення точки  $L$  на координатні осі;  $L' L_2$  - переміщення точки  $L$  за рахунок тільки взаємного повороту частин перелому.

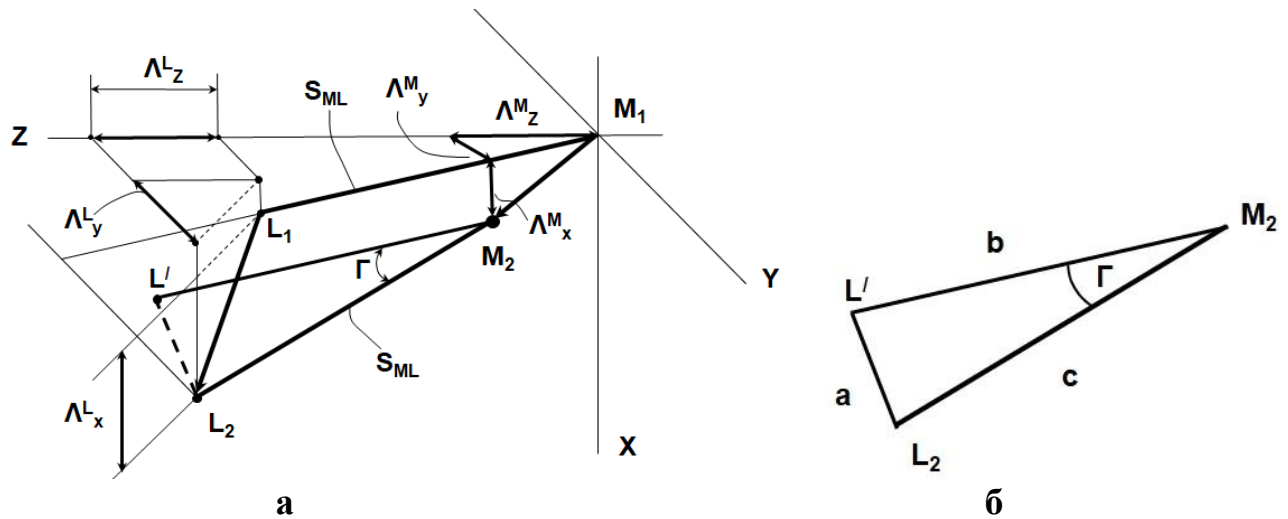


Рис. 5.4 – Детальна (а) і спрощена (б) схема переміщень точок перелому і кутів повороту частин перелому

З трикутника  $L'L_2M_2$  (рис. 5.4б):

$$|L'L_2| = \sqrt{(\Lambda_x^L - \Lambda_x^M)^2 + (\Lambda_y^L - \Lambda_y^M)^2 + (\Lambda_z^L - \Lambda_z^M)^2}, \quad (5.10)$$

де, враховуючи показані на рис. 5.4 позначення

$$|L'M_2| = S_{ML}; \quad |L_2M_2| = S_{ML}. \quad (5.11)$$

Пояснення до формули (5.10) дає рис. 5.5, де для наочності зображено проєкції векторів  $M_1M_2$ ,  $L_1L_2$ ,  $L'L_2$  і проєкції відповідних переміщень на площину  $XOY$ .

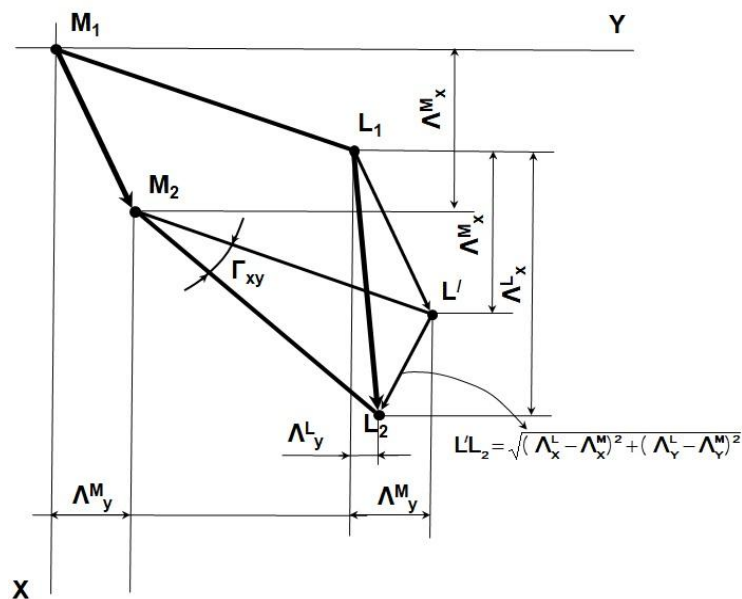


Рис. 5.5 – Проекції векторів переміщень точок перелому на площину  $XOY$

В остаточному вигляді кут повороту частин перелому визначимо як:

$$\Gamma = \arccos \left( 1 - \frac{|L'L_2|^2}{2 \cdot S_{ML}^2} \right). \quad (5.12)$$

Умова функціональної надійності (5.2) з використанням в якості критерію максимального взаємного кута повороту частин перелому (5.12), виглядає так:

$$\Gamma_{\max} = \arccos \left\{ 1 - \frac{1}{2 \cdot S_{ML}^2} \cdot \sum_{j=1}^3 \left[ \sum_{k=1}^3 P_k \left( (\lambda_{jk}^L - \lambda_{jk}^M) + (\bar{\lambda}_{jk}^L - \bar{\lambda}_{jk}^M) \cdot e_k \right) \right]^2 \right\} \Big|_{\max} \leq [\Gamma]. \quad (5.13)$$

## 5.2. Деформаційні критерії функціональної надійності при циклічних навантаженнях

**Врахування взаємного переміщення точок перелому.** Процес лікування постраждалих супроводжується впливом на кінцівки циклічно діючих навантажень (ходьба, фізичні вправи). В цьому випадку взаємні зміщення протилежних частин перелому можуть істотно зрости, а умова функціональної надійності має враховувати деформації (переміщення), що накопичуються у системі ОС під час прикладання циклічних навантажень:

$$\Lambda_{\max}(N) = \left\{ \sum_{j=1}^3 \left[ \sum_{k=1}^3 P_k \cdot \left( (\lambda_{jk(0)}^i + \lambda_{jk(N)}^i) + (\bar{\lambda}_{jk(0)}^i + \bar{\lambda}_{jk(N)}^i) \cdot e_k \right) \right]^2 \right\}^{1/2} \Big|_{\max} \leq [\Lambda]. \quad (5.14)$$

В (5.14) враховано, що компоненти переміщення точки складаються з миттєво-пружного переміщення  $\Lambda_{jk(0)}^i$  та переміщення  $\Lambda_{jk(N)}^i$ , що виникло протягом дії  $N$  циклів навантаження (рис. 5.6)

$$\Lambda_{jk}^i = \Lambda_{jk(0)}^i + \Lambda_{jk(N)}^i. \quad (5.15)$$

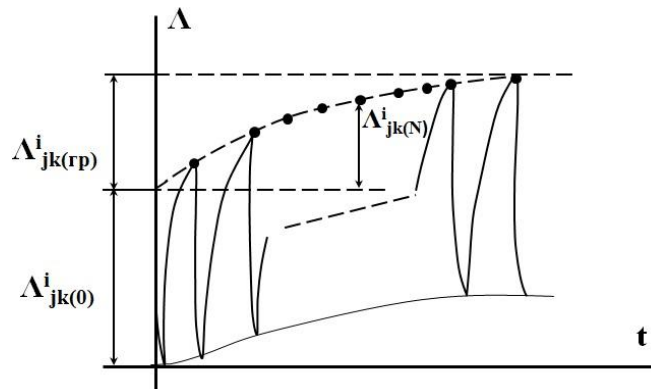


Рис. 5.6 – Схема розвитку зміщень суміжних точок та прийняті позначення

Це можна виразити через приведені переміщення, що виникають за рахунок дії сил ( $\lambda_{jk}^i$ ) та моментів ( $\bar{\lambda}_{jk}^i$ )

$$\lambda_{jk}^i = \lambda_{jk(0)}^i + \lambda_{jk(N)}^i ; \quad (5.16)$$

$$\bar{\lambda}_{jk}^i = \bar{\lambda}_{jk(0)}^i + \bar{\lambda}_{jk(N)}^i , \quad (5.17)$$

де, як і в (5.14, 5.15), індекс «0» означає миттєво-пружну складову, індекс N - накопичені переміщення:

$$\lambda_{jk(0)}^i = \frac{\Lambda_{jk(0)}^i}{P_k} ; \quad \lambda_{jk(N)}^i = \frac{\Lambda_{jk(N)}^i}{P_k} ; \quad (5.18)-(5.19)$$

$$\bar{\lambda}_{jk(0)}^i = \frac{\Lambda_{jk(0)}^i}{M_k} ; \quad \bar{\lambda}_{jk(N)}^i = \frac{\Lambda_{jk(N)}^i}{M_k} . \quad (5.20)-(5.21)$$

З практичної точки зору найбільший інтерес представляють переміщення точок перелому, які накопичуються при дії значного числа циклів навантаження. В цьому випадку в умові (5.14) приведені переміщення, що виникли на N-му циклі доцільно замінити на граничні (при дії максимального числа циклів) приведені переміщення:

$$\Lambda_{\max} = \left\{ \sum_{j=1}^3 \left[ \sum_{k=1}^3 P_k \cdot \left( (\lambda_{jk(0)}^i + \lambda_{jk(rp)}^i) + (\bar{\lambda}_{jk(0)}^i + \bar{\lambda}_{jk(rp)}^i) \cdot e_k \right) \right]^2 \right\}^{1/2} \Big|_{\max} \leq [\Lambda], \quad (5.22)$$

де позначено

$$\lambda_{jk(zp)}^i = \frac{\Lambda_{jk(zp)}^i}{P_k} ; \quad \bar{\lambda}_{jk(zp)}^i = \frac{\Lambda_{jk(zp)}^i}{M_k} . \quad (5.23)-(5.24)$$

Враховуючи, що :

$$P_k \left( \lambda_{jk(0)}^i + \bar{\lambda}_{jk(0)}^i \cdot e_k \right) = \Lambda_{jk(0)}^i , \quad (5.25)$$

$$P_k \left( \lambda_{jk(zp)}^i + \bar{\lambda}_{jk(zp)}^i \cdot e_k \right) = \Lambda_{jk(zp)}^i . \quad (5.26)$$

умову (5.22) можна записати таким чином :

$$\Lambda_{\max} = \sqrt{\sum_{j=1}^3 \left[ \sum_{k=1}^3 P_k \cdot k_{jk}^i \left( \lambda_{jk(0)}^i + \bar{\lambda}_{jk(0)}^i \cdot e_k \right) \right]} \Big|_{\max} \leq [\Lambda]. \quad (5.27)$$



де

$$k_{jk}^i = 1 + \frac{\Lambda_{jk(zp)}^i}{\Lambda_{jk(0)}^i}, \quad (5.28)$$

- коефіцієнт впливу циклічної повзучості, який показує збільшення загального переміщення, що виникає при циклічному навантаженні, порівняно з переміщенням при одноразовому навантаженні.

**Врахування кутів взаємного повороту частин перелому.** Під дією циклічних навантажень кути взаємного повороту частин перелому можуть суттєво зрости. Ці зміни порівняно з кутами, що виникають під дією одноразових навантажень, можуть бути враховані шляхом додавання до миттєво-пружних переміщень ( $\Lambda_{jk(0)}^L$  та  $\Lambda_{jk(0)}^M$ ) зміщень в'язко-пружного походження (переміщення  $\Lambda_{jk(N)}^L$  та  $\Lambda_{jk(N)}^M$ , що виникли за  $N$  циклів навантаження) точок **L** та **M** відповідно. Як і у випадку з лінійними переміщеннями, це може бути виражено через приведені переміщення, що виникають за рахунок дії сил ( $\lambda_{jk}^L, \lambda_{jk}^M$ ) та моментів ( $\bar{\lambda}_{jk}^L, \bar{\lambda}_{jk}^M$ ):

$$\begin{aligned} \Gamma_{\max}(N) = \arccos \left\{ 1 - \frac{1}{2 \cdot S_{ML}^2} \cdot \sum_{j=1}^3 \left[ \sum_{k=1}^3 P_k \left( \left( \lambda_{jk(0)}^L + \lambda_{jk(N)}^L - \lambda_{jk(0)}^M - \lambda_{jk(N)}^M \right) + \right. \right. \\ \left. \left. + \left( \bar{\lambda}_{jk(0)}^L + \bar{\lambda}_{jk(N)}^L - \bar{\lambda}_{jk(0)}^M - \bar{\lambda}_{jk(N)}^M \right) \cdot e_k \right)^2 \right] \right\} \Big|_{\max} \leq [\Gamma]. \end{aligned} \quad (5.29)$$

У критерії (5.29) застосовані вирази для компонент переміщень (5.15) - (5.17) із заміною позначення точки «i» на точки «**L**» та «**M**»:

$$\Lambda_{jk}^L = \Lambda_{jk(0)}^L + \Lambda_{jk(N)}^L; \quad \Lambda_{jk}^M = \Lambda_{jk(0)}^M + \Lambda_{jk(N)}^M; \quad (5.30)$$

$$\lambda_{jk}^L = \lambda_{jk(0)}^L + \lambda_{jk(N)}^L; \quad \lambda_{jk}^M = \lambda_{jk(0)}^M + \lambda_{jk(N)}^M; \quad (5.31)$$

$$\bar{\lambda}_{jk}^L = \bar{\lambda}_{jk(0)}^L + \bar{\lambda}_{jk(N)}^L; \quad \bar{\lambda}_{jk}^M = \bar{\lambda}_{jk(0)}^M + \bar{\lambda}_{jk(N)}^M. \quad (5.32)$$

Індекс «0», як і в (5.14) - (5.21), означає миттєво-пружну складову, індекс «N» (5.33), (5.36) - накопичені переміщення:

$$\lambda_{jk(0)}^L = \frac{\Lambda_{jk(0)}^L}{P_k}; \quad \lambda_{jk(0)}^M = \frac{\Lambda_{jk(0)}^M}{P_k}; \quad (5.33)$$

$$\lambda_{jk(N)}^L = \frac{\Lambda_{jk(N)}^L}{P_k}; \quad \lambda_{jk(N)}^M = \frac{\Lambda_{jk(N)}^M}{P_k}; \quad (5.34)$$

$$\bar{\lambda}_{jk(0)}^L = \frac{\Lambda_{jk(0)}^L}{M_k}; \quad \bar{\lambda}_{jk(0)}^M = \frac{\Lambda_{jk(0)}^M}{M_k}; \quad (5.35)$$

$$\bar{\lambda}_{jk(N)}^L = \frac{\Lambda_{jk(N)}^L}{M_k}; \quad \bar{\lambda}_{jk(N)}^M = \frac{\Lambda_{jk(N)}^M}{M_k}; \quad (5.36)$$

Як і в умові (5.22) із застосуванням лінійних переміщення точок перелому, приведені переміщення, що виникли на N-му циклі замінюємо на граничні (при дії значного числа циклів) приведені переміщення:

$$\begin{aligned} \Gamma_{\max} = \arccos \left\{ 1 - \frac{1}{2 \cdot S_{ML}^2} \cdot \sum_{j=1}^3 \left[ \sum_{k=1}^3 P_k \left( \left( \lambda_{jk(0)}^L + \lambda_{jk(zp)}^L - \lambda_{jk(0)}^M - \lambda_{jk(zp)}^M \right) + \right. \right. \\ \left. \left. + \left( \bar{\lambda}_{jk(0)}^L + \bar{\lambda}_{jk(zp)}^L - \bar{\lambda}_{jk(0)}^M - \bar{\lambda}_{jk(zp)}^M \right) \cdot e_k \right) \right]^2 \right\} \Big|_{\max} \leq [\Gamma]. \end{aligned} \quad (5.37)$$

де позначено

$$\lambda_{jk(zp)}^L = \frac{\Lambda_{jk(zp)}^L}{P_k}; \quad \lambda_{jk(zp)}^M = \frac{\Lambda_{jk(zp)}^M}{P_k}; \quad \bar{\lambda}_{jk(zp)}^L = \frac{\Lambda_{jk(zp)}^L}{M_k}; \quad \bar{\lambda}_{jk(zp)}^M = \frac{\Lambda_{jk(zp)}^M}{M_k}. \quad (5.38)$$

Застосовуючи коефіцієнт впливу циклічної повзучості (5.28) умова (5.37) може бути записана у такому вигляді :

$$\begin{aligned} \Gamma_{\max} = \arccos \left\{ 1 - \frac{1}{2 \cdot S_{ML}^2} \cdot \sum_{j=1}^3 \left[ \sum_{k=1}^3 P_k \left( k_{jk}^L \left( \lambda_{jk(0)}^L + \bar{\lambda}_{jk(0)}^L \cdot e_k \right) - \right. \right. \\ \left. \left. - k_{jk}^M \left( \lambda_{jk(0)}^M + \bar{\lambda}_{jk(0)}^M \cdot e_k \right) \right) \right]^2 \right\} \leq [\Gamma]. \end{aligned} \quad (5.39)$$

**Аналітичний опис кривих циклічної повзучості та узагальнені форми умов функціональної надійності.** Ряд експериментальних досліджень показав, що криву, яка з'єднує верхні точки діаграми циклічної повзучості (пунктир на рис. 5.6) можна з достатнім ступенем точності апроксимувати сумою експоненційних функцій. Як показали попередні розрахунки, число членів суми при цьому досить обмежити трьома, щоб похибка апроксимації не перевищувала інструментальну похибку.

Це фактично використання узагальненої моделі Кельвіна-Фойгхта шляхом формальної заміни часу дії сили на кількість циклів навантаження. Уявімо переміщення в формулі (5.15) таким чином:

$$\Lambda_{jk}^i(N) = \Lambda_{jk(0)}^i + \sum_{m=1}^n \Lambda_{jk(m)}^i \left[ 1 - \exp\left(-\frac{N}{N_m^i}\right) \right], \quad (5.40)$$

де  $\Lambda_{jk(0)}^i$  - переміщення, що можуть бути визначені при статичних навантаженнях;  $\Lambda_{jk(m)}^i, N_m^i$  - коефіцієнти, що можуть бути визначені за кривими циклічної повзучості;  $N$  – кількість циклів навантаження;  $m$  - порядковий номер експоненти;  $n$  - загальне число експонент.

При цьому має бути виконана умова

$$\sum_{m=1}^n \Lambda_{jk(m)}^i = \Lambda_{jk(zp)}^i. \quad (5.41)$$

Розділивши обидві частини (5.40) на  $P_k$ , одержимо для приведенного переміщення  $\lambda_{jk(N)}^i$

$$\lambda_{jk}^i(N) = \lambda_{jk(0)}^i + \sum_{m=1}^n \lambda_{jk(m)}^i \left[ 1 - \exp\left(-\frac{N}{N_m^i}\right) \right]. \quad (5.42)$$

Аналогічним чином для приведенного переміщення  $\bar{\lambda}_{jk}^i(N)$

$$\bar{\lambda}_{jk}^i(N) = \bar{\lambda}_{jk(0)}^i + \sum_{m=1}^n \bar{\lambda}_{jk(m)}^i \left[ 1 - \exp\left(-\frac{N}{\bar{N}_m^i}\right) \right]. \quad (5.43)$$

Підставивши (5.42) в (5.14), одержимо остаточну форму умови функціональної надійності із застосуванням критерію максимальних взаємних зміщень точок перелому при циклічних навантаженнях:

$$\Lambda_{\max}(N) = \sqrt{\sum_{j=1}^3 \left[ \sum_{k=1}^3 P_k \cdot \left( \left( \lambda_{jk(0)}^i + \sum_{m=1}^n \lambda_{jk(m)}^i \left[ 1 - \exp\left(-N / N_m^i\right) \right] \right) + \right. \right.} \quad (5.44)$$

$$\left. \left. + \left( \bar{\lambda}_{jk(0)}^i + \sum_{m=1}^n \bar{\lambda}_{jk(m)}^i \left[ 1 - \exp\left(-N / \bar{N}_m^i\right) \right] \right) \cdot e_k \right)^2 \right] \Big|_{\max} \leq [\Lambda].$$

Підставивши (5.43) в (5.29), одержимо остаточну форму критерію максимальних кутів взаємного повороту частин перелому при циклічних навантаженнях:

$$\begin{aligned} \Gamma_{\max}(N) = \arccos \left\{ 1 - \frac{1}{2 \cdot S_{ML}^2} \cdot \sum_{j=1}^3 \left[ \sum_{k=1}^3 P_k \cdot \left( \left( \lambda_{jk(0)}^L + \sum_{m=1}^n \lambda_{jk(m)}^L \cdot [1 - \exp(-N / N_m^L)] \right) - \right. \right. \right. \\ \left. \left. - \lambda_{jk(0)}^M - \sum_{m=1}^n \lambda_{jk(m)}^M \cdot [1 - \exp(-N / N_m^M)] \right) + \left( \bar{\lambda}_{jk(0)}^L + \sum_{m=1}^n \bar{\lambda}_{jk(m)}^L [1 - \exp(-N / \bar{N}_m^L)] - \right. \right. \\ \left. \left. - \bar{\lambda}_{jk(0)}^M - \sum_{m=1}^n \bar{\lambda}_{jk(m)}^M [1 - \exp(-N / \bar{N}_m^M)] \right) \right] \right\} \Big|_{\max} \leq [\Gamma]. \end{aligned} \quad (5.45)$$

### 5.3. Застосування критеріїв для оцінки надійності пластин для фіксації переломів великогомілкових кісток

Як приклад розглянемо застосування вищенаведених критеріїв для оцінки допустимих навантажень системи «великогомілкова кістка з переломом - фіксуєча пластина» [8].

Розглядалися такі точки перелому: точка М (медіальна, точка поблизу закріплення пластин, окрім пластини 1L) та точка L (латеральна, точка найбільш віддалена від пластин).

Вважатимемо, що зовнішні сили прикладені таким чином, що напрями проєкцій векторів переміщень точки L, які виникають за рахунок окремих сил та моментів сил, збігаються (найбільш небезпечний випадок).

Згідно з формулою (5.9) для точної оцінки функціональної надійності фіксації перелому і визначення допустимих навантажень потрібно знати 9 значень приведених переміщень  $\lambda_{jk}^i$  та 9 значень  $\bar{\lambda}_{jk}^i$ . З урахуванням переміщень, що виникають при тривалій дії навантажень (5.22), число компонентів приведених переміщень зростає до 36. Очевидно, що визначити всі компоненти, навіть використовуючи цифровий спосіб реєстрації переміщень [9], є досить складною задачею. Однак виявилось, що кількість приведених переміщень, які впливають на результати розрахунків, може бути значно меншою.

Зменшимо кількість приведених переміщень, що впливають на результати розрахунків, на прикладі систем остеосинтезу, в яких для фіксації переломів застосовують накісні пластини (підрозд. 3.1).

Приведені переміщення визначались за результатами експериментів для накісних медіальних пластин з кутовою стабільністю (надалі 2М), медіальних блокованих пластин (3М) та Х-подібних медіальних блокованих пластин для відкритої корекційної остеотомії (4М). Розглянуті пластини показали найкращі результати при випробуваннях при одноразових навантаженнях.

Найбільш небезпечною є область перелому, в якій під дією навантажень виникають максимальні взаємні переміщення суміжних точок. Очевидно (і це підтверджується експериментально), що в більшості випадків максимальні переміщення будуть виникати в точці перелому, що найбільш віддаленій від засобу фіксації (пластини або стержневого апарату зовнішньої фіксації). Тому, як точку «і» в розрахунках максимальних переміщень потрібно брати точку, найбільш віддалену від фіксатора (точка **L** на рис. 5.3).

Отже, надалі будемо мати на увазі саме ці точки, а переміщення назвами точок позначати не будемо, за виключенням випадків, коли це необхідно.

Аналізуючи експериментальний матеріал (підрозд. 3.1) можна зробити висновок, що переважний внесок у головний вектор переміщень вносять компоненти  $\Lambda_{x1}^i$ ,  $\Lambda_{x2}^i$ ,  $\Lambda_{z1}^i$ ,  $\Lambda_{z2}^i$ , і  $\Lambda_{y3}^i$ .

Перші чотири компоненти - це поздовжні (уздовж осі X), та поперечні (уздовж осі Z) переміщення за рахунок двох сил  $P_1$  і  $P_2$ . П'ята компонента - це переміщення в площині, перпендикулярній до поздовжньої осі кістки, за рахунок моменту кручення  $M_3$ .

### ***Визначення приведених переміщень точок перелому.***

В табл. 5.1 приведено результати експериментів, проведених з системами «великогомілкова кістка з модельованим переломом - фіксуєча пластина» при навантаженні силами  $P_1$ ,  $P_2$  та  $P_3$  (підрозд. 3.1).

Таблиця 5.1

Геометричні характеристики, переміщення та кути повороту систем «великогомілкова кістка з переломом - фіксуєча пластина» під дією зовнішніх навантажень

Плас- тина	Стиск силою $P_1$				Згин силою $P_2$			Кручення силою $P_3$			
	$e_1$	$\Lambda_{x1}^L / P_1$	$\Lambda_{x1}^M / P_1$	$\Lambda_{z1}^M / P_1$	$e_2$	$\Lambda_{x2}^L / P_2$	$\Lambda_{z2}^L / P_2$	$e_3$	$S_{ML}$	$M_3$	$\Gamma_{YZ(3)}$
	мм	$\times 10^3$ , мм / Н			мм	$\times 10^3$ , мм / Н		мм		Н · мм	градус
<b>1L</b>	25.3	19.36	5.40	1.25	18.3	9.90	33.0	63.2	29.6	632	1.346
<b>1M</b>	15.0	5.94	2.12	0.87	21.6	5.62	6.60	46.1	39.5	461	0.668
<b>2M</b>	11.0	8.07	3.03	1.16	21.5	9.90	4.40	59.5	34.8	595	0.688
<b>3M</b>	17.5	12.25	4.75	2.36	20.6	8.80	3.42	56.9	31.6	569	1.252
<b>4M</b>	21.1	4.88	4.88	0.50	35.8	6.78	3.62	51.5	38.1	515	0.247

Таблиця 5.2

Приведені переміщення точки перелому  $L$ , найбільше віддаленій від місця закріплення пластиною

Плас- тина	$\lambda_{x1}^L$	$\bar{\lambda}_{x1}^L$	$\bar{\lambda}_{z1}^L$	$\lambda_{z2}^L$	$\bar{\lambda}_{x2}^L$	$\bar{\lambda}_{z2}^L$	$\bar{\lambda}_{y3}^L$
	$\times 10^3$ , мм / Н	$\times 10^3$ , мм / (Н·мм)		$\times 10^3$ , мм / Н	$\times 10^3$ , мм / (Н·мм)		
<b>1L</b>	5.40	0.552	0.049	32.1	0.541	0.049	1.100
<b>1M</b>	2.12	0.255	0.058	5.35	0.260	0.058	0.999
<b>2M</b>	3.03	0.458	0.105	2.13	0.460	0.105	0.702
<b>3M</b>	4.75	0.429	0.134	0.64	0.427	0.134	1.213
<b>4M</b>	0.80	0.193	0.023	2.77	0.189	0.023	0.319

Приводимо аналіз результатів дії цих сил окремо та способи розрахунків приведених переміщень за результатами вимірювань абсолютних переміщень різних точок перелому.

**Приведені переміщення точок  $M$  та  $L$  у напрямі  $X$  під дією сили  $P_1$ .** Переміщення  $\Lambda_{x1}^M$  є результатом дії поздовжньої сили  $P_1$ , яка викликає зсув частини перелому вздовж осі  $X$ , незалежно від згинального моменту  $M_1 = P_1 \cdot e_1$  (рис. 5.7а). Це переміщення дорівнює переміщенню  $\Lambda_{x1}^L$  точки  $L$  без врахування моменту  $M_1$  (паралельне переміщення відрізка  $ML$  без врахування повороту в площині  $XZ$ ). Отже,

$$\lambda_{x1}^L = \lambda_{x1}^M = \frac{\Lambda_{x1}^M}{P_1}. \quad (5.46)$$

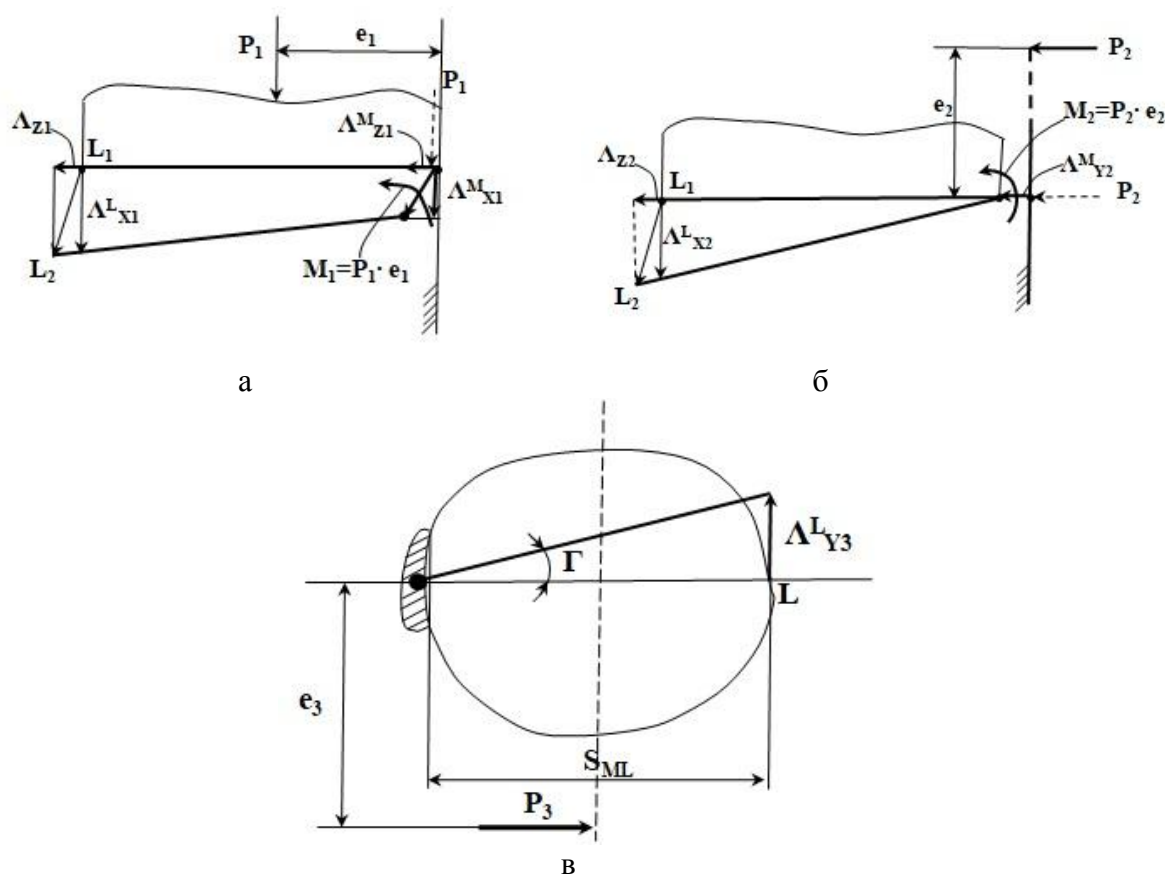


Рис. 5.7 – Переміщення, що виникають у переломі за рахунок стиску (а), згину (б) та кручення (в)

**Приведене переміщення точки  $L$  у напрямі  $X$  під дією моменту  $M_1$ .** Це переміщення дорівнює  $\Lambda_{x1}^L - \Lambda_{x1}^M$ , а відповідне приведенне переміщення

$$\bar{\lambda}_{x1}^L = \frac{\Lambda_{x1}^L - \Lambda_{x1}^M}{P_1 \cdot e_1} . \quad (5.47)$$

**Приведені переміщення точок  $L$  та  $M$  у напрямі  $Z$  під дією моменту  $M_1$ .** Оскільки при дії тільки сили  $P_1$  поперечна сила в напрямі  $Z$  відсутня, переміщення  $\Lambda_{z1}^L$  точки  $L$  у напрямі  $Z$  викликане тільки дією моменту  $M_1$ . При малих кутах повороту переміщення  $\Lambda_{z1}^L = \Lambda_{z1}^M$ , а відповідне приведенне переміщення

$$\bar{\lambda}_{z1}^L = \frac{\Lambda_{z1}^L}{P_1 \cdot e_1} = \frac{\Lambda_{z1}^M}{P_1 \cdot e_1} . \quad (5.48)$$

**Переміщення точки  $L$  напрямі  $Y$  під дією сили  $P_1$ .** Як показує аналіз переміщень точок перелому, переміщення  $\Lambda_{y1}^L$ ,  $\Lambda_{z1}^L$  за рахунок сили  $P_1$  нехтовно малі, а це означає, що величини  $\lambda_{y1}^L$  та  $\lambda_{z1}^L$  близькі до нуля. Відсутність суттєвих переміщень точок перелому у напрямі  $Y$  дає підставу нехтувати приведеним переміщенням  $\bar{\lambda}_{y1}^L$ .

**Переміщення точки  $L$  напрямі  $Z$  під дією сили  $P_2$ .** Припустимо, що в першому стані (рис. 5.7а) діє тільки сила  $P_1$ . В цьому стані поперечна сила у напрямі  $Z$  відсутня і переміщення у цьому напрямі викликане лише згинальним моментом  $M_1 = P_1 \cdot e_1$ :

$$\Lambda_{z1}^L = \bar{\lambda}_{z1}^L \cdot M_1 = \bar{\lambda}_{z1}^L \cdot P_1 \cdot e_1 . \quad (5.49)$$

Нехай в другому стані (рис. 5.7б) діє тільки сила  $P_2$ . В цьому стані переміщення у напрямі  $Z$  викликане самою поперечною силою  $P_2$  та згинальним моментом  $M_2 = P_2 \cdot e_2$ :

$$\Lambda_{z2}^L = \lambda_{z2}^L \cdot P_2 + \bar{\lambda}_{z2}^L \cdot M_2 = \lambda_{z2}^L \cdot P_2 + \bar{\lambda}_{z2}^L \cdot P_2 \cdot e_2 . \quad (5.50)$$



Переміщення від згинальних моментів не залежать від способу прикладання цих моментів, тобто

$$\bar{\lambda}_{z1}^L = \bar{\lambda}_{z2}^L . \quad (5.51)$$

З (5.49) з урахуванням (5.51)

$$\bar{\lambda}_{z2}^L = \frac{\Lambda_{z1}^L}{P_1 \cdot e_1} . \quad (5.52)$$

Підставляючи (5.52) в (5.50), одержуємо:

$$\lambda_{z2}^L = \frac{\Lambda_{z2}^L}{P_2} - \frac{\Lambda_{z1}^L \cdot e_2}{P_1 \cdot e_1} . \quad (5.53)$$

Значення відношення  $\Lambda_{z2}^L / P_2$  та  $\Lambda_{z1}^L / P_1$  надані в табл. 5.1.

**Переміщення точки L напрямі X під дією сили  $P_2$ .** Сила  $P_2$  зсуву у напрямі X не викликає і  $\Lambda_{x2}^M = 0$ . Отже, переміщення  $\Lambda_{x2}^L$  викликається тільки моментом  $M_2 = P_2 \cdot e_2$  (рис. 5.7б). У цьому випадку приведені переміщення

$$\bar{\lambda}_{x2}^L = \frac{\Lambda_{x2}^L}{P_2 \cdot e_2} . \quad (5.54)$$

Зауважимо, що  $\bar{\lambda}_{x1}^L \approx \bar{\lambda}_{x2}^L$  (табл. 5.2). Відхилення лежать в межах від 0.44 % (пластина 2М) до 2.07 % (пластина 4М), що відповідає похибці вимірювання.

**Переміщення точки L напрямі Y під дією сили  $P_3$ .** З рис. 5.7в видно, що  $tg\Gamma = \Lambda_{y3}^L / S_{ML}$ . Таким чином, якщо

$$\bar{\lambda}_{y3}^L = \frac{\Lambda_{y3}^L}{P_3 \cdot e_3} , \quad (5.55)$$

то в кінцевому вигляді

$$\bar{\lambda}_{y3}^L = tg\Gamma \cdot \frac{S_{ML}}{P_3 \cdot e_3} . \quad (5.56)$$

Результати розрахунків за формулами (5.46) - (5.48), (5.51), (5.53), (5.54) та (5.56) із застосуванням даних табл. 5.1 розміщені у табл. 5.2.

**Переміщення точки  $M$  у напрямі  $X$  під дією сили  $P_1$ .** Приведене переміщення  $\lambda_{x1}^M$ , яке збігається за величиною з  $\lambda_{x1}^L$ , знаходиться за формулою (5.46).

**Переміщення точки  $M$  у напрямі  $Z$  під дією згинальних моментів.** Переміщення точки  $M$  за рахунок згинального моменту не залежить від способу прикладання цього моменту (тобто від напрямку навантаження, що викликає цей момент), а переміщення точок  $L$  та  $M$  у поперечному напрямі однакові. Тому

$$\bar{\lambda}_{z1}^M = \bar{\lambda}_{z2}^M = \bar{\lambda}_{z1}^L = \bar{\lambda}_{z2}^L. \quad (5.57)$$

**Переміщення точки  $M$  у напрямі  $Z$  під дією сили  $P_2$ .** Розрахунок приведених переміщень  $\lambda_{z2}^M$  проводимо таким же чином, як і  $\lambda_{z2}^L$  (5.53):

$$\lambda_{z2}^M = \frac{\Lambda_{z2}^M}{P_2} - \frac{\Lambda_{z1}^M \cdot e_2}{P_1 \cdot e_1}. \quad (5.58)$$

Відношення  $\Lambda_{z2}^M / P_2 = \Lambda_{z2}^L / P_2$  та  $\Lambda_{z1}^M / P_1$  знаходяться в табл. 5.1.

**Переміщення точки  $M$  під дією сили  $P_3$ .** Центр обертання перелому при дії сили  $P_3$  (рис. 5.7в) збігається з місцем закріплення перелому пластиною, тому абсолютні та приведені переміщення точки  $M$  за рахунок дії цієї сили нехтовно малі, що підтверджується експериментами при крученні.

Приведені переміщень точки  $M$ , розраховані за формулами (5.46), (5.57), (5.58), розміщені в табл. 5.3.

Таблиця 5.3

Приведені переміщення точки перелому  $M$ , наближеній до місця закріплення пластиною

Пластина	$\lambda_{x1}^M$	$\bar{\lambda}_{z1}^M$	$\lambda_{z2}^M$	$\bar{\lambda}_{z2}^M$
	$\times 10^3, \text{ мм / Н}$	$\times 10^3, \text{ мм / (Н·мм)}$	$\times 10^3, \text{ мм / Н}$	$\times 10^3, \text{ мм / (Н·мм)}$
<b>1L</b>	5.40	0.049	32.1	0.049
<b>1M</b>	2.12	0.058	5.35	0.058
<b>2M</b>	3.03	0.105	2.13	0.105
<b>3M</b>	4.75	0.134	0.64	0.134
<b>4M</b>	0.80	0.023	2.77	0.023

### **Матричне представлення приведених переміщень точок $L$ та $M$**

Приведені переміщення зручно представити у вигляді матриць (5.59)-(5.62). Нехтовно малі величини в цих матрицях позначені нулями.

$$\begin{pmatrix} \lambda_{x1}^L & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_{z2}^L \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix}; \begin{pmatrix} \bar{\lambda}_{x1}^L & 0 & \bar{\lambda}_{z1}^L \\ \bar{\lambda}_{x2}^L & 0 & \bar{\lambda}_{z2}^L \\ 0 & \bar{\lambda}_{y3}^L & 0 \end{pmatrix}; \begin{pmatrix} \lambda_{x1}^M & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_{z2}^M \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix}; \begin{pmatrix} 0 & 0 & \bar{\lambda}_{z1}^M \\ 0 & 0 & \bar{\lambda}_{z2}^M \\ 0 & 0 & 0 \end{pmatrix}. \quad (5.59) - (5.62)$$

**Умови жорсткості систем «ВГК з переломом - пластина» при одноразових навантаженнях.** Враховуючі тільки ті приведені переміщення  $\lambda_{jk}^i$ ,  $\bar{\lambda}_{jk}^i$ , що у матрицях (5.59) - (5.62) відмінні від нуля, умови функціональної надійності (5.9), (5.17) при одноразових навантаженнях суттєво спрощуються:

$$\Lambda_{\max} = \sqrt{\left[ P_1 \left( \lambda_{x1}^L + \bar{\lambda}_{x1}^L \cdot e_1 \right) + P_2 \cdot \bar{\lambda}_{x2}^L \cdot e_2 \right]^2 + \left[ P_3 \left( \bar{\lambda}_{y3}^L \cdot e_3 \right) \right]^2} + \sqrt{\left[ P_1 \left( \bar{\lambda}_{z1}^L \cdot e_1 \right) + P_2 \cdot \left( \lambda_{z2}^L + \bar{\lambda}_{z2}^L \cdot e_2 \right) \right]^2} \leq [\Lambda]; \quad (5.63)$$

$$\Gamma_{\max} = \arccos \left\{ 1 - \frac{1}{2 \cdot S_{ML}^2} \left[ \left( P_1 \cdot \bar{\lambda}_{x1}^L \cdot e_1 + P_2 \cdot \bar{\lambda}_{x2}^L \cdot e_2 \right)^2 + \left( P_3 \cdot \bar{\lambda}_{y3}^L \cdot e_3 \right)^2 \right] \right\} \Big|_{\max} \leq [\Gamma]. \quad (5.64)$$

**Умови жорсткості систем «ВГК з переломом - пластина» при циклічних навантаженнях** (5.27), (5.39) приведемо до вигляду (5.22), (5.37) без врахування нехтовно малих приведених переміщень у матрицях (5.59) - (5.62). Зазначимо, що переміщення зазначених точок у відповідних напрямках за рахунок повзучості теж близькі до нуля (знаходяться на рівні інструментальної похибки).

Для врахування впливу циклічних навантажень використовуємо дані експериментів, що наведені в розділі 3.1. Припускаємо, що співвідношення між проекціями  $\Lambda_{jk(zp)}^L$  та  $\Lambda_{jk(0)}^L$  у коефіцієнті (5.28) мало залежать від напрямку осі координат і залежать тільки від напрямку приведеної сили.

В цьому випадку повні переміщення, що виникають за рахунок сили  $P_k$ , можна розрахувати шляхом введення у (5.28) однакових коефіцієнтів:

$$k_{xk}^L = k_{yk}^L = k_{zk}^L = k_k^L = 1 + \frac{\Lambda_{k(zp)}^i}{\Lambda_{k(0)}^i}. \quad (5.65)$$

Похибка, що може виникнути за рахунок цього припущення, не буде істотною, оскільки значення коефіцієнтів  $k_k^i$  знаходяться в достатньо вузьких діапазонах: 1.28...1.31 для пластини 2М; 1.21...1.25 для пластини 3М та 1.29...1.32 для пластини 4М (табл. 5.4)

Слід зауважити, що більша величина  $k_k^i$  для пластини 4М не свідчить про високий рівень повзучості цієї системи, в цій системі деформації циклічної повзучості найменші (розділ 3.15, табл. 22).

З врахуванням таких припущень умова жорсткості (5.27) як узагальнення умови (5.63) на випадок циклічної повзучості для ВГК з пластинами буде мати вигляд:

$$\Lambda_{\max} = \sqrt{\left[ P_1 \cdot k_1^L \left( \lambda_{x1}^L + \bar{\lambda}_{x1}^L \cdot e_1 \right) + P_2 \cdot k_2^L \cdot \bar{\lambda}_{x2}^L \cdot e_2 \right]^2 + \left[ P_3 \cdot k_3^L \cdot \bar{\lambda}_{y3}^L \cdot e_3 \right]^2 + \left[ P_1 \cdot k_1^L \cdot \bar{\lambda}_{z1}^L \cdot e_1 + P_2 \cdot k_2^L \left( \lambda_{z2}^L + \bar{\lambda}_{z2}^L \cdot e_2 \right) \right]^2} \Big|_{\max} \leq [\Lambda]. \quad (5.66)$$

Аналогічно, з врахуванням, що  $\lambda_{x1}^L = \lambda_{x1}^M$ ;  $\bar{\lambda}_{z1}^L = \bar{\lambda}_{z2}^M$ ,  $\lambda_{z2}^L = \lambda_{z2}^M$ ,  $\bar{\lambda}_{z2}^L = \bar{\lambda}_{z2}^M$ , умова (5.37) та узагальнена умова (5.64) на випадок циклічної повзучості для ВГК з пластинами будуть мати вигляд:

$$\Gamma_{\max} = \arccos \left\{ 1 - \frac{1}{2 \cdot S_{ML}^2} \left[ \left( P_1 \cdot k_1^L \cdot \bar{\lambda}_{x1}^L \cdot e_1 + P_2 \cdot k_2^L \cdot \bar{\lambda}_{x2}^L \cdot e_2 \right)^2 + \left( P_3 \cdot k_3^L \cdot \bar{\lambda}_{y3}^L \cdot e_3 \right)^2 \right] \right\} \leq [\Gamma]. \quad (5.67)$$

Таблиця 5.4

Значення коефіцієнтів  $k_{jk}^i$ ,  $N_m^j$  та  $\bar{N}_{m,m}^j$  умов функціональної надійності (5.66) та (5.67)

Характеристика	Пластины		
	2М	3М	4М
Стиск: $k_{j1}^i$	1.29	1.21	1.31
Згин: $k_{j2}^i$	1.28	1.25	1.29
Кручення: $k_{j3}^i$	1.31	1.21	1.32
Коефіцієнти $N_1$ та $\bar{N}_1$	7	7	12
Коефіцієнти $N_2$ та $\bar{N}_2$	28	28	28

Коефіцієнти $N_3$ та $\bar{N}_3$	70	70	87
----------------------------------	----	----	----

Використовуючи критерій максимального лінійного переміщення, записаний у формі (5.9), та значення приведених переміщень, що наведені в табл. 5.2 та 5.3, були розраховані величини допустимих навантажень  $P_{1(\text{доп})}$ ,  $P_{2(\text{доп})}$  та  $P_{3(\text{доп})}$  при їх одночасній дії. Результати розрахунків наведені в табл. 5.5. За допустиме взаємне переміщення точок перелому приймали  $[\Delta] = 1$  мм.

За допомогою критерію максимального взаємного кута повороту частин перелому, записаному у формі (5.13), та значень приведених переміщень, що наведені в табл. 5.2 та 5.3, розраховано величини допустимих навантажень  $P_{1(\text{доп})}$ ,  $P_{2(\text{доп})}$  та  $P_{3(\text{доп})}$  при їх одночасній дії. Допустимі навантаження, розраховані за зазначеною умовою при  $[\Gamma] = 3^\circ$  мали суттєво більші значення, ніж ті, що наведені в табл. 5.5. Тому як допустимі були вибрані значення навантажень, розраховані через допустимі лінійні переміщення за умовою (5.9).

Таблиця 5.5

Допустимі навантаження  $P_{1(\text{доп})}$ ,  $P_{2(\text{доп})}$  та  $P_{3(\text{доп})}$  (Н), що не призводять до взаємних переміщень точок перелому, більших, ніж 1 мм при фіксації перелому різними типами пластин

Пластина 2М			Пластина 3М			Пластина 4М		
$P_{1(\text{доп})}$	$P_{2(\text{доп})}$	$P_{3(\text{доп})}$	$P_{1(\text{доп})}$	$P_{2(\text{доп})}$	$P_{3(\text{доп})}$	$P_{1(\text{доп})}$	$P_{2(\text{доп})}$	$P_{3(\text{доп})}$
0	0	9.50	0	0	5.49	0	0	20.89
	40.0	8.56		40.0	5.09		40.0	19.90
	80.0	4.75		80.0	3.61		100.0	13.44
	92.4	0		105.9	0		130.2	0
60	0	8.28	40	0	4.76	60	0	19.98
	20.0	6.79		20.0	4.00		30.0	17.94
	40.0	3.88		40.0	2.68		60.0	14.07
	48.1	0		53.5	0		94.2	0
80	0	7.20	60	0	3.64	100	0	18.23
	10.0	6.21		10.0	2.97		20.0	16.16
	20.0	4.81		20.0	1.95		40.0	13.03
	33.0	0		27.0	0		69.1	0
122.6	0	0	80.1	0	0	203.7	0	0

**Примітка:** Розрахунки допустимих навантажень проведені за умови, що сила  $P_3$  діє на відстані  $e_3 = 150$  мм від поздовжньої осі ВГК (бокове навантаження на дистальну область 1-й плюсневої кістки).

Для наочності дані, що наведені в табл. 5.5 представлені у вигляді тривимірних діаграм (граничних областей), які обмежують області допустимих навантажень

(рис. 5.8). Будь-яка точка, що знаходиться під кожною з поверхонь відповідає трьом значенням навантажень  $P_1$ ,  $P_2$  та  $P_3$ , спільна дія яких не приводить до виникнення переміщень та кутів повороту частин перелому, більших від допустимих:  $\Delta < 1\text{ мм}$  та  $[\Gamma] < 3^\circ$ .

Якщо точка належить поверхні, то таке поєднання  $P_1$ ,  $P_2$  та  $P_3$  викликає переміщення  $\Delta = 1\text{ мм}$ . У випадку, коли точка знаходиться за межами граничної поверхні, то таке поєднання навантажень є небезпечним, при цьому переміщення віддаленої від пластини точки перелому  $\Delta > 1\text{ мм}$ .

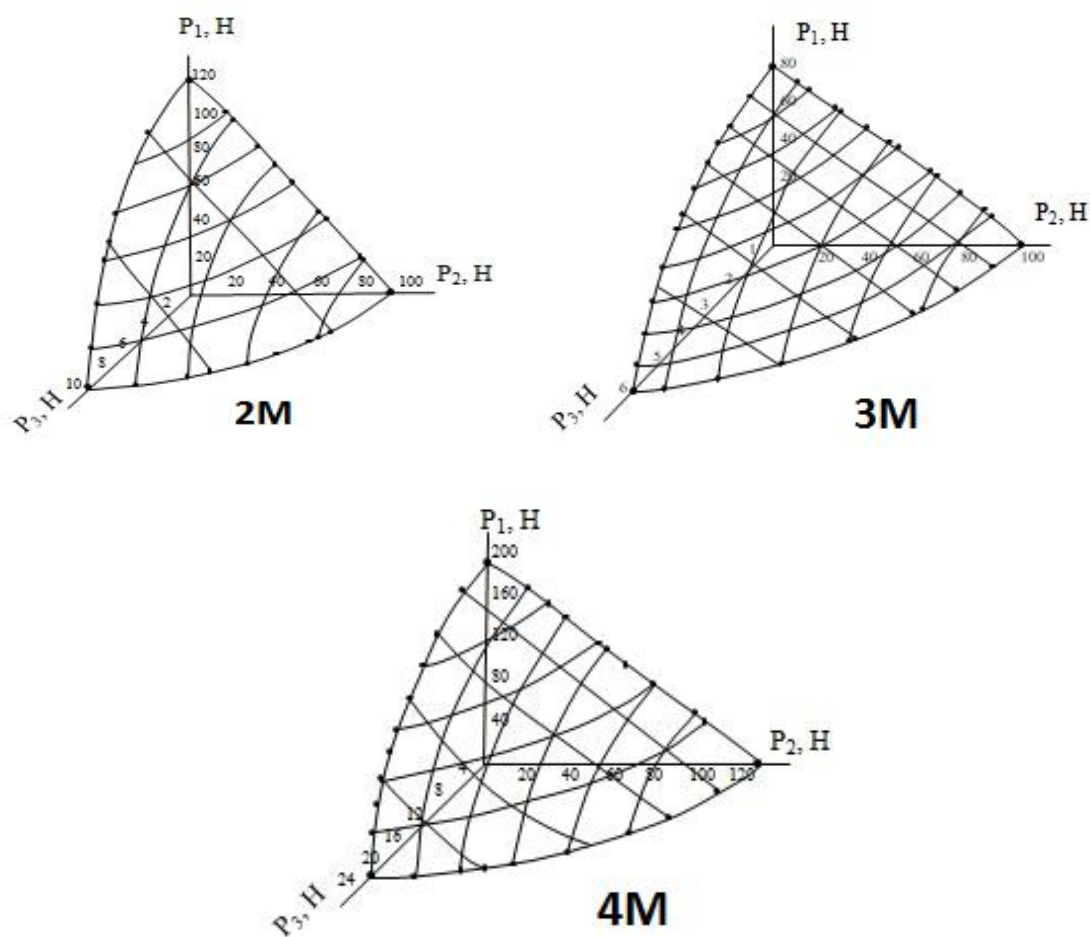


Рис. 5.8 – Области допустимих навантажень  $P_{1(\text{дон})}$ ,  $P_{2(\text{дон})}$  та  $P_{3(\text{дон})}$ , що не приводять до виникнення фізіологічно небезпечних переміщень більших, ніж  $[\Delta] = 1\text{ мм}$

Слід відмітити, що приведені деформації (табл. 5.2 та 5.3) були визначені експериментально на натурних зразках кістки з модельованими переломами з діастазами (відстанями між краями перелому) не заповненими кістковим регенератом.

Цей стан перелому відповідає лише початковим стадіям зрощування, коли регенерат відсутній або його механічні властивості не впливають на деформації (зміщення) точок перелому під дією фізіологічних навантажень.

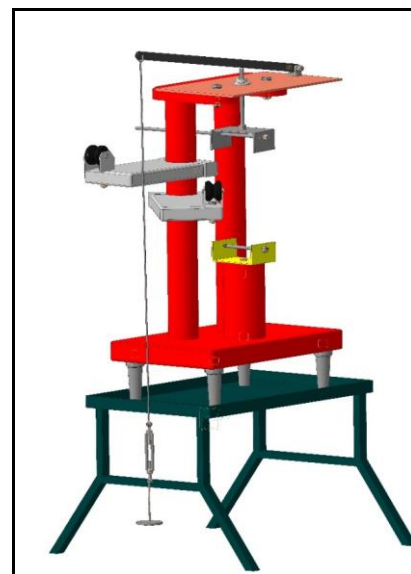
Отже, значення допустимих навантажень (табл. 5.5), розраховані з використанням цих приведених деформацій, також відповідають лише початковому стану кісткового регенерату. Для визначення допустимих навантажень для пізніших стадій зрощування переломів необхідно знати кінетику зміни деформаційних властивостей кісткової тканини в області перелому у процесі її регенерації.

#### 5.4. Визначення просторових переміщень в переломах при сумісній дії стиску, згину та кручення

**Блочно-важільний пристрій для складного навантаження кісток з переломами та засобами фіксації.** Для експериментального вивчення просторових переміщень точок перелому і взаємних кутів повороту розроблено і створено пристрій, що дозволяє відтворювати одночасну дію на систему «кістка з переломом - засіб фіксації» стискаючих, згинальних і ротаційних навантажень. Загальний вигляд пристрою представлений на рис. 5.9а, а на рис. 5.9б представлена його комп'ютерна модель.



а



б

Рис. 5.9 – Пристрій для складного навантаження системи «кістка з переломом - фіксуюча пластина» (а) та його комп'ютерна модель (б)

Пристрій призначений для прикладання статичних та циклічних навантажень при випробуваннях засобів ОС при одночасної дії стиску, згину та кручення. У процесі навантаження у кожний момент часу є можливість цифрового фотографування області перелому та подальше визначення переміщень (взаємних зміщень) точок протилежних частин перелому (р. 2.4).

**Принцип роботи пристрою.** Експериментальний пристрій включає такі основні вузли (рис. 5.10): система закріплення кістки з модельованим переломом та засобом фіксації; вузол для навантаження кістки при стисканні; вузол для навантаження кістки шляхом згинання; вузол для прикладання до кістки ротаційного навантаження; важільна система для прикладання циклічного навантаження.

На рис. 5.10 позначено: 1 - станина; 2 - опорні колони; 3 - нижня опора; 4 – нижній затискувач; 5 - кістка; 6 - верхній затискувач; 7 - вилка - шарнір; 8 - важіль; 9 - навантажувальний стержень; 10 - кулька; 11 - вісі; 12 - шнури; 13 - трос; 14 - підставки для блоків; 15 – змінні блоки; 16 - гак; 17 - талреп; 18 - вантаж для створення згину; 19 - вантаж для створення кручення; 20 - вантаж для створення стиску; 21 – блок навантаження

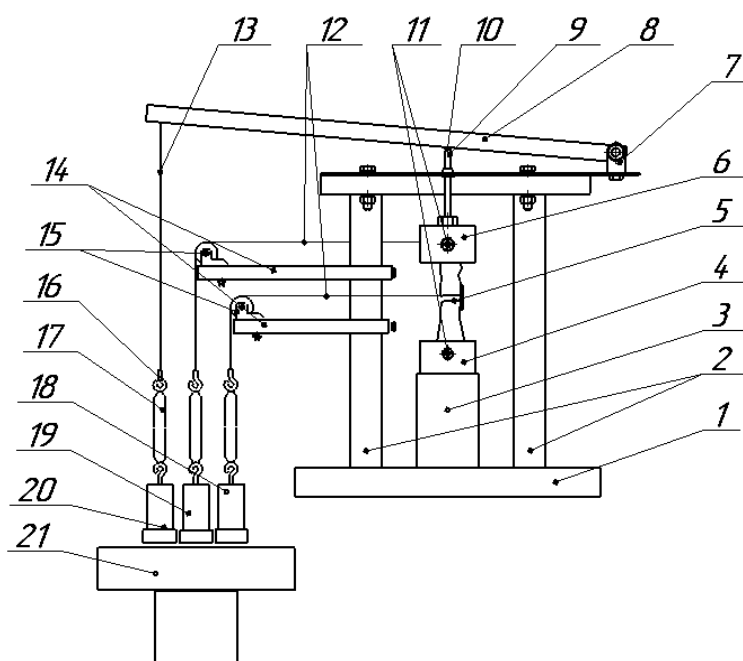


Рис. 5.10 – Схема випробувального пристрою для дослідження систем остеосинтезу при складному навантаженні: а - основна частина установки; б - допоміжний важільний пристрій для керування навантаженням



Окремі вузли пристрою зображені на рис. 5.11.

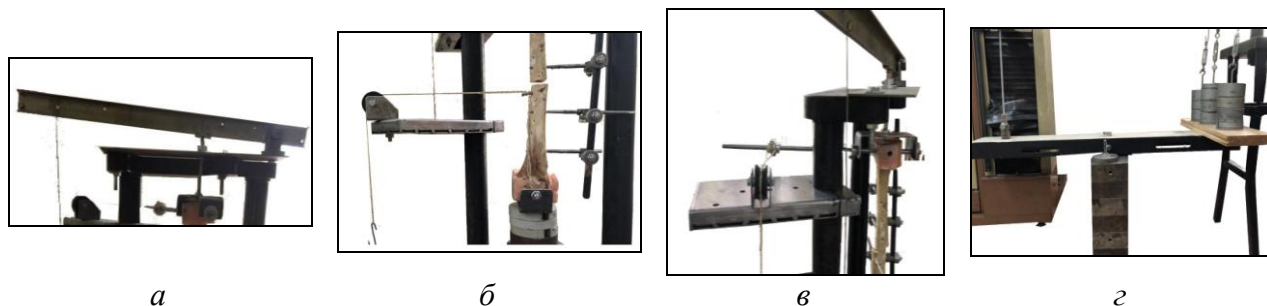


Рис. 5.11 – Вузли для навантаження кістки при стиску (а), згині (б) та крученні (в); допоміжна важільна система для керування навантаженням (г)

**Навантаження вздовж поздовжньої осі кістки.** Осьове навантаження створює вантаж 20 (рис. 5.10, 5.11а). Це навантаження передається через талреп 17 і гнучкий трос 13 на важіль 8. Останній навантажує стержень 9, жорстко з'єднаний з рухомим верхнім затискувачем 6. Верхній затискувач здійснює осьове стискаюче навантаження на кістку 5. Нижній затискувач 4 жорстко з'єднаний з нижньою опорою 3, яка регулює положення кістки, та із станиною 1.

**Навантаження перпендикулярно поздовжньої осі кістки.** Згинальне навантаження створюється другим вантажем 18 (рис. 5.10, 5.11б) через гнучкий трос 12, перекинутий через блок 15. Шнур 12 приєднаний до кістки 5 та створює згинальний момент.

**Навантаження моментом кручення у поперечній площині кістки.** Момент кручення створюється вантажем 19 (рис. 5.10, 5.11в), з'єднаним з гнучким тросом 12, який через другий блок 15 передає зусилля на стержень, закріплений у верхньому рухомому затискувачі 6 перпендикулярно до поздовжньої осі кістки.

**Керування навантаженням.** Для підйому і опускання трьох вантажів 18, 19, 20 та здійснення одноразових або циклічних навантажень використано універсальну випробувальну машину TIRA-test. Для цього застосований важіль, приєднаний до рухомої траверси випробувальної машини (рис. 5.11г). До правого краю важеля прикріплений пластина, яка здійснює підйом і опускання вантажів. Режими циклічного навантаження (число циклів, швидкість та частота навантаження, інші характеристики циклу) задаються керуючим блоком випробувальної машини.

**Можливості пристрою:** прикладення компресійних навантажень в діапазоні від 10 до 800 Н; прикладення згинальних навантажень в діапазоні від 10 до 200 Н; прикладення ротаційних моментів сил в діапазоні від 2 до 20 Н·м; прикладення циклічних навантажень у зазначених діапазонах з періодичністю 1-5 с; визначення лінійних зміщень частин переломів у різних напрямках у процесі навантаження з точністю до  $\pm 0.02$  мм; визначення кутів повороту частин переломів у різних площинах з точністю до  $\pm 0.1$  градуса; визначення незворотних зміщень частин переломів під дією статичних та циклічних навантажень.

Контрольних випробування проводили із застосуванням великогомілкової кістки з модельованим переломом, що був фіксований медіальною блокованою прямою пластиною (надалі пластина «ЗМ»). Детальний опис способу виготовлення зразків та підготовки до випробувань надані в р. 3.1.2.

На рис. 5.12, 5.13 приведені фотографії закріплених зразків та напрями дії сил та моментів при просторовому навантаженні. Узагальнені дані про геометричні характеристики зразків та навантаження надані в табл. 5.6.

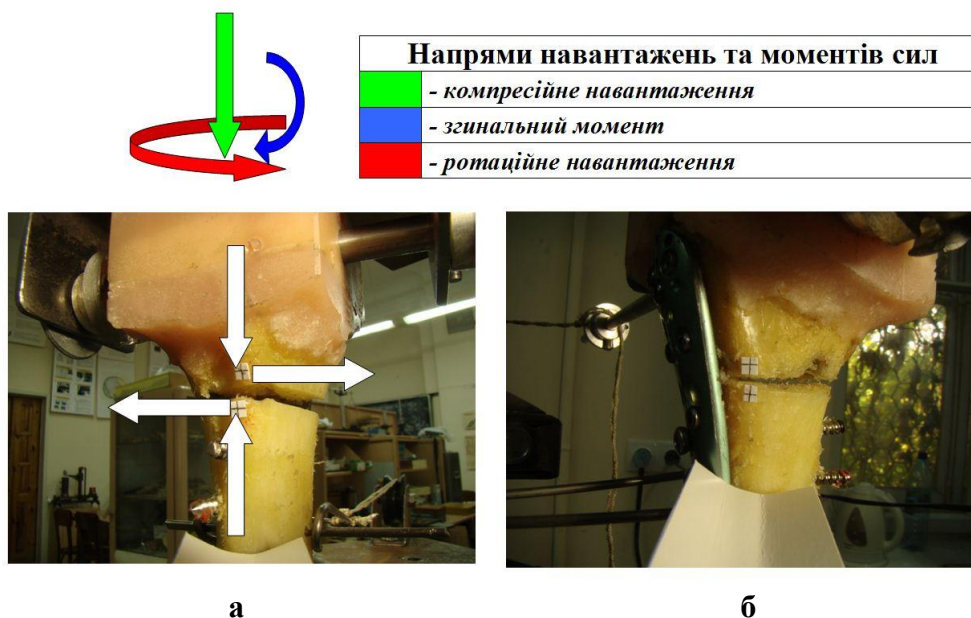


Рис. 5.12 – Приклад застосування установки: великогомілкова кістка з переломом, закріпленим пластиною, латеральна частина (а), медіальна частина (б)

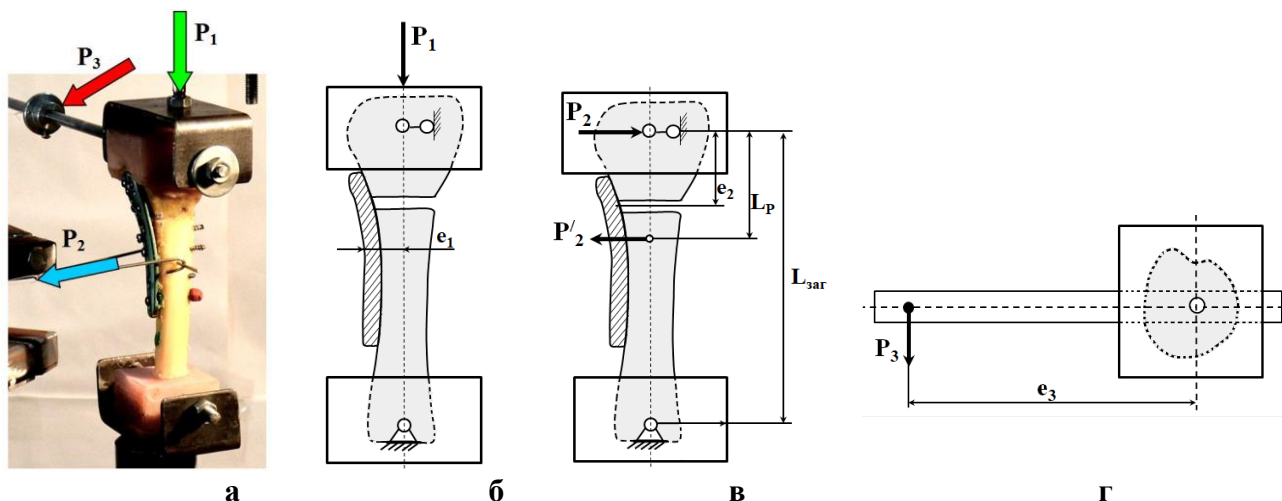


Рис. 5.13 – Напрями навантажень на кістку при їх сумісній дії (а) та окремі навантаження при стиску (б), згині (в) та крученні (г)

Таблиця 5.6

Навантаження та геометричні характеристики зразків ВГК з переломом, фіксованим пластиною 3М, підданих сумісному навантаженню стиском, згином та крученням

Характеристика		Значення
Осьове навантаження (стиск)	$P_1$	147.1 Н
Поперечне навантаження (згин)	$P'_2$	49.1 Н
Поперечна сила (реакція в верхній опорі)	$P_2$	28.5 Н
Ротаційне навантаження	$P_3$	5.88 Н
Відстані від лінії дії сили до місця закріплення перелому	$e_1$	17.5 ( $\pm 0.5$ ) мм
	$e_2$	32.0 ( $\pm 0.8$ ) мм
	$e_3$	215 ( $\pm 1.5$ ) мм
Відстань між опорами (згин)	$L_{\text{заг}}$	146 ( $\pm 0.5$ ) мм
Відстань від верхньої опори до точки прикладання сили	$L_p$	61.2 ( $\pm 0.5$ ) мм
Розмір перелому (відстань між медіальною точкою М та латеральною точкою L)	$S_{ML}$	29.0 ( $\pm 0.5$ ) мм

### **Результати експериментального визначення переміщень.**

Після прикладання навантажень  $P_1$ ,  $P_2$  та  $P_3$  за допомогою цифрової фотозйомки виміряні переміщення точок перелому на максимальному віддалені від пластини (точка **L**) та поблизу пластини (точка **M**). Результати вимірювань наведено в табл. 5.7. (спосіб I). Індексом X, Y, Z позначено проекції повних переміщень на відповідні осі (X - поздовжня вісь кістки, Y - вісь, перпендикулярна напрямку X та паралельна площині пластини, Z - вісь, перпендикулярна осям X та Y)

Таблиця 5.7

Переміщення точок перелому L (віддалена від пластини) та M (поблизу пластини) для фіксації перелому пластиною «3М»

Точка та напрям переміщення		Спосіб I	Спосіб II	Відносна різниця $\Delta$ , %
Найвіддаленіша від пластини латеральна точка L	$\Lambda^L_x$ , мм	2.09	2.20	5.00
	$\Lambda^L_y$ , мм	1.48	1.53	3.26
	$\Lambda^L_z$ , мм	0.46	0.49	6.12
Повне переміщення точки $\Lambda^L$ , мм		2.60	2.72	4.41
Поблизу пластини, медіальна точка M	$\Lambda^M_x$ , мм	0.67	0.70	4.29
	$\Lambda^M_y$ , мм	0	0	---
	$\Lambda^M_z$ , мм	0.46	0.49	6.12
Повне переміщення точки $\Lambda^M$ , мм		0.80	0.85	5.88
Кут повороту частин перелому $\Gamma$ , °		4.05	4.23	4.25

Примітка: спосіб I - дані безпосереднього вимірювання переміщень при сумісній дії сил  $P_1$ ,  $P_2$  та  $P_3$ ; спосіб II - результати розрахунків з застосуванням даних, одержаних при простих навантаженнях

В цій же таблиці надані повні взаємні переміщення двох точок перелому як геометричні суми трьох компонент

$$\Lambda^L = \sqrt{(\Lambda_x^L)^2 + (\Lambda_y^L)^2 + (\Lambda_z^L)^2}; \quad (5.68)$$

$$\Lambda^M = \sqrt{(\Lambda_x^M)^2 + (\Lambda_y^M)^2 + (\Lambda_z^M)^2}. \quad (5.69)$$

та кут взаємного повороту частин перелому, розрахований за формулою

$$\Gamma = \arccos \left[ 1 - \frac{(\Lambda_x^L - \Lambda_x^M)^2 + (\Lambda_y^L - \Lambda_y^M)^2 + (\Lambda_z^L - \Lambda_z^M)^2}{2 \cdot S_{ML}^2} \right], \quad (5.70)$$

яка одержана із застосуванням виразів (5.10) в (5.12).

**Порівняльні розрахунки.** Для перевірки результатів тривимірного навантаження зроблено аналітичні розрахунки переміщень точок перелому та кутів повороту з використанням даних, отриманих шляхом випробувань при дії окремих навантажень стику, згину та кручення.

Складові переміщень для латеральної L та медіальної M точок відповідно:

$$\Lambda^L_j = \left[ \sum_{k=1}^3 P_k \cdot \left( \lambda_{jk}^L + \bar{\lambda}_{jk}^L \cdot e_k \right) \right]; \quad (5.71)$$

$$\Lambda^M_j = \left[ \sum_{k=1}^3 P_k \cdot \left( \lambda_{jk}^M + \bar{\lambda}_{jk}^M \cdot e_k \right) \right]. \quad (5.72)$$

Повні переміщення цих точок відповідно

$$\Lambda^L = \sqrt{\sum_{j=1}^3 \left[ \sum_{k=1}^3 P_k \cdot \left( \lambda_{jk}^L + \bar{\lambda}_{jk}^L \cdot e_k \right) \right]^2}; \quad (5.73)$$

$$\Lambda^M = \sqrt{\sum_{j=1}^3 \left[ \sum_{k=1}^3 P_k \cdot \left( \lambda_{jk}^M + \bar{\lambda}_{jk}^M \cdot e_k \right) \right]^2}; \quad (5.74)$$

Значення навантажень (сили  $P_1, P_2, P_3$ ) та геометричні характеристики системи (відстані  $e_1, e_2, e_3$ ) беремо ті ж самі, що і в експерименті (табл. 5.6). Спосіб визначення приведених переміщень, що входять в вирази (5.71) - (5.74) та їх значення для різних пластин представлені в розділі 5.3 (табл. 5.2 та 5.3). В табл. 5.8 приведені значення цих коефіцієнтів, розрахованих для системи «ВГК з переломом - фіксуюча пластина «3М».

Таблиця 5.8

Приведені переміщення  $\lambda_{jk}^L \cdot 10^3$ , мм/Н та  $\bar{\lambda}_{jk}^L \cdot 10^3$ , мм/(Н·мм) точок перелому L (віддалена від пластини) та M (поблизу пластини) для фіксації перелому пластиною «3М»

	$\lambda_{Xk}^L$	$\lambda_{Yk}^L$	$\lambda_{Zk}^L$	$\bar{\lambda}_{Xk}^L$	$\bar{\lambda}_{Yk}^L$	$\bar{\lambda}_{Zk}^L$
$k = 1$	4.75	0	0	0.429	0	0.134
$k = 2$	0	0	0.64	0.427	0	0.134
$k = 3$	0	0	0	0	1.213	0
	$\lambda_{Xk}^M$	$\lambda_{Yk}^M$	$\lambda_{Zk}^M$	$\bar{\lambda}_{Xk}^M$	$\bar{\lambda}_{Yk}^M$	$\bar{\lambda}_{Zk}^M$
$k = 1$	4.75	0	0	0	0	0.134
$k = 2$	0	0	0.64	0	0	0.134
$k = 3$	0	0	0	0	0	0

Результати визначення взаємних зміщень частин перелому великогомілкової кістки, фіксованої медіальною блокованою прямою пластиною «3М» наведені в табл. 5.7 (спосіб II).

В цій же таблиці представлена відносна різниця між даними, одержаними визначеними способами:

$$\Delta = \frac{|\Lambda_{jk(I)}^i - \Lambda_{jk(II)}^i|}{\Lambda_{jk(II)}^i} \cdot 100\% . \quad (5.75)$$

Виходячи з даних табл. 5.7, можна відзначити задовільний збіг даних, отриманих зазначеними способами. Зауважимо, що результати розрахунків із застосуванням даних простих навантажень та приведених переміщень, у всіх випадках дещо перевищують результати вимірювання переміщень при одночасній дії навантажень  $P_1$ ,  $P_2$  та  $P_3$ . Це пояснюється деяким взаємним впливом цих сил та зниження фактичних навантажень за рахунок сил тертя у вузлах блочно-важільного пристрою. В цілому, розходження показників, виміряних обома способами лежить в межах 3 - 6%, що знаходиться на рівні похибки вимірювання.

Наведені дані підтверджують придатність розрахункових методів оцінки допустимих навантажень (р. 5.1 – 5.3), оскільки значення переміщень та кутів повороту, розрахованих за допомогою приведених переміщень (5.5), (5.6), виміряних при простих навантаженнях, відповідають реальним, таким, що виникають при тривимірних складних навантаженнях. Це, в свою чергу, підтверджує придатність застосування у якості критеріїв функціональної надійності максимальних переміщень точок перелому (5.1) або максимальних кутів взаємного повороту (5.2) та критеріальних співвідношень (5.9) та (5.13) при визначенні допустимих навантажень.

Описані способи визначення переміщень в системах остеосинтезу надають можливість оперативно та надійно оцінювати рівень переміщень в переломах кісток, фіксованих різними способами, під дією просторової системи сил. При цьому є можливість визначати вклад кожної компоненти навантажень в загальний рівень переміщень та кута повороту частин переломів і за рахунок цього визначати небезпечні напрями навантажень та їх допустимі рівні.

### ***Переваги та недоліки запропонованих способів***

*Переваги способу* безпосереднього вимірювання переміщень точок перелому при одночасному навантаженні силами  $P_1$ ,  $P_2$  та  $P_3$  (спосіб I): навантаження відповідає реальному функціонуванню кістки; для проведення випробувань потрібна мінімальна кількість зразків.

*Недоліки способу*: без додаткових вимірювальних засобів не можливо записувати діаграми «навантаження - переміщення», у зв'язку з чим неможливо точно визначати значення руйнуючих навантажень; навантаження відбувається тільки при певних значеннях сил  $P_1$ ,  $P_2$  та  $P_3$ .

*Переваги розрахункового способу* за результатами випробувань при роздільній дії сил  $P_1$ ,  $P_2$  та  $P_3$  (спосіб II): є можливість записувати діаграми «навантаження - переміщення» з визначенням значення руйнуючого навантаження; можна визначати приведені переміщення, необхідні для застосування подальших аналітичних розрахунків.

*Недолік способу*: необхідна більша кількість зразків для випробувань порівняно зі способом I.

## ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

1. Розроблений метод випробування засобів фіксації переломів кісток при навантаженнях з одночасним вимірюванням зміщень точок переломів. Застосований безконтактний спосіб цифрового фотозйомки, що дозволяє реєструвати просторові переміщення точок та не утворює додаткових навантажень на об'єкт випробування.

2. Результат зіставлення показав задовільну точність методу цифрової фотозйомки. Розходження з даними, отриманими за допомогою каліброваного пристрою, не перевищувала 3.4 % від вимірювальної величини.

3. Розроблений та створений пристрій для навантаження кісток із ЗФП при одночасній дії осьового навантаження, поперечної сили та крутильного моменту. При цьому методом цифрового фотографування вимірювали просторові переміщення різних точок перелому.

5. Розроблені методики та програми випробувань великогомілкових, таранних, п'ясних та стегнових кісток з модельованими переломами та системами фіксації. Одержані характеристики міцності та жорсткості систем фіксації кісток з переломами та ЗФП при одноразових та циклічних навантаженнях. При цьому поряд із загальною жорсткістю системи ОС враховувались просторові переміщення окремих точок переломів.

6. За більшістю вимірних характеристик для великогомілкових кісток перевагу має Х-подібна медальна титанова пластина; для переломів таранних кісток - перехресне введення зустрічно-компресуючих гвинтів сумісно з малеолярними компресуючими гвинтами; для стегнової кістки - армований металоостеосинтез із застосуванням накісткової пластини та кісткового цементу; для п'ясних кісток - стержневі апарати зовнішньої фіксації.

7. На основі запропонованої методики в середовищі Solid Work створено програмні файли, які базуються на методі скінчених елементів і дають можливість оцінки параметрів напружено-деформованого стану цілих та синтезованих пластинами пошкоджених кісток. Розроблена методика дає змогу оцінювати напружено-



деформований стан кістки при різних типах переломів та обирати найбільш стабільну, оптимальну систему фіксації перелому.

8. Одержані критеріальні співвідношення для розрахунку рівнів навантажень, за яких не виникають недопустимі переміщення та взаємні повороти частин переломів. Необхідні для розрахунків приведені переміщення визначаються за результатами простих випробувань при окремій дії стиску, згину та кручення зразків кісток з модельованими переломами та засобами фіксації.

9. За результатами простих видів навантажень (стиск, згин, кручення), розраховано приведені переміщення для пластин для фіксації переломів великогомілкових кісток. За визначеними приведеними переміщеннями розраховані рівні допустимих навантажень при сумісній дії стиску, згину та кручення і визначені області дії допустимих навантажень. При дії зазначених навантажень лінійні та кутові переміщення в переломах знаходяться в межах фізіологічно обґрунтованих величин (взаємне переміщення в межах 1 мм, кут повороту в межах  $3^0$ ).

10. Проведено випробування з вимірюванням просторових переміщень найбільш небезпечних точок перелому при складному навантаженні (стиск, згин та кручення). Порівняння результатів випробувань з розрахунками, проведеними з використанням даних простих випробувань (роздільна дія стику, згину та кручення), показало задовільний збіг результатів.

11. Запропоновані способи дають можливість прискорених порівняльних оцінок жорсткості різних систем остеосинтезу на натурних зразках з модельованими переломами.

### Список використаної літератури до розділу 1:

1. Ахмедов Б.А. Остеосинтез пластинами с угловой стабильностью винтов в лечении огнестрельных переломов длинных костей конечностей / Б.А. Ахметов, Р.М. Тихилов, А.Р. Атаев // Травматология и ортопедия России. – 2007. - №2 (44). – С. 17 – 23. 136
2. Билинский П.И. Теоретический анализ биомеханических аспектов остеосинтеза при косом переломе большеберцовой кости контактными и малоконтактными пластинами (сообщение второе) / П.И. Билинский, В.П. Чаплинский, В.А. Андрейчин // Травма. – 2013. – Том 14, №4. – С. 51 – 56.
3. Алегре Д.Н. Клинический опыт лечения переломов / Д.Н. Алегре // Травма. – 2011. – Том 12, №3. – С. 22 – 23.
4. Аналіз стану травматолого-ортопедичної допомоги населенню України в 2004 – 2005 рр.: Довід. / Г.В. Гайко, М.О. Корж, А.В. Калашніков [та ін.] – К.: Воля. – 2007. – 132 с.
5. Андрейчин В.А. Системний аналіз оперативного методу лікування діафізарних переломів і фактори впливу на репаративну регенерацію / В.А. Андрейчин, П.І. Білінський // Травма. – 2014. – Том 15, №5. – С. 59 – 64.
6. Анкин Л.Н. Травматология (европейские стандарты) / Анкин Л.Н. – Москва, 2005. – 495 с.
7. Внутренние напряжения при нагрузках биомеханических конструкций «отломки бедренной кости – аппарат внешней фиксации», «отломки бедренной кости – накостный фиксатор» и клинические аспекты их проявления / А.К. Попсуйшапка, И.Н. Боровик, А.И. Белостоцкий [и др.] // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2008. - №2. – С. 56 – 62.
8. Адрианов М.В. Опыт применения имплантируемых стержневых аппаратов системы А.И. Блискунова / М.В. Адрианов, В.Н. Кокурников, Эль Самад Абдул Мохамед // Новое в ортопедии, травматологии и комбустииологии.–Ялта, 1997.– С. 26–27.

9. Барабаш А.П. Комбинированный остеосинтез в травматологии и ортопедии / А.П. Барабаш, В.В. Бодулин // Актуальные вопросы травматологии и ортопедии: Сб. науч. тр., посвящ. памяти проф. В.В. Бодулина. – Саратов, 2002. – С. 6 – 9.

10. Бейдик О.В. Метод стержневого чрескостного остеосинтеза в лечении диафизарных переломов костей голени / О.В. Бейдик, К.К. Левченко, Ю.В. Трошкин // Гений ортопедии. – 2009. - №4. – С. 114 – 120.

11. Березка М.І. Лікувальна тактика при суміжних та контр латеральних переломах нижніх кінцівок в умовах КЗОЗ «Обласна клінічна лікарня – Центр екстреної медичної допомоги та медицини катастроф» м. Харкова / М.І. Березка, В.О. Литовченко, В.В. Григорук // Травма. – 2011. – Том 12, №3. – С. 98 – 100.

12. Актуальные вопросы применения наружного чрескостного остеосинтеза при лечении переломов длинных костей конечностей / В.Г. Климовицкий, В.Н. Пастернак, В.Ю. Черныш [и др.] // Травма. – 2004. – Том 5, №3. – С. 243 – 249

13. Битчук Д.Д. Статический и динамический интрамедуллярно- трансоссальный остеосинтез при лечении диафизарных переломов длинных костей // Д.Д. Битчук, А.Г. Истомин, А.Е. Марюхнич [и др.] // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2001. - №3. С. 27 – 29.

14. Білик С.В. Стабільно-функціональний накістковий остеосинтез діафізарних переломів стегнової кістки та їх наслідків / С.В. Білик // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2008. - №3. – С. 47 – 52.

15. Білінський П.І. До питання біологічного остеосинтезу діафізарних переломів / П.І. Білінський //Ортопедия, травматология и протезирование.-2000.-№3.-С. 69 - 71.

16. Білінський П.І. Особливості малоконтактного багато площинного остеосинтезу переломів кісток гомілки / П.І. Білінський, В.П. Чаплинський // Травма. – 2011. – Том 12, №4. – С. 147 – 150. 137

17. Білінський П.І. Порівняльний аналіз стабілізуючих можливостей одноплощинної і багатоплощинної фіксації кісток / П.І. Білінський // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2002. - №3. – С. 44 – 47.

18. Білінський П.І. Традиційний і малоконтактний багатоплощинний остеосинтез. Аналіз причин ускладнень і незадовільних результатів / П.І. Білінський // Ортопедія і травматологія: проблеми якості. Матеріали науково-практичної конференції, присвяченої 75-річчю з дня народження, 50-річчю науково-практичної діяльності заслуженого діяча науки і техніки України, проф. М.І. Хвисяка. Збірник наукових праць. – Харків, ХМАПО, 2009. – С. 67 – 69.

19. Білінський П.І. Фрактурологія. Принципи малоконтактного остеосинтезу / П.І. Білінський // Ортопедия, травматология и протезирование.-2002.-№1.-С. 79 - 81.

20. Блокуючий інтрамедулярний остеосинтез у постраждалих з множинними та поєднаними пошкодженнями / О.О. Коструб, В.О. Литовченко, Є.В. Гарячий [та ін.] // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2009. - №1. – С. 52 – 55.

21. Бондаренко А.В. Ранний чрескостный остеосинтез по Илизарову открытых диафизарных переломов костей голени как фактор профилактики осложнений и неблагоприятных исходов у больных с политравмой / А.В. Бондаренко // Гений ортопедии. – 2002. - № 3. – С. 23 – 27.

22. Бруско А.Т. Биомеханические условия активизации остеогенеза: (Эксперим.-морфол. исслед.) / А.Т. Бруско // Ортопедия, травматология и протезирование.-1994.-№2.-С. 16 - 20.

23. Васюк В.Л. "Біологічний" остеосинтез переломів великогомілкової кістки / В.Л. Васюк // Ортопедия, травматология и протезирование.-2000.-№4.-С. 15 - 20.

24. Васюк В.Л. Драматична еволюція блокуючого інтрамедулярного метало-полімерного остеосинтезу / В.Л. Васюк, С.В. Васюк // Травма – 2010. – Том 11, №5. – С. 565 – 572. 138

25. Васюк В.Л. Історія блоківного інтрамедулярного металополімерного остеосинтезу / В.Л. Васюк // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2008. - №2. – С. 84 – 88.

26. Васюк В.Л. Можливості металополімерного остеосинтезу у лікуванні осколкових переломів стегна і гомілки / В.Л. Васюк, І.М. Рубленик // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2003. - №1. – С. 38 – 42.

27. Використання інтрамедулярного блокуючого остеосинтезу в лікуванні на-  
вколо- та внутрішньосуглобових переломів дистального відділу стегнової кістки /  
Г.Г. Голка, М.С. Гримайло, В.О. Литовченко [та ін.] // Травма. – 2011. – Том 12,  
№3. – С. 70 – 72.

28. Афаунов А.И. Внеочаговый остеосинтез анкерно-спицевым аппаратом при  
лечении несросшихся переломов и ложных суставов плечевой кости / А.И. Афау-  
нов, А.А. Афаунов // Вестн. травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова.-1999.-  
№4.-С. 9-12.

29. Волков М.В., Гудушаури О.Н., Ушакова О.А. Ошибки и осложнения при  
лечении переломов костей / М.: Медицина, 1970. – 175 с.

30. Волков М.В., Любошиц М.А. Повреждения и заболевания опорно-  
двигательного аппарата / М.: Медицина, 1979. – 272 с.

31. Волна А.А. Эволюция принципов и философии АО/ASIF. Путь продолжи-  
тельностьюю в пятьдесят лет / А.А. Волна // Ортопедия, травматология и протезиро-  
вание. – 2008. - №2. – С. 89 – 93.

32. Воспалительные осложнения у пострадавших с повреждениями таза и за-  
крытыми переломами костей нижних конечностей при лечении методом наружного  
чрескостного остеосинтеза / В.Н. Пастернак, В.Ю. Черныш, А.Я. Лобко [и др.] //  
Травма. – 2001. - №1, Том 2. – С. 41 – 46.

33. Гайко Г.В. Вибір методу лікування хворих із діафізарними переломами ве-  
ликогомілкової кістки / Г.В. Гайко, А.В. Калашніков, К.В. 139 Вдовіченко // Україн-  
ський медичний альманах. – 2010. – Том 13, №1. – С. 40 – 43.

34. Гайко Г.В. Лікування хворих із діафізарними переломами великогомілко-  
вої кістки із застосуванням блокуючого інтрамедулярного остеосинтезу / Г.В. Гай-  
ко, А.В. Калашніков // Травма. – 2011. - №1. – С. 6-8.

35. Гайко Г.В. Стан ортопедо-травматологічної допомоги в Україні та пріори-  
тетні напрямки її удосконалення / Г.В. Гайко // XIII з'їзд ортопедів- травматологів  
України: збірник наукових праць. – Донецьк, 2001. – С. 5 – 8.

36. Гайко Г.В. Сучасний стан проблеми травматизму в Україні / Г.В. Гайко, А.В. Калашніков, Є.В. Лимар // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2004. - №4. – С. 5 – 10.

37. Гиршин С.Г. Клинические лекции по неотложной травматологии / М.: Изд. Дом «Азбука», 2004. – 543 с.

38. Голяховский В., Френкель В. Руководство по чрескостному остеосинтезу методом Илизарова / пер. с англ. – М.: Издательство Бином, 1999. – 272 с.

39. Горидова Л.Д. Комплексное лечение вторичных деформаций костей голени на уровне диафиза / Горидова Л.Д., Романенко К.К. // Мат. Всеукр. наук.-практ. конф. з міжнар. участю, присвяченої 85-річчю Інституту травмат. та ортопедії АМ-НУ. – Київ, 2004.- С. 254 – 255.

40. Горидова Л.Д. Лечение переломов диафизов длинных костей в условиях остеопороза / Л.Д. Горидова, К.К. Романенко // III Росс. симпоз. По остеопорозу. – СПб, 2000. – С. 45.

41. Горидова Л.Д. Применение аппаратов внешней фиксации при лечении диафизарных переломов костей голени и их последствий / Л.Д. Горидова, К.К. Романенко // Травма. – 2005. - №1, Том 6. – С. 64 – 70.

42. Грубар Ю.О. Блокуючий остеосинтез – якісний крок у лікуванні діафізарних переломів довгих кісток / Ю.О. Грубар, С.В. Гаріян // Ортопедія і травматологія: проблеми якості. Матеріали науково-практичної конференції, присвяченої 75-річчю з дня народження, 50-річчю науково-практичної діяльності заслуженого діяча науки і техніки України, проф. М.І. Хвисюка. Збірник наукових праць. – Харків, ХМАПО, 2009. – С. 83 – 84.

43. Гур'єв С.О. Порівняльна характеристика інфекційних ускладнень у постраждалих із полі травмою на етапах лікування // С.О. Гур'єв, П.В. Танасієнко, О.М. Танасієнко // Травма. – 2014. – Том 15, №2. – С. 36 – 38.

44. Гур'єв С.О. Пошкодження опорно-рухового апарату в постраждалих внаслідок дорожньо-транспортних пригод // С.О. Гур'єв, С.П. Сацик // Травма. – 2011. – Том 12, №3. – С. 134 – 136.

45. Гурьев С.Е. Скелетная травма в структуре политравмы / С.Е. Гурьев, А.И. Цвях // Травма. – 2014. – Том 15, №5. – С. 7 – 10.

46. Гусейнов А.Г. Резервы повышения эффективности лечения диафизарных переломов голени на основе метода Илизарова / А.Г. Гусейнов // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. – 2002. - №1. – С. 11 – 15.

47. Гуцуляк В.І. Біомеханічне обґрунтування клінічного застосування універсального апарата з адаптацією форми опор до анатомічної конфігурації сегмента кінцівки // В.І. Гуцуляк, В.С. Сулима, І.В. Шібель // Травма. – 2014. – Том 15, №5. – С. 65 – 71.

48. Гюльназаров С.В. Динамическое прогнозирование течения костеобразования при стабильном остеосинтезе последствий переломов костей конечностей / С.В. Гюльназаров, В.И. Мамаев, Е.Б. Трифонова [и др.] //Травматология и ортопедия России.-2000.-№1.-С. 40 - 44.

49. Диафизарные переломы в структуре травматизма населения Украины / Г.В. Гайко, А.В. Калашников, В.А. Боер [и др.] // Тези доповідей XIV з'їзду ортопедів-травматологів України. – Одеса, 2006. – С. 9 – 10.

50. Дифференцированный подход к выбору методики остеосинтеза / В.Г. Климовицкий, В.Ю. Черныш, А.Я. Лобко [и др.] // Ортопедія і травматологія: проблеми якості. Матеріали науково-практичної конференції, присвяченої 75-річчю з дня народження, 50-річчю науково-практичної діяльності заслуженого діяча науки і техніки України, проф. М.І. Хвисяюка. Збірник наукових праць. – Харків, ХМАПО, 2009. – С. 90 – 91.

51. Синельников Р.Д., Синельников Я.Р. Атлас анатомии человека, т. 1. / «Медицина», 1996. – 337с.

52. Неттер Ф.Х. Атлас анатомии человека/ "ГЭОТАР-Медиа", 2003. – 600с

53. Корнилов Н.В. Травматология и ортопедия/ "ГЭОТАР-Медиа", 2011. – 488 с.

54. Анкин Л.Н. Практическая травматология. Европейские стандарты диагностики и лечения / Москва, "Книга плюс", 2002

55. Каплан А. В. Повреждения костей и суставов. / М. Медицина, 1979. – С.582-588.

56. Нікітін П.В. Особенности техники и принципы остеосинтеза пластинами при лечении внутрисуставных переломов пяточной кости / П.В. Нікітін // Вісник ортопедії, травматології та протезування. –2001.-№ 4. – С.30 – 35.

57. Нікітін П.В. Оперативне лікування хворих зі зміщеними внутрішньосуглобовими переломами п'яткових кісток (ранні результати) // Вісник ортопедії, травматології та протезування. –2001. -№ 3. – С.59 – 65.

58. Панков И. О. Чрезкостный остеосинтез при переломах и переломовывихах таранной кости // Современные аспекты травматологии и ортопедии: Тез. докл. – Казань, 1994. – С. 40-41.

59. Костюк А. Н. Посібник з методики остеосинтезу апаратами зовнішньої фіксації АЗФ-К. – Київ: ТОВ «Лазурит-поліграф», 2015. – 144с.

60. Tscherne H., Schatzker J. (Eds.) Major Fractures of the Pilon, the Talus, and the Calcaneus: Current Concepts of Treatment. – Berlin, Heidelberg, New York, London, Paris, Tokyo, Hong Kong, Barselona, Budapest: Springer-Verlag, 1993. – 247 p.

61. Костюк А. Н. Можливості апаратів зовнішньої фіксації при лікуванні потерпілих з множинними переломами і поєднаною травмою / А.Н. Костюк // Проблеми військової охорони здоров'я: Зб. наук. праць Української військово-медичної академії. — Випуск 7. — С. 367-371.

62. Тепляков В. В. Хирургическое лечение паталогических переломов длинных трубчатых костей при метастатическом поражении / В. В. Тепляков, В. Ю. Крпенко, А. К. Валиева // Вопросы онкологии. – 2005. – Т.51, №3. – С. 377-381.

63. Попсуйшапка А.К. Особенности формирования, структурно-механические свойства фибрин-кровяного сгустка и его значение для регенерации кости при переломе / А.К. Попсуйшапка, В.А. Литвишко, Н.А. Ашукина, З.Н.Данищук // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2013. – №4 (593). – С. 5-12

64. Попсуйшапка А.К. Роль фибринового сгустка и механических напряжений в нем в процессе образования первичного костного регенерата при переломе кости /



А.К. Попсуйшапка, В.А. Литвишко, Н.А. Подгайская // Ортопедия, травматология и протезирование .- 2010. - №3 (580)

65. Попсуйшапка О.К. Клініко-морфологічні стадії зрощення відламків після перелому кістки / О.К. Попсуйшапка, В.О. Літвішко, Н.О. Ашукіна // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2015. - № 1 (598). – С.12-20

66. Попсуйшапка О.К. Рухомість відламків при функціональному лікуванні переломів кісток гомілки зовнішнім апаратом / О.К. Попсуйшапка, В.І. Дубас // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2001. - №1. – С.36-39.

67. Бушманов А.В. Методика имитационного моделирования механического поведения фиксирующих устройств в травматологи / А.В. Бушманов // Вестник ТОГУ. – 2009. – № 4 (15). – С. 61-69

68. Соломин Л.Н. Основы чрескостного остеосинтеза аппаратом Г.А. Илизарова / Спб.: Морсар АВ, 2005. – 544 с.

69. Янсон Х.А. Биомеханика нижних конечностей человека / Рига: Зинатне, 1975. – 324 с.

70. Климовицький В.Г. Черезкістковий остеосинтез при травмах та захворюваннях опорно-рухового апарату / В.Г. Климовицький, В.Ю. Черниш // Журнал «Травма». – 2013. – №1 (14)

71. Романенко К.К. Абсолютная и относительная стабильность при остеосинтезе длинных костей / К.К. Романенко, А.И. Белостоцкий, Д.В. Прозоровский // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2009. - № 1. – С.97-100

72. Білінський П.І. Обґрунтування фіксуєчих можливостей фіксаторів і пристроїв на фізичній моделі. / П.І. Білінський // Вісник ортопедії, травматології та протезування. 2002, №2, С. 47-49.

73. Остеосинтез: Руководство для врачей / Под ред. С. С. Ткаченко. – Л. Медицина, 1987. – С. 99-100.

74. Анкин Л.Н., Анкин Н.Л. Практика остеосинтеза и эндопротезирования / Киев, 1994. - 304 с.

75. Барабаш А.П., Соломин Л.Н. Комбинированный напряженный остеосинтез / Благовещенск, 1992. - 69 с.

76. Барабаш, А.П. Чрескостный остеосинтез при замещении дефектов длинных костей / Иркутск, 1995. - 208 с.
77. Дубровский В.И. Биомеханика / В.И. Дубровский, В.Н. Федорова. -М.: Изд-во ВЛАДОС-ПРЕСС, 2004. 672 с.
78. Кнетс И.В. Деформирование и разрушение твердых биологических тканей / И.В. Кнетс, Г.О. Пфафрод, Ю.Ж. Саулгозис. Рига: Зинатне, 1980.-319 с.
79. Котельников, Г.П. Травматология / Г.П. Котельников, А.Ф. Краснов, В.Ф. Мирошниченко. Самара: Самар. Дом печати, 2001. - 480 с.
80. Любошиц, И.А. Анатомо-функциональная оценка исходов лечения больных с переломами длинных трубчатых костей и их последствий / И.А. Любошиц, Э.Р. Маттис // Ортопедия, травматология и протезирование. -1980. № 3. - С. 47-52.
81. Симон, Р.Р. Неотложная ортопедия. Конечности / Р.Р. Симон, С.Дж. Кенигсхехт. Пер. с англ. - М.: Медицина, 1998. - 624 с.
82. Білінський П.І. Експериментальне дослідження величини мікрорухливості уламків препарату кістки залежно від способу фіксації та величини навантажування / П.І. Білінський, М.О. Корж // Військ. медицина України. — 2003. — 3, N 1-2. — С. 35—43.
83. Білінський П.І. Обґрунтування фіксуючих можливостей фіксаторів і пристроїв на фізичній моделі // Вісник ортопедії, травматології та протезування. — 2002. — № 2. — С. 47–49.
84. Тяжелов А.А. Биомеханическое исследование механических свойств жесткой и упруго-стабильной моделей остеосинтеза / Тяжелов А.А., Михайлов С.Р., Суббота И.А. [и др.] // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2003. – №2. – С. 61–66.
85. Lambert K.L. The weight-bearing function of the fibula: A strain gauge study / K.L. Lambert // J. Bone Joint Surg. — 1971. — V. 53A. — P. 507—513.
86. Scraba J.S. The role of the interosseus membrane on tibiofibular weightbearing / Scraba J.S., Greenwarld A.S. // Foot Ankle. – 1984. V. 4. – P. 301–304.
87. Wanders L. Fibular malreduction in AO/Weber type C ankle fractures / L. Wanders, C.W. Oliver // Injury. — 1998. — V. 2. — P. 144—146.

88. Weber T.G. The role of fibular fixation in combined fractures of the tibia and fibula: a biomechanical investigation / Weber T.G., Harrington R.M., Henley M.B., Tencer A.F. // J Orthop. Trauma. – 1997. – V. 11(3). – P. 206 – 211.

89. 90. Mandi D.M. Pilon fractures. / Belin R.P.; Banks J; Barrett B // Clinics in podiatric medicine and surgery. – 2012. 29 (2): 243–78.

90. Liporace Frank A. Decisions and Staging Leading to Definitive Open Management of Pilon Fractures / Yoon Richard S.// Journal of Orthopaedic Trauma. – 2012. 26 (8): 488–498.

91. Crist B.D. Pilon fractures: advances in surgical management/ Khazzam M; Murtha Y.M.; Della Rocca G.J.// The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons. - 2011. 19 (10): 612–22.

92. Calori G.M. Tibial pilon fractures: which method of treatment? /Tagliabue L., Mazza E., de Bellis U., Pierannunzii L., Marelli B.M., Colombo M., Albisetti W.// Injury. - 2010. 41 (11):1183–90.

93. Tarkin I.S. "An update on the management of high-energy pilon fractures."/ Clare M.P.; Marcantonio A.; Pape H.C.// Injury. - 2008. 39 (2):142–54.

94. Cheng, Y.M. Low tibial osteotomy for moderate ankle arthritis /Huang, P.J.; Hong S.H.; et al.:// Arch. Orthop. Trauma Surg. 121:355 – 358, 2001.

95. Zelle B.A. Treatment of distal tibia fractures without articular involvement: a systematic review of 1125 fractures / Bhandari M., Espiritu M., et al.// J Orthop Trauma. 2006;20:76–9

96. Jaarsma R.L. Rotational malalignment after fractures of the femur/van Kampen A.// J Bone Joint Surg Br. 2004;86:1100–4

97. Ricci W.M. Angular malalignment after intramedullary nailing of femoral shaft fractures./Bellabarba C., Lewis R., et al.// J Orthop Trauma. 2001;15:90–5

98. Лябах А. П. Клінічна діагностика деформацій стопи / А. П. Лябах. – К. : ЗАТ «Атлант ЮЕмСі», 2003. – 110 с.

99. Лябах А.П. Ускладнення після переломів п'яткової кістки та їх хірургічне лікування / А.П. Лябах // Вісник ортопед. травматол. протез. – 2000. - № 2. – С. 17-19.

100. Оганесян О.В. Дефартроз суставов стопы и тактика лечения / О.В. Оганесян, И.С. Истомина, В.И. Кузьмин // Клиника и эксперимент в травматологии и ортопедии: Тез. докл. – Казань, 1994. – С. 102-103.

101. Панков И. О. Опыт применения аппарата Илизарова при переломах таранной кости в детском возрасте / И.О. Панков // Хирургическая коррекция и восстановительное лечение повреждений опорно-двигательного аппарата: Материали Всеросс. Науч.-практ. Конф. Дет. Ортопед.-травматол. Ч. 1. – СПб-Казань, 1996.– С. 101-102.

102. Панков И. О. Чрезкостный остеосинтез при переломах и переломовывихах таранной кости / И.О. Панков // Современные аспекты травматологии и ортопедии: Тез. докл. – Казань, 1994. – С. 40-41.

103. Лябах А.П. Ускладнення після переломів п'яткової кістки та їх хірургічне лікування / А.П. Лябах // Вісник ортопед. травматол. протез. – 2000. - № 2. – С. 17-19.

104. Нікітін П.В. Оперативне лікування хворих зі зміщеними внутрішньосуглобовими переломами п'яткових кісток (ранні результати) / П.В. Нікітін // Вісник ортопедії, травматології та протезування. –2001. -№ 3. – С.59 – 65.

105. Пахомов И.А. Диагностика и лечение оскольчатых чрессуставных переломов пяточной кости со смещением фрагментов: Автореф. дис... канд. мед. наук. – Новосибирск, 2001. – 19 с.

106. Eastwood D.M., Gregg P.J., Atkins R.M. Intra-articular fractures of the calcaneus // J. Bone and Joint Surg.- March 1993.- 75-B.-№ 2. - P. 183- 195.

107. Нікітін П. В. Результати лікування хворих із свіжими вивихами та переломовивихами у заплесноплесновому суглобі / П.В. Нікітін, С.В. Солдатенко // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2003. - № 3. –С. 53 – 58..

108. Randt T, Dahlen C, Schikore H, Zwipp H. Dislocation fractures in the area of the middle foot. Injuries of the Chopart and Lisfranc joint Zentralbl // Chir. - 1998; - 123. - №11. – P.1257-1266.

109. Каплан А. В. Повреждения костей и суставов. / М. Медицина, 1979. – С.582-588.

110. Остеосинтез: Руководство для врачей / Под ред. С. С. Ткаченко. – Л. Медицина, 1987. – С. 99-100.
111. Яралов-Яралянц В. А. Переломы и вывихи костей стопы. – Киев: Здоров'я, - 1969. – 196 с.
112. Лоскутов А. Е. Множественные переломы, переломовывихи плюсневых костей и их лечение: Автореф. дис. канд. мед. наук: 14.00.22 – Харьков, 1982. –19 с.
113. Швед С. И. Чрескостный остеосинтез по Илизарову при лечении больных с переломами таранной кости / С.И. Швед, Ю.М. Сысенко, Л.В. Мальцева, В.Г. Шилов // Гений ортопедии. – 1997. – № 2. – С. 50-53.
114. Nellianakis M., Karageorgos A., Papadopolos A. X. Lambiris E. Surgical treatment of talar neck fractures // European Journal of Trauma. – 2004. – № 2. – P. 98 - 103.
115. Leung K.S., Yuen K.M., Chan W.S. Operative treatment of displaced intra-articular fractures of the calcaneus // J. Bone and Joint Surg.- March 1993.- 75-B.-№ 2. - P. 196- 201.
116. Tscherne H., Schatzker J. (Eds.) Major Fractures of the Pilon, the Talus, and the Calcaneus: Current Concepts of Treatment. – Berlin, Heidelberg, New York, London, Paris, Tokyo, Hong Kong, Barselona, Budapest: Springer-Verlag, 1993. – 247 p.
117. Паламарчук В. В. Лікування переломів, переломовивихів таранної кістки, підтаранних вивихів стопи та суміжних пошкоджень. Автореферат. Канд.. мед. наук. 14.01.21 – травматологія та ортопедія. Інститут патології хребта та суглобів імені проф. М. І. Ситенка АМН України. Харків – 2002. – 21с.
118. Шигарев В. М. Наш взгляд на современное состояние проблемы лечения переломов таранной кости / В.М. Шигарев, С.Я. Зырянов // Гений ортопедии. – 1998. – № 2. – С. 25-28.
119. Sangeorzan B. J., Ananthakrishnan D., Tencer A. F. Contact characteristics of the subtalar joint after a simulated calcaneus fracture // J. Orthop. Trauma. – 1995. 9:251-258. -№ 3. – С.59 – 65.

120. Білінський П. І. Обґрунтування фіксуючих можливостей фіксаторів і пристроїв на фізичній моделі / П.І. Білінський // Вісник ортопедії, травматології та протезування. 2002, №2, С. 47-49.
121. Лакша А. М. Жесткостные биомеханические параметры стержневых аппаратов внешней фиксации / А.М. Лакша // Український журнал медичної техніки і технології. – 2000. – № 3-4 – С.35-38.
122. Nellianakis M., Karageorgos A., Papadopolos A. X. Lambiris E. Surgical treatment of talar neck fractures // European Journal of Trauma. – 2004. – № 2. – P. 98 - 103.
123. Швед С. И. Способ лечения внутрисуставных компрессионных переломов пяточной кости / С.И. Швед, Ю.М. Сысенко, В.Г. Шилов // Гений ортопедии. – 1997. – №4. – С. 51-53.
124. Нікітін П.В. Особенности техники и принципы остеосинтеза пластинами при лечении внутрисуставных переломов пяточной кости / П.В. Нікітін // Вісник ортопедії, травматології та протезування. –2001.-№ 4. – С.30 – 35.
125. Hardcastle PH, Reschauer R, Hutscha-Lissberg E. Injuries to the tarso-metatarsal joint: incidence, classification and treatment // J. Bone and Joint Surg. - 1982. - 64B. - № 3. – P. 349 – 356.
126. Азизов М.Ж. К вопросу о лечении вертельных переломов бедренной кости / М.Ж. Азизов, М.М. Алибеков, Э.Ю. Валиев // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. – 2000. – № 3. – С. 56-59.
127. Анкин Л.М. Практическая травматология. Европейские стандарты диагностики и лечения. / Л.М. Анкин, М.Л. Анкин // – М.: Книга-плюс, 2002. – 480 с. – С.225-231.
128. Анкин Л.Н. Практика остеосинтеза и эндопротезирования. – Киев: Производственное издание. 1994. – 302с.
129. Герцен Г.І. Металоостеосинтез надвиросткових переломів стегнової кістки у пацієнтів літнього та старечого віку. / Г.І. Герцен, А.В. Малкаві // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2003. – № 2. – С. 18-20.

130. Герцен Г. И. Остеосинтез и металлоцементный остеосинтез переломов длинных костей. / Г. И. Герцен, А.В. Малкави // Збірник наук. праць XIII з'їзду ортопедів-травматологів України. – Донецьк, 2001. – С. 282-284.

131. Герцен Г.И. Стабильный остеосинтез переломов длинных костей в пожилом и старческом возрасте. / Г.И. Герцен, Л.А. Каграманян // Збірник наукових праць співробітників КМАПО ім. П.Л.Шупика. – Київ, 1998. – С.56-57.

132. Король О.Е. Сучасні аспекти хірургічного лікування переломів проксимального відділу стегнової кістки. / О.Е. Король // Актуальні питання сучасної ортопедії та травматології. Мат. науково-практ. конф., присвяч. 85-річчю ІТО АМНУ. – Київ, 2004. – С. 76-79.

133. Малкави А. Металоостеосинтез и металоцементный остеосинтез при переломах длинных костей у людей пожилого и старческого возраста: автореф. дисс. канд. мед. наук.: 14.01.21 «Травматологія та ортопедія» – Київ, 2005. – 16 с.

134. Процик А.І. Новий підхід до технології лікування переломів шийки стегнової кістки. / А.І. Процик, О.С. Мовчан, М.В. Ковальчук, Л.О. Каграманян, О.Є. Нориця // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2005. – № 2. – С. 55-58.

135. Полулях М.В. Первинне ендопротезування при через- та міжвертельних переломах стегнової кістки у хворих похилого та старечого віку. / М.В.Полулях, С.І.Герасименко, В.С.Сулима, Л.М. Юрійчук // Український журнал екстремальної медицини імені Г.О.Можаєва. – 2008. – Том. 9. – №2. – С. 93-96.

136. Рубленик И.М. Биологический остеосинтез при переломах вертельной области бедренной кости. / И.М. Рубленик, В.Л. Васюк, А.Г. Шайко-Шайковский // Вестник травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова. – 2003. – №1. – С. 38-41.

137. Скляренко Є.Т. Дегенеративно-дистрофічні ураження суглобів. / Є.Т. Скляренко // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 1999. – № 1. – С. 69-71.

138. Meislin R.J. A biomechanical analysis of the sliding hip screw: the question of the plate angle. / R.J. Meislin, J.D. Zuckerman, F.J. Kummer, V.H. Frankel // Journal of Orth. Trauma. – 1990. – Vol. 4. – P. 130-136.

139. Little N. J. A prospective trial comparing the Holland nail with the dynamic hip screw in the treatment of intertrochanteric fractures of the hip. / N. J. Little, V. Verma, C. Fernando, D. S. Elliott, A. Khaleel // *Journal of Bone and Joint Surgery - British Volume*. – 2008. – Vol. 90-B . – Issue 8. – P.1073-1078.
140. Chang W.S. Biomechanical evaluation of anatomic reduction versus medial displacement osteotomy in unstable intertrochanteric fractures. / W.S. Chang, J.D. Zuckerman , F.J. Kummer, V.H. Frankel // *Clin. Orthop. Relat. Res.* – 1987. – Dec. – Vol. 225. – P. 141-146.
141. Madsen J.E. Dynamic hip screw with trochanteric stabilizing plate in the treatment of unstable proximal femoral fractures: a comparative study with the gamma nail and compression hip screw. / Madsen J.E., Naess L., Aune A.K., Alho A., Ekeland A.L., Stromsoe K. // *J. Orthop. Trauma*. – 1998. – Vol. 12. – P. 241-248.
142. Egan K.J. Biomechanics of total hip arthroplasty. / Egan K.J., Kummer F.J., Frankel V.H. // *Semin. Arthroplasty*. – 1993. – Oct. – Vol. 4. – P. 288-301.
143. Haidukewych G.J. Hip arthroplasty for salvage of failed treatment of intertrochanteric hip fractures. / Haidukewych G.J., Berry D.J. – *Journal of Bone and Joint Surgery America*. – 2003. – May. – 85-A(5). – P. 899-904.
144. Strauss E. Helical blade versus sliding hip screw for treatment of unstable intertrochanteric hip fractures: a biomechanical evaluation. / Strauss E., Frank J., Lee J., Kummer F.J., Tejwani N. // *Injury*. – 2006. – Oct. – Vol. 37(10). – P. 984-989.
145. Lim L.A. Biomechanics of total hip arthroplasty / Lim L.A., Carmichael S.W., Cabanela M.E. // *Anat. Rec. (New Anat.)* – 1999. – Vol. 257. – P. 110-116.
146. Kummer F.J. Mechanical evaluation of unipolar hip spacer constructs. / Kummer F.J., Strauss E., Wright K., Kubiak E.N., Di Cesare P.E. // *Am. J. Orthop.* – 2008. - Oct. – Vol. 37(10). – P. 517-518.
147. Miedel R. The standard Gamma nail or the Medoff sliding plate for unstable trochanteric and subtrochanteric fracture. A randomised, controlled trial. / R. Miedel, S. Ponzer, H. Törnkvist, A. Söderqvist, J. Tidermark. // *Journal of Bone and Joint Surgery (British Volume)*. 2005. – Vol. 87-B. – Issue 1. – P. 68-75.



148. Sadowski C. Treatment of Reverse Oblique and Transverse Intertrochanteric Fractures with Use of an Intramedullary Nail or a 95° Screw-Plate. / C. Sadowski, A. Lubbeke, M. Saudan, N. Riand, R. Stern, P. Hoffmeyer // *Journal of Bone and Joint Surgery America*. – 2002. – March. – 84A. – P. 372-381.

149. Костюк А. Н. Посібник з методики остеосинтезу апаратами зовнішньої фіксації АЗФ-К. – Київ: ТОВ «Лазурит-поліграф», 2015. – 144с.

150. Барабаш А. П. Сравнительная характеристика линейных перемещений отломков проксимального отдела Бедренной кости при чрескостной фиксации / А. П. Барабаш, А. Г. Русанов, О. А. Кауц // *Саратовский научно-медицинский журнал*, 2009, том 5, № 3, с. 399–403.

151. Костюк А. Н. Можливості апаратів зовнішньої фіксації при лікуванні потерпілих з множинними переломами і поєднаною травмою / А.Н. Костюк // *Проблеми військової охорони здоров'я: Зб. наук. праць Української військово-медичної академії*. — Випуск 7. — С. 367-371.

152. Проценко В. В. Застосування апаратів Костюка та ендопротезування при лікуванні хворих з метастатичним ураженням кісток /В.В. Проценко, А.Н. Костюк// *Зб. Матеріалів XII з'їзду онкологів України*. – 2011.-№378. – С.124.

153. Алиев М. Д. Современные подходы к хирургическому лечению метастазов злокачественных опухолей в кости / М. Д. Алиев, В. В. Тепляков, В. Е. Каллистов [ и соавт.] // *Практическая онкология: избранные лекции*. – С. 738-748.

154. Тепляков В. В. Хирургическое лечение паталогических переломов длинных трубчатых костей при метастатическом поражении / В. В. Тепляков, В. Ю. Крпенко, А. К. Валиева // *Вопросы онкологии*. – 2005. – Т.51, №3. – С. 377-381.

155. Schwartz-Dabney C.L., Dechow P.C. Variations in cortical material properties throughout the human dentate mandible // *American journal of physical anthropology* 120:252–277 (2003)

156. Muller M., M. Allgower, R. Schneiderl, H. Willenegger *Manual of internal Fixation*. - Springer-Verlag 1990.- 750 p.

157. Behrens F., Johnson W.D. Variables altering the mechanical characteristic of fixator frames // *Biomechanics: current interdisciplinary research*. – Dordrecht: Martinus-Nijhoff. – 1988. – P. 525 – 530.
158. Chao E.Y., Briggs B.T. Theoretical and experimental analyses of Hoffmann-Vidal external fixation system // *Orthop. Trans.* – 1980. – № 2. – P. 115 – 128.
159. Evans M., Kenwright J., Tanner K. Analysis of single-sided external fracture fixation // *Engin Med.* – 1979. – № 8. – P. 133 – 137.
160. Kapandji J.A. *Funktionale Anatomie der Gelenke. Band 1. Ober Extremität* / Ferdinand Enke Verlag Stuttgart, 1984. – 758 p.
161. Kummer F.J. Biomechanics of the Ilizarov External Fixator // *Bull. Hosp. Jt Dis.* – 1989. – Vol. 49, № 2. – P. 140-147.
162. *Manual of internal Fixation* / M. Muller, M. Allgower, R. Schneiderl, H. Willenegger. – Berlin: Springer-Verlag, 1990. – 750 p.
163. McCoy M.T., Briggs G.R., Chao E.Y. A comparative study of external fixators based on bone fracture stiffness // *Proceedings of the 26th Annual Orthopedic Research Society*. – Atlanta, 1980. – P. 92 – 94.
164. Chao E.Y.S. The effect rigidity fracture healing in external fixation/ E.Y.S. Chao, H. T. Aro, D.G. Lawallen, P.J. Kelly, // *Clin. Orthop.* – 1989. – № 241. – P. 24-35, 135.
165. Vidal J., Melk J. *The Double – Frame External Fixatio.* – Berlin etc: Springer, 1982. – 285 p.
166. Weber B.G., Margel F. *The External Fixator.* –Berlin: Springer, 1985. –376 p.
167. А.с. 507314 СССР, МКИ А 61 В. 17/18. Компрессионно-дистракционный аппарат / В.К. Калнберз, А.Н. Сеницин (СССР). – № 901002/28–13; Заявлено 18.04.73; Опубл. 25.03.76, Бюл. № 11. – С.14-14.
168. Волков М.В., Оганесян О.В. Восстановление формы и функции суставов и костей (аппаратами авторов). – М.: Медицина, 1986. – 256 с.
169. Волков М.В., Оганесян О.В. Методика применения шарнирно-дистракционных аппаратов авторов при хирургическом лечении коленного, голе-

ностопного, локтевого и лучезапястного суставов // Актуальные вопр. травматологии и ортопедии. – М., 1972. – Вып. 6. – С. 42 – 50.

170. Илизаров Г. А. Артропластика суставов. Инвагинационные анастомозы. – В кн.: Компрессионно-дистракционный остеосинтез. Курган, 1967, с.373 -377

171. Илизаров Г.А., Девятков А.А., Константинов Б.К. Остеосинтез закрытых переломов. – Курган, 1976. – 46с.

172. Казьмин А.И., Лаврищева Г.И. К теоретическому обоснованию восстановления целостности и структуры костей и вопросы чрескостного внеочагового остеосинтеза // Теоретические и практические аспекты чрескостного компрессионного и дистракционного остеосинтеза: Тез.докл. Всесоюз. науч.-практ.конф. – Курган, 1976. – С. 12-14.

173. Стецула В.И., Девятков А.А. Чрезкостный остеосинтез в травматологии.

174. Шевцов В.И. и др. Аппарат Илизарова. Биомеханика / В.И., Шевцов, В.А. Немков, Л.В. Скляр.-Курган, 1995.– 165 с.

175. Шевцов В.И., Попков А.В. Оперативное удлинение нижних конечностей. – М.: Медицина, 1998. – 192 с.

176. Справочник по сопротивлению материалов / Писаренко Г.С., Яковлев А.П., Матвеев В.В.– К., «Наукова думка», 1988 – 736 с.

177. Методичні підходи до розробки шарнірно-дистракційних систем зовнішньої фіксації для відновлення функції ліктьового суглоба / О.А. Бур'янов, А.М. Лакша, М.С. Шидловський [та ін.] // Проблеми військової охорони здоров'я. – 2006. – Вип.17. – С. 458-467.

178. Оганесян О.В. Восстановление формы и функции голеностопного сустава шарнирно-дистракционными аппаратами / О.В. Оганесян, С.В. Иванников, А.В. Коршунов // Москва: БИНОМ. Лаборатория знаний: Медицина, 2003. – 120 с.

179. Чадаев А.П. Лечение открытых переломов и вывихов фаланг пальцев кисти, осложненных гнойно-воспалительным процессом / А.П. Чадаев, М.С. Алексеев, А.Ш. Гармаев // Москва: Триада-Х, 2005. – 88 с.

180. Dzwierzynski W. W. Biomechanics of the Intact and Surgically Repaired Proximal Interphalangeal Joint Collateral Ligaments / W. W. Dzwierzynski, F. Pintar, H.

S. Mathoub, N. Yoganandan // The Journal of Hand Surgery. – 1996. – Vol. 21A. – No. 4. – P. 679-683.

181. An in vitro biomechanical study of a hinged external fixator applied to an unstable elbow / H. Sekiya, P. G. Neale, S. W. O'Driscoll [et al.] // J Shoulder Elbow Surg. – 2005. – Vol. 14. – P. 429-432.

182. Komura T. Longer moment arm results in smaller joint moment development, power and work outputs in fast motions / A. Nagano, T. Komura // Journal of Biomechanics. – 2003. – Vol. 36. – P. 1675–1681.

183. Werner D. The Biomechanical Properties of the Finger Metacarpophalangeal Joints to Varus and Valgus Stress / D. Werner, S. H. Kozin, M. Brozovich [et al.] // The Journal of Hand Surgery. – 2003. – Vol. 28A. – No. 6. – P. 1044–1051.

184. Nanno M. Three-Dimensional Analysis of the Ligamentous Attachments of the First Carpometacarpal Joint / M. Nanno, W. L. Buford, R. M. Patterson [et al.] // The Journal of Hand Surgery. – 2006. – Vol. 31A. – No. 7. – P. 1160-1170.

185. Hiniduma S. S. New least squares solutions for estimating the average centre of rotation and the axis of rotation / S. S. Hiniduma, U. Gamage, J. Lasenby // Journal of Biomechanics. – 2002. – Vol. 35. – P. 87–93.

186. Lethaby A. Pin site care for preventing infections associated with external bone fixators and pins / A. Lethaby, J. Temple, J. Santy // Cochrane Database of Systematic Reviews – 2008. – Issue 4. – P. 2-22.

187. Balaram A.K., Bednar M.S. Complications after the fractures of metacarpal and phalanges. *Hand Clin.* May 2010;26(2):169-77

188. Eastwood D.M., Gregg P.J., Atkins R.M. Intra-articular fractures of the calcaneus // J. Bone and Joint Surg.- March 1993.- 75-B.-№ 2. - P. 183- 195.

189. Facca S., Ramdhian R., Pelissier A., *et al.* Fifth metacarpal neck fracture fixation: Locking plate versus K-wire, *Orthop Traumatol Surg Res.* 2010; 96:506–512.

190. Galanakis I., Aligizakis A., Katonis P., Papadokostakis G., Stergiopoulos K., Hadjipavlou A. Treatment of closed unstable metacarpal fractures using percutaneous transverse fixation with Kirschner wires. *J Trauma.* Sep 2003;55(3):509-13.

191. Kozin S.H., Thoder J.J., Lieberman G. Operative Treatment of Metacarpal and Phalangeal Shaft Fractures. *J Am Acad Orthop Surg* 2000;8: P. 111-121.
192. Liporace F.A, Kinchelow T., Gupta S., Kubiak E.N., McDonnell M. Minifragment screw fixation of oblique metacarpal fractures: a biomechanical analysis of screw types and techniques. // *Hand (N Y)*. - Dec 2008. - №3(4). – P.311.
193. Omokawa S., Fujitani R., Dohi Y., *et al.* Prospective outcomes of comminuted periarticular metacarpal and phalangeal fractures treated using a titanium plate system. *J Hand Surg.* 2008; 33-A:857–863.
194. Souer J.S., Mudgal C.S. Plate fixation in closed ipsilateral multiple metacarpal fractures. // *J Hand Surg Eur Vol.* - Dec 2008. - №33(6). – P.740.
195. Winter M., Balaguer T., Bessiere C., *et al.* Surgical treatment of the boxer's fracture:transverse pinning versus intramedullary pinning. *J Hand Surg.* 2007; 32-M:709–713.
196. Бойчев Б. Хирургия кисти и пальцев / Б. Бойчев, В. Божков, И. Матев и др. // София: Медицина и Физкультура, 1971. - 279 с.
197. Борzych А. В. , Оприщенко А. А., Кравченко А. В. , Погорияк А. Й. , Труфанов / А.В. Борzych, А.А. Оприщенко, А.В. Кравченко, А.Й. Погорияк, Труфанов //Лечение внутрисуставных переломов головок пястных костей с использованием наkostных пластин. – Тезисы доклада 2008.- Донецк.
198. Валеев М.М. Стабильный функциональный остеосинтез переломов костей кисти / М.М. Валеев, Д.В. Моисеев, С.А. Чистиченко // Травмат. и ортоп. России. 2008. – №2-прил. — С. 15-16.
199. Витюгов И.А. Стабильный остеосинтез шпичами при закрытых переломах пястных костей кисти / И.А. Витюгов, В.А. Копысова // Ортопед, травматол. 1986. - № 5. - С. 182-197.
200. Горячев А.Н. Чрескостный остеосинтез кисти /А.Н. Горячев, В.Ф. Сидоров, Э.Л. Степаненко // Теоретические и клинические аспекты дистракционного остеосинтеза. Л., 1982.-С. 79-83.
201. Громов М.В. Сравнительная характеристика способов оперативного лечения переломов пястных костей и фаланг пальцев кисти / М.В. Громов, В.И. Пан-

филов// Сб.науч.тр. Ленинградского института усовершенствования врачей: Вып. 127. -Л., 1974.-С. 24-25.

202. Дегтярева С.И. Шарнирно-дистракционные аппараты Волкова-Оганесяна в хирургии кисти / С.И. Дегтярева, О.В. Оганесян, И.Н. Шинкаренко и др. // Тез.докл. III Всесоюз. Съезда травматологов-ортопедов: Ч. 2. М., 1975. - С. 215-216.

203. Каплан А. В. Повреждения костей и суставов. – М. Медицина, 1979. – С.582-588.

204. Коршунов В. Ф. Стабильный интрамедуллярный остеосинтез при переломах пястных костей и фаланг пальцев кисти / В.Ф. Коршунов, Д.А. Магдиев, В.И. Барсук // Вестн. травматологии и ортопедии им. Н. Н. Приорова. 2000. № 2. С. 22-26.

205. Коршунов В. Ф. Удлинение культей пальцев кисти и устранение укорочений фаланг и пястных костей / В.Ф. Коршунов, Д.А. Магдиев, В.И. Барсук // Вестн. травматологии и ортопедии им. Н. Н. Приорова. 2004. № 1. С. 66-70.

206. Коршунов В. Ф. Оперативное лечение боковой нестабильности пястно-фалангового сустава I пальца кисти / В.Ф. Коршунов, М.А. Скворцова // Вестн. травматологии и ортопедии им. Н. Н. Приорова. 2003. № 1. С. 50-53.

207. Лакша А. М. Жесткостные биомеханические параметры стержневых аппаратов внешней фиксации. // Український журнал медичної техніки і технології. – 2000. – № 3-4 – С.35-38.

208. Лыба Р.М. Повреждения пястных костей кисти — ошибки и осложнения на этапах лечения / Р.М. Лыба, И. Абашина // Актуальные вопросы травматологии и ортопедии. — Екатеринбург, 1997. — С. 114-115.

209. Лябах А.П. Ускладнення після переломів п'ясткової кістки та їх хірургічне лікування / // Вісник ортопед. травматол. протез. – 2000. - № 2. – С. 17-19.

210. Сысенко Ю. М. Лечение больных с переломами трубчатых костей кисти методом чрескостного остеосинтеза / Ю.М. Сысенко, С.И. Швед // Гений ортопедии. 2000. № 4. С. 41-45.

211. Швед С. И. Устройство для остеосинтеза коротких трубчатых костей кисти / С.И. Швед, Д.В. Глухов, С.И. Новичков // Гений ортопедии. 2002. № 3. С. 126-127.

212. Швед С. И., Сысенко Ю. М., Шилов В. Г. Способ лечения внутрисуставных компрессионных переломов пястной кости. / С.И. Швед, Ю.М. Сысенко, В.Г. Шилов // Гений ортопедии. – 1997. – №4. – С. 51-53.

213. Шихалёва Н. Г., Чиркова И. В. Лечение больных с закрытыми переломами дистального метаэпифиза пястных костей с применением чрескостного остеосинтеза / Н.Г. Шихалёва, И.В. Чиркова// Гений ортопедии. 2009. № 2. С. 40-45.

214. Яковлев А.Б., Кузнецов Н.А., Синовский П.В. Оценка эффективности остеосинтеза ладьевидной кости запястья различными винтами / А.Б. Яковлев, Н.А. Кузнецов, П.В. Синовский// «Травматология и ортопедия», Нижний Новгород – 2002, – с 102-103.

### **Список використаної літератури до розділу 2:**

1. Muller M., Algover M., Schneider R., Willenegger H., Manual of internal Fixation. Springer Verlag. Berlin – New-York – Heidelberg. 1990 - 750 p.

2. Білінський П. І. Обґрунтування фіксуючих можливостей фіксаторів і пристроїв на фізичній моделі. / П.І. Білінський // Вісник ортопедії, травматології та протезування. 2002, №2, С. 47-49.

3. Тяжелов А.А. Биомеханические исследования свойств жесткой и упруго-стабильной моделей остеосинтеза / А.А. Тяжелов, С.Р. Михайлив, И.А. Суббота [и др.]// Ортопедия, травматология и протезирование. – 2003. – № 2. – С. 61-66.

4. Білінський П.І. Експериментальне дослідження величини мікрорухливості уламків препарату кістки залежно від способу фіксації та величини навантажування / П.І. Білінський, М.О. Корж // Військ. медицина України. — 2003. — 3, N 1-2. — С. 35-43.

5. Попов И.Ф. Лечение последствий переломов длинных костей нижних конечностей аппаратами на спицевой и стержневой основе / И.Ф. Попов, Н.И. Березка, И.И. Спесивый и др. // Ортопедия, травматология. — 1996. №3. С. 44-47.

6. Барабаш А.П. Биомеханические аспекты в схемах чрезкостной фиксации при лечении диафизарных дефектов длинных костей /А.П. Барабаш, Ю.А. Барабаш// Вопросы травматологии и ортопедии: Тез. юбил. науч.-практ. конф. — Иркутск, 1996. С. 33-34.
7. Калнберз В.К. Компрессионно-дистракционные аппараты напряженной и жесткой систем. Рига, 1981. 67 с.
8. Ткачева А.В. Комплексный подход к моделированию систем внешней фиксации при лечении переломов опорно-двигательного аппарата методом остеосинтеза / А В Ткачева, Л В Сафонова, О В Бейдик, К Г Бутовский, К К. Левченко, С.И Киреев // Технологии живых систем - М, 2006 - Т 3 - № 4 - С 60-62
9. Експериментальні дослідження засобів остеосинтезу. Кол. авторів / За ред. Шидловського М.С, Лакши А.М. - К.: Ленвіт, 2017. - 277 с.
10. Шидловский Н.С. Методы исследования деформационной надежности систем остеосинтеза конечностей человека / Н.С. Шидловский // Біомедична інженерія, – К: 2011, – № 1. – С. 24-31.
11. Шидловский Н.С. Методы исследования систем остеосинтеза конечностей человека Часть 2. Критерии деформационной надежности / Н.С. Шидловский // Біомедична інженерія, – К: 2011, – № 2. – С. 42-50.
12. ГОСТ 11262-80 Пластмассы. Метод испытания на растяжение.
13. ГОСТ 14359-69 Пластмассы. Методы механических испытаний. Общие требования
14. ГОСТ 4651-82 Пластмассы. Метод испытания на сжатие.
15. ГОСТ 4648-71 Пластмассы. Метод испытания на статический изгиб.
16. ГОСТ 25.601-80 Расчеты и испытания на прочность. Методы механических испытаний композиционных материалов с полимерной матрицей (композитов). Метод испытания плоских образцов на растяжение при нормальной, повышенной и пониженной температурах.
17. ГОСТ 25.602-80 Расчеты и испытания на прочность. Методы механических испытаний композиционных материалов с полимерной матрицей (компози-



тов). Метод испытания на сжатие при нормальной, повышенной и пониженной температурах.

18. ГОСТ 25.603-82 Расчеты и испытания на прочность. Методы механических испытаний композиционных материалов с полимерной матрицей (композитов). Метод испытания на растяжение кольцевых образцов при нормальной, повышенной и пониженной температурах.

19. ГОСТ 25.604-82 Расчеты и испытания на прочность. Методы механических испытаний композиционных материалов с полимерной матрицей (композитов). Метод испытания на изгиб при нормальной, повышенной и пониженной температурах.

20. Ковальчук П. Є. Клініко-біомеханічне обґрунтування малоінвазивного блокуючого інтрамедулярного металополімерного остеосинтезу при лікуванні переломів кісток гомілки та їх наслідків: дис. канд. мед. наук.: 14.01.21 / Ковальчук Петро Євгенович; М-во охорони здоров'я України, Буковинська державна медична академія. – Чернівці. 2004. – 158 с.

21. Марченкова Н. О. Малоінвазивний остеосинтез при переломах кісточок гомілки: дис. канд. мед. наук.: 14.01.21 / Марченкова Наталія Олексіївна; МОЗ України, Тернопільський державний медичний університет ім. І.Я. Горбачевського. – Тернопіль. 2006. – 164 с.

22. Ткачева А. В. Биомеханические системы внешней фиксации при лечении переломов большеберцовой кости: дис. канд. фіз.-мат. наук.: 01.02.08 / Ткачева Ангелина Владимировна; ГОУ ВПО «Саратовский государственный университет им. Н.Г. Чернышевского». – Саратов. 2006. – 149 с.

23. Анкін М.Л. Експериментально-біомеханічні випробування накісткового остеосинтезу при переломах діяфіза великогомілкової кістки / М.Л. Анкін, Л.М. Анкін, Н.С. Шидловский, Сатишев М.М. // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2011, – № 1 (68). – С. 68-73.

24. Шайко-Шайковский А.Г. Биомеханический анализ вариантов остеосинтеза диафизарных переломов ключицы / А.Г.Шайко-Шайковский, С.В. Билык, И.С. Олексюк, М.Е. Белов // Травма. – 2011, - Том 12, №.4. - С. 67-71.

25. Шидловський М.С. Біомеханічні характеристики різних способів фіксації переломів в області колінного суглоба / М.С. Шидловський, О.А. Бур'янов, А.М. Лакша та ін. // Літопис травматології та ортопедії. – 2013, № 3-4. – С. 43-48.

26. Лакша А.М. Біомеханічні характеристики стрижньових систем фіксації велико-гомількової кістки при короткочасних та циклічних навантаженнях / А.М. Лакша, М.С. Шидловський // Літопис травматології та ортопедії. – 2011, № 1-2. – С. 29-35.

27. Скрипкин С.П. Сравнительная биомеханическая характеристика накостных фиксаторов LCP и LC-DCP / С.П. Скрипкин, Ю.А. Барабаш, С.П. Шпиняк // Achievement of high school – 2011: матеріали за VII міжнародна научна практична конференція. Софія: «Бял ГРАД-БГ», 2011. – Т.24. Лекарство. – С.12-18.

28. Шидловский Н.С. Критерии деформационной надежности систем остеосинтеза / Н.С. Шидловский // Літопис травматології та ортопедії. – 2012, № 1-2. – С.120-125.

29. Шидловський Н.С. Механічні дослідження різних способів з'єднання переломів вертлюгової ділянки стегнової кістки людини / Н.С. Шидловський, Л.М. Юрійчук, Д.Ю. Шпак // Вісник Національного технічного університету України "Київський політехнічний інститут", Серія Машинобудування, – К: 2010, – № 59. – С. 271-276.

30. Шидловський М.С. Уніфікація характеристик деформування в біомеханічних дослідженнях систем остеосинтезу / М.С. Шидловський, А.М. Лакша, Д.Ю. Шпак // Літопис травматології та ортопедії. – 2013, № 1-2. – С.113-117.

31. Шидловський М.С., Шпак Д.Ю., Тимошенко О.В. Нові матеріали: Обладнання для випробувань конструкційних пластмас та гум при короткочасному навантаженні. – К.: НТУУ «КПІ», 2011. – 48 с.

32. Шидловський М.С., Бабенко А.Є., Боронко О.О. та ін. / Нові матеріали: частина 2. Експериментальні методи досліджень механічних властивостей конструкційних полімерів та пластмас [Електронний ресурс] – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2017. – 266 с.

33. Анкин Л.Н. Практическая травматология. Европейские стандарты диагностики и лечения / Москва, "Книга плюс", 2002

34. Шидловський М.С. Уніфікація характеристик деформування в біомеханічних дослідженнях систем остеосинтезу / М.С. Шидловський, А.М. Лакша, Д.Ю Шпак // Літопис травматології та ортопедії. – № 1-2/2013 (25-26). – С.113-117.

35. Шидловський М.С. Застосування уніфікованих характеристик деформування систем остеосинтезу в біомеханічних дослідженнях / М.С. Шидловський, А.М. Лакша, Д.Ю Шпак // Вісник СевНТУ: зб. наук. пр. Вип..137/2013. Серія: Механіка, енергетика, екологія. — Севастополь, 2013. – С. 142-147.

36. Пат. 68177 Україна, Спосіб вимірювання зміщень уламків кісток людини в експерименті / Шидловський М.С., Радомський О.А., Літун Ю.М., Аксютін А.Г. – № u 2012 00818; заявл. 26.01.2012 ; опубл. 12.03.2012, Бюл. № 5. – 8 с.: іл.

37. ДСТУ ISO/IES 17025:2006 «Загальні вимоги до компетентності випробувальних та калібрувальних лабораторій»

38. Рекомендації з метрологічного забезпечення випробувальних і калібрувальних лабораторій, СТУ - Р УкрАО 913.15:2007, Київ, Виконавчий орган УкрАО, 2017 р, - 101 с.

### **Список використаної літератури до розділу 3:**

1. Шидловський М.С. Деформаційні характеристики систем фіксації переломів великогомілкових кісток / М.С. Шидловський, Т.М. Омельченко, М.М. Димань // XVIII Міжнародна науково-технічна конференція „Прогресивна техніка, технологія та інженерна освіта”, 29 червня – 1 липня 2017 року Національний технічний університет України "Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського" м. Київ, -С.64-66

2. Шидловський М.С. Методика визначення деформаційних характеристик систем фіксації переломів великогомілкових кісток / М.С. Шидловський, Т.М. Омельченко, М.М. Димань, М.П. Федорчук// Матеріали всеукраїнської науково-технічної конференції молодих вчених та студентів «Інновації молоді – машинобудуванню» Секція «Динаміка і міцність машин» , "КПІ" 2017 м. Київ. -С.56-59.

3. Бур'янов О. А. Біомеханічне обґрунтування малоінвазивних технологій лікування при переломах проксимального епіметафізу великогомілкової кістки (клініко-експериментальне дослідження) / О.А. Бур'янов, В.П. Кваша, М.С. Шидловський, Є.О. Скобенко, Ю.Л. Соболевський, А.М. Лакша, Т.М. Омельченко, А.В. Головчак // Травма. - 2014. - Т. 15, № 1. - С. 9-14.

4. Експериментальні дослідження засобів остеосинтезу. Кол. авторів / За ред. Шидловського М.С., Лакши А.М., – К.: Ленвіт, 2017. – 277 с.

5. Шидловський М.С. Уніфікація характеристик деформування в біомеханічних дослідженнях систем остеосинтезу / М.С. Шидловський, А.М. Лакша, Д.Ю. Шпак // Літопис травматології та ортопедії. – № 1-2/2013 (25-26). – С.113-117.

6. Шидловський М.С. Застосування уніфікованих характеристик деформування систем остеосинтезу в біомеханічних дослідженнях / М.С. Шидловський, А.М. Лакша, Д.Ю. Шпак // Вісник СевНТУ: зб. наук. пр. Вип.137/2013. Серія: Механіка, енергетика, екологія. – Севастополь, 2013. – С. 142-147.

7. Jaarsma RL, van Kampen A. Rotational malalignment after fractures of the femur. J Bone Joint Surg Br. 2004;86:1100–4. [PubMed]

8. Ricci WM, Bellabarba C, Lewis R, et al. Angular malalignment after intramedullary nailing of femoral shaft fractures. J Orthop Trauma. 2001;15:90–5.

9. Патент на корисну модель № 117085 Спосіб визначення зміщення уламків кісток в місцях переломів Шидловський М.С., Заховайко О.П., Димань М.М. Зареєстровано 12.06.2017 р., Бюл. № 11, 2017.

10. Шидловский Н.С. Особенности выбора режимов биомеханических натуральных испытаний систем остеосинтеза с учетом циклических нагрузок / Н.С. Шидловский, А.М. Лакша, М.М. Дымань// Літопис травматології та ортопедії. – № 1-2/2014 (29-30). – С.115-120.

11. Нікітін П.В. Визначення та порівняння жорсткості фіксації перелому таранної кістки при використанні різних методик остеосинтезу (експериментальне дослідження) / П.В. Нікітін, А.М. Лакша, М.С. Шидловський // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2004, №4. – С. 44–49.

12. Турчин А.М. Анатомо-біомеханічні аспекти переломів таранної кістки та їх остеосинтез із застосуванням зустрічно-компресуючих гвинтів / А.М. Турчин, А.П. Лябах, М.Л. Анкін та ін. // Вісн. ортопедії, травматології та протезування. – 2013. – № 4. – С. 58-63

13. Костюк А. Н. Посібник з методики остеосинтезу апаратами зовнішньої фіксації АЗФ-К. – Київ: ТОВ «Лазурит-поліграф», 2015. – 144 с.

14. Шидловский Н.С. Методы исследования деформационной надежности систем остеосинтеза конечностей человека / Н.С. Шидловский // Біомедична інженерія, – К: 2011, – № 1. – С. 24-31.

#### **Список використаної літератури до розділу 4:**

1. Єщенко В. О. Напружено-деформований стан біомеханічних систем металлоостеосинтезу : дис. .канд. техн. наук. : 01.02.04 - механіка деформівного твердого тіла / Віктор Олексійович Єщенко. - Київ, 2016. - 234 с.

2. Маланчук В.О., Крищук М.Г., Копчак А.В. Імітаційне компютерне моделювання в щелепно-лицевій хірургії. Навчальний посібник. Київ 2012 р.

3. Лакша А.М. Напружено-деформований стан біомеханічних систем “сегмент кінцівки – пристрій фіксації” при транспортуванні постраждалих. / А.М. Лакша, Н.С. Шидловский, В.О. Єщенко // Літопис травматології та ортопедії. – 2014 – № 1 – 2. – С. 213.

4. Єщенко В.О. Імітаційне моделювання напружено-деформованого стану біомеханічних систем для кісток кінцівок та щелепи людини з пошкодженнями. / В.О. Єщенко // Вісник НТУУ «КПІ». Серія машинобудування. 2013, – № 1 – С. 84 – 91 .

5. M.B. Devas. Stress of the tibia in athlets or “shin soreness”. The journal of bone and joint surgery. Vol 40 B, No 2, may 1958.

6. Jan Wieding, Robert Souffrant, Andreas Fritsche, Wolfram Mittelmeier, Rainer Bader. Finite Element Analysis of Osteosynthesis Screw Fixation in the Bone Stock: An Appropriate Method for Automatic Screw Modelling. Automatic Screw Fixation in the Bone Stock. Volume 7, Issue 3.

7. Daniela Tarniță, d. N. Tarniță, d. Popa, d. Grecu, Roxana Tarniță, d. Niculescu, f. Cismaru. Numerical simulations of human tibia osteosynthesis using modular plates based on Nitinol staples. Romanian Journal of Morphology and Embryology 2010, 51(1):145–150.

### **Список використаної літератури до розділу 5:**

1. Ахмедов Б.А. Остеосинтез пластинами с угловой стабильностью винтов в лечении огнестрельных переломов длинных костей конечностей / Б.А. Ахметов, Р.М. Тихилов, А.Р. Атаев // Травматология и ортопедия России. – 2007. - №2 (44). – С. 17 – 23. 136.

2. Билинский П.И. Теоретический анализ биомеханических аспектов остеосинтеза при косом переломе большеберцовой кости контактными и малоконтактными пластинами (сообщение второе) / П.И. Билинский, В.П. Чаплинский, В.А. Андрейчин // Травма. – 2013. – Том 14, №4. – С. 51 – 56.

3. Аналіз стану травматолого-ортопедичної допомоги населенню України в 2004 – 2005 рр.: Довід. / Г.В. Гайко, М.О. Корж, А.В. Калашніков [та ін.]// – К.: Воля. – 2007. – 132 с.

4. Адрианов М.В. Опыт применения имплантируемых стержневых аппаратов системы А.И. Блискунова / М.В. Адрианов, В.Н. Кокурников, Эль Самад Абдул Мохамед // Новое в ортопедии, травматологии и комбустииологии.–Ялта, 1997.– С. 26–27.

5. Бейдик О.В. Метод стержневого чрескостного остеосинтеза в лечении диафизарных переломов костей голени / О.В. Бейдик, К.К. Левченко, Ю.В. Трошкин // Гений ортопедии. – 2009. - №4. – С. 114 – 120.

6. Jaarsma RL, van Kampen A. Rotational malalignment after fractures of the femur. J Bone Joint Surg Br. 2004;86:1100–4. [PubMed].

7. Ricci WM, Bellabarba C, Lewis R, et al. Angular malalignment after intramedullary nailing of femoral shaft fractures. J Orthop Trauma. 2001;15:90–5. [PubMed].

8. Шидловський М.С. Деформаційні характеристики систем фіксації переломів великогомілкових кісток /М.С. Шидловський, Т.М. Омельченко, М.М. Димань// XVIII Міжнародна науково-технічна конференція «Прогресивна техніка, технологія та інженерна освіта», 29 червня – 1 липня 2017 року Національний технічний університет України "Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського" м. Київ, -С.64-66.

9. Експериментальні дослідження засобів остеосинтезу. Кол. авторів / За ред. Шидловського М.С., Лакши А.М., – К.: Ленвіт, 2017. – 277 с.

## ДОДАТОК А

### СПИСОК ОПУБЛІКОВАНИХ ПРАЦЬ ЗДОБУВАЧА ЗА МАТЕРІАЛАМИ ДИСЕРТАЦІЙНОЇ РОБОТИ

1. Експериментальні дослідження засобів остеосинтезу. *Монографія*. Кол. авторів / За ред. Шидловського М.С., Лакши А.М., – К.: Ленвіт, 2017. – 277 с.
2. Шидловський М.С. Біомеханічні характеристики різних способів фіксації переломів таранної кістки / М.С. Шидловський, А.М. Турчин, М.М. Димань // *Вісник Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут»*, серія «Машинобудування». Збірник наукових праць №1(74). КПІ, 2015, С.57-63
3. Shidlovskiy N. Rigidity of the affected femurs with systems of surgical treatment./ N. Shidlovskiy, A. Ilitsky, M. Dyman, V. Shytikov // *Mechanics and Advanced Technologies. National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute"* Збірник наукових праць №1(79),2017,м. Київ , -С.57-63
4. Шидловський М.С. Застосування цифрової фотозйомки в біомеханічних дослідженнях систем остеосинтезу./ М.С. Шидловський, О.П.Заховайко, М.М. Димань// *Mechanics and Advanced Technologies. National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute"* Збірник наукових праць №1(82), 2018 м. Київ , С. 123-130
5. Shidlovskiy N. The tibial fractures fixation system deformation characteristics./ N. Shidlovskiy, M. Dyman, T. Omelchenko // *Mechanics and Advanced Technologies. National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute"* Збірник наукових праць №3 (84), 2018, м. Київ , -С.52-60
6. Shidlovskiy M. S. Deformation indicators of metacarpal bones fracture fixation./ M. S. Shidlovskiy, M.M. Dyman, M.A. Tsygankov // *Mechanics and Advanced Technologies National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute"* Збірник наукових праць №1 (85), 2019, м. Київ , -С.78-84



7. Shidlovskiy M. Deformation of fixation means used in bone fractures of the extremities / M. Shidlovskiy, M. Dyman, O. Zakhovayko, T. Omelchenko, A. Turchin // *Journal "Series on Biomechanics"*. Issue Vol. 33, No. 1, 2019, -С.59-68
8. Шидловский Н.С. Особенности выбора режимов биомеханических натурных испытаний систем остеосинтеза с учетом циклических нагрузок / Н.С. Шидловский, А.М. Лакша, М.М. Димань // *Літопис травматології та ортопедії*. – № 1-2/2014 (29-30). – С.115-120
9. Шидловський М.С. Порівняльні характеристики стабільності різних способів фіксації переломів таранної кістки. / М.С. Шидловський, А.М. Турчин, Т.М. Омельченко, М.М. Димань, О.С.Мусієнко // *Літопис травматології та ортопедії*. – № 1-2 / 2016 (33-34) м. Київ. -С. 156-162
10. Шидловський М.С. Визначення надійності різних систем остеосинтезу при переломах п'яних кісток./ М.С. Шидловський, О.А. Бур'янов, М.А. Циганков, М.М. Димань, О.С. Мусієнко // *Літопис травматології та ортопедії*. – № 1-2 / 2016 (33-34) м. Київ. -С. 163-167
11. Бур'янов О.А. Деформаційні характеристики систем фіксації, що застосовуються при переломах та корекційних остеотоміях дистального відділу великогомілкової кістки./ О.А. Бур'янов, М.С. Шидловський, Т.М. Омельченко, М.М. Димань, О.С. Мусієнко // *Літопис травматології та ортопедії*. – № 1-2 / 2017 (35-36) м. Київ. -С. 129-133
12. Патент на корисну модель № 117085 Спосіб визначення зміщення уламків кісток в місцях переломів. Шидловський М.С., Заховайко О.П., Димань М.М. Зареєстровано 12.06.2017 р., Бюл. № 11, 2017.
13. Патент на корисну модель № 128638 Спосіб вимірювання просторових переміщень уламків кісток людини в експерименті. Шидловський М.С., Літун Ю.М., Заховайко О.П., Онищенко Є.Є., Димань М.М. Зареєстровано 25.09.2018 р., Бюл. № 18, 2018.
14. Патент на корисну модель № 133693 Спосіб визначення модуля пружності трабекулярної кісткової тканини в ділянці гомілковостопного суглоба. Оме-

льченко Т.М., Бур'янов О.А., Лябах А.П., Турчин О.А., Шидловський М.С., Димань М.М., Мусієнко О.С., Мазевич В.Б. Зареєстровано 25.04.2019 р., Бюл. № 8, 2019.

15. Шидловський М.С., Білецький Е.С., Павлюк Я.В., Димань М.М. Біомеханічні властивості кісткової тканини з урахуванням особливості її структури та фізіологічних факторів.// *Матеріали науково-практичної конференції "Проблеми біомеханіки та медичного матеріалознавства"* – Київ, 21–22 листопада 2013. Літопис травматології та ортопедії, №1-2/2014 (29-30) С. 209.

16. Шидловський М.С., Димань М.М. Метод вимірювання біомеханічних характеристик засобів зрощування переломів кісток стопи людини.// *Тези доповідей загально-університетської науково-технічної конференції молодих вчених та студентів.* – Київ, НТУУ "КПІ", 2015. – С. 63.

17. Шидловський М.С., Димань М.М., Турчин А.М. Метод вимірювання біомеханічних характеристик засобів зрощування переломів кісток стопи людини. // *Матеріали XVI МНТК "Прогресивна техніка, технологія та інженерна освіта"*. – м. Одеса - м. Київ, Україна, 2015. – С. 22-23.

18. Шидловський М.С., Димань М.М., Турчин А.М. Дослідження біомеханічних характеристик засобів зрощування переломів таранної кістки.// *"Впровадження наукових розробок у практику охорони здоров'я 2015"* Щорічна науково-практична сесія, 2015, м. Київ.

19. Шидловський М.С., Бур'янов О.А., Димань М.М., Циганков М.А. Порівняльні випробування засобів фіксації переломів п'ясних кісток під дією фізіологічних навантажень.// *"Впровадження наукових розробок у практику охорони здоров'я 2015"* Щорічна науково-практична сесія, 2015, м. Київ.

20. Шидловський М.С., Заховайко О.П., Димань М.М., Мусієнко О.С. Дослідження функціональної надійності систем остеосинтезу.// *XV МНТК «Приладобудування: стан і перспективи»*, 2016, м. Київ.

21. Шидловський М.С., Заховайко О.П., Димань М.М., Мусієнко О.С. Методи вимірювань характеристик пружності та твердості кісткової тканини. // *XV МНТК «Приладобудування: стан і перспективи»*, 2016, м. Київ.

22. Шидловський М.С., Турчин А.М., Димань М.М., Мусієнко О.С. Характеристики різних способів з'єднання переломів кісток стопи при циклічних навантаженнях.// *Матеріали всеукраїнської науково-технічної конференції молодих вчених та студентів «Інновації молоді – машинобудуванню»* Секція «Динаміка і міцність машин», НТУУ "КПІ" 2016 м. Київ. -С. 62-65.

23. Шидловський М.С., Циганков М.А., Димань М.М., Бондар А.М. Деформування засобів фіксації переломів п'яних кісток під впливом фізіологічних навантажень.// *Матеріали всеукраїнської науково-технічної конференції молодих вчених та студентів «Інновації молоді – машинобудуванню»* Секція «Динаміка і міцність машин», НТУУ "КПІ" 2016 м. Київ. -С.65-68.

24. Шидловський М.С., Ільніцький О.В., Димань М.М., Шитіков В.С. Жорсткість з'єднання переломів стегнової кістки репозиційно - фіксаційним апаратом типу «АЗФ-К».// *Матеріали всеукраїнської науково-технічної конференції молодих вчених та студентів «Інновації молоді – машинобудуванню»* Секція «Динаміка і міцність машин», НТУУ "КПІ" 2016 м. Київ. -С.69-71.

25. Шидловський М.С., Ільніцький О.В., Димань М.М., Осипенко О.В. Деформування елементів стрижневих апаратів типу «АЗФ-К» під дією фізіологічних навантажень.//*Матеріали всеукраїнської науково-технічної конференції молодих вчених та студентів «Інновації молоді – машинобудуванню»* Секція «Динаміка і міцність машин», НТУУ "КПІ" 2016, м. Київ. -С.72-74.

26. Шидловський М.С., Лазарєв І.А., Димань М.М., Мусієнко О.С. Міцність фіксації проксимального відділу стегнової кістки при фіброзній дисплазії в умовах остеосинтезу різними типами фіксаторів.// *Матеріали всеукраїнської науково-технічної конференції молодих вчених та студентів «Інновації молоді – машинобудуванню»* Секція «Динаміка і міцність машин», НТУУ "КПІ" 2016 ,м. Київ. - С.75-78.

27. Шидловський М.С., Омельченко Т.М., Копчак А.В., Димань М.М., Мусієнко О.С. Пружні властивості та неоднорідність структури кісткової тканини кінцівок людини.// *Матеріали всеукраїнської науково-технічної конференції молодих*

вчених та студентів «Інновації молоді – машинобудуванню» Секція «Динаміка і міцність машин», НТУУ "КПІ" 2016, м. Київ. -С.78-81.

28. Шидловський М.С., Заховайко О.П., Копчак А.В., Димань М.М., Мусієнко О.С. Оцінка пошкоджень кісткової тканини за показниками твердості.// *Матеріали всеукраїнської науково-технічної конференції молодих вчених та студентів «Інновації молоді – машинобудуванню»* Секція «Динаміка і міцність машин», НТУУ "КПІ" 2016, м. Київ. -С.81-84.

29. Шидловський М.С., Заховайко О.П., Димань М.М. Спосіб визначення переміщень в системах остеосинтезу.// *XVII МНТК „Прогресивна техніка, технологія та інженерна освіта”*, 2016, Одеський національний політехнічний університет, м. Одеса, -С.21-22.

30. Шидловський М.С., Циганков М.А., Димань М.М., Бондар А.М. Деформування засобів фіксації переломів п'ястих кісток під впливом фізіологічних навантажень.// *XVII МНТК „Прогресивна техніка, технологія та інженерна освіта”*, 2016, Одеський національний політехнічний університет, м. Одеса, -С. 23-24.

31. Димань М.М., Мусієнко О.С. Пружні властивості та неоднорідність структури кісткової тканини кінцівок людини.// *XVII МНТК „Прогресивна техніка, технологія та інженерна освіта”*, 2016, Одеський національний політехнічний університет, м. Одеса, -С. 25-26.

32. Шидловський М.С., Заховайко О.П., Димань М.М. Дослідження зміщень переломів кісток способом аналізу цифрових зображень.// *Впровадження наукових розробок у практику охорони здоров'я 2016” Щорічна науково-практична сесія*, 2016, м. Київ.

33. Шидловський М.С., Заховайко О.П., Димань М.М. Вплив способів остеосинтезу на деформування кісток кінцівок при дії фізіологічних навантажень.// *Біо-Медична Інженерія*, науково-практичний журнал, №4, 2017, м. Київ, -С. 26-30.

34. Шидловський М.С., Заховайко О.П., Димань М.М. Порівняльні показники надійності систем остеосинтезу.// *Біо-Медична Інженерія*, науково-практичний журнал, №4, 2017, м. Київ, -С. 96-100.

35. Шидловський М.С., Заховайко О.П., Димань М.М. Аналіз просторових переміщень точок переломів кісток із засобами фіксації під дією навантажень.// *Матеріали всеукраїнської науково-технічної конференції молодих вчених та студентів «Інновації молоді – машинобудуванню»*, "КПІ" 2017, м. Київ. -С. 45-48.

36. Шидловський М.С., Заховайко О.П., Димань М.М., Карачун В.М. Оцінка точності та невизначеності вимірювань в системах остеосинтезу методом фотозйомки.// *Матеріали всеукраїнської науково-технічної конференції молодих вчених та студентів «Інновації молоді – машинобудуванню» Секція «Динаміка і міцність машин»*, "КПІ" 2017, м. Київ. -С. 48-52.

37. Шидловський М.С., Димань М.М. Вплив циклічних навантажень на деформаційні характеристики засобів остеосинтезу п'ясних кісток.//*Матеріали всеукраїнської науково-технічної конференції молодих вчених та студентів «Інновації молоді – машинобудуванню» Секція «Динаміка і міцність машин»*, "КПІ" 2017, м. Київ. -С.52-55.

38. Шидловський М.С., Омельченко Т.М., Димань М.М., Федорчук М.П. Методика визначення деформаційних характеристик систем фіксації переломів великогомілкових кісток.//*Матеріали всеукраїнської науково-технічної конференції молодих вчених та студентів «Інновації молоді – машинобудуванню» Секція «Динаміка і міцність машин»*, "КПІ" 2017, м. Київ. -С.56-59.

39. Шидловський М.С., Омельченко Т.М., Димань М.М., Доценко Г.М. Результати досліджень деформаційних характеристик засобів фіксації переломів великогомілкових кісток.//*Матеріали всеукраїнської науково-технічної конференції молодих вчених та студентів «Інновації молоді – машинобудуванню» Секція «Динаміка і міцність машин»*, "КПІ" 2017, м. Київ. -С.60-62.

40. Димань М.М., Ільніцький О.В. Деформаційні характеристики систем «стегова кістка-засіб фіксації перелому».// *XVIII МНТК „Прогресивна техніка, технологія та інженерна освіта”*, 2017, Національний технічний університет України "Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського" м. Київ, - С.61-63.

41. Шидловський М.С., Омельченко Т.М., Димань М.М. Деформаційні характеристики систем фіксації переломів великогомілкових кісток. // *XVIII МНТК „Прогресивна техніка, технологія та інженерна освіта”*, 2017, Національний технічний університет України "Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського" м. Київ, -С.64-66.
42. Шидловський М.С., Заховайко О.П., Димань М.М. Оцінка точності вимірювань переміщень в системах остеосинтезу.// *XVIII МНТК „Прогресивна техніка, технологія та інженерна освіта”*, 2017, Національний технічний університет України "Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського" м. Київ, - С.67-69.
43. Шидловський М.С., Заховайко О.П., Димань М.М. Деформаційні критерії функціональної надійності систем остеосинтезу.//*XVIII МНТК „Прогресивна техніка, технологія та інженерна освіта”*, 2018, Національний технічний університет України "Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського"м. Київ.
44. Шидловський М.С., Заховайко О.П., Димань М.М. Деформування засобів фіксації переломів кінцівок під дією фізіологічних навантажень.// *XVIII МНТК „Прогресивна техніка, технологія та інженерна освіта”*, 2018, Національний технічний університет України "Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського" м. Київ.

## **ДОДАТОК Б**

### **Апробація результатів дисертації**

Основні результати дисертації доповідалися та обговорювалися на:

- XVI - XIX Міжнародних науково-технічних конференціях «Прогресивна техніка і технологія» у 2015 - 2018 роках (м. Київ, Україна);
- Загально-університетській конференції присвяченій дню Науки, секція «Машинобудування» у 2015 році (м. Київ, НТУУ «КПІ»);
- XV Міжнародній науково-технічній конференції «Приладобудування: стан і перспективи» (м. Київ, Україна) у 2016 році;
- Всеукраїнських науково-технічних конференціях молодих вчених та студентів «Інновації молоді – машинобудуванню» 2016 - 2018 роках (м. Київ, НТУУ «КПІ»).

Повністю робота доповідалась на засіданні кафедри ДММ та ОМ НТУУ “КПІ” (м. Київ)



## ДОДАТОК В

Шидловський М.С., Лакша А.М.



ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ  
ДОСЛІДЖЕННЯ  
ЗАСОБІВ ОСТЕОСИНТЕЗУ



**УДК 617.58:616-018.5-003.4207+089**

**ББК 51.4**

**П 44**

**Експериментальні дослідження засобів остеосинтезу.** Кол. авторів /  
За ред. Шидловського М. С., Лакши А.М.. — К.: Ленвіт, 2017. — 277 с.—  
Бібліогр. 15 с. Тираж 500 екз.

**ISBN 978-966-8995-48-4**

Монографія присвячена відносно молодому напрямку в біомеханіці — експериментальним дослідженням засобів остеосинтезу. На базі отриманого експериментального матеріалу встановлені закономірності виникнення та розвитку накопичення деформацій в системах остеосинтезу. Розроблені узагальнені критерії деформаційної надійності зазначених систем, із врахуванням характеру впливу зовнішніх навантажень.

Призначена для травматологів-ортопедів, студентів, аспірантів, докторантів і молодих вчених, які проводять свої дослідження в областях біомеханіки та механіки, біомедичної інженерії, а також всім вченим і інженерам, чий інтерес лежить в галузі біомеханіки.

**УДК 617.58: 616-018.5-003.4207+089**

**ББК 51.4**

**Авторський колектив:** к.тех.н., доцент **Шидловський М.С.**

д.мед.н., професор **Лакша А.М.**

д.мед.н., професор **Бур'янов О.А.**

**Димань М.М.**

к.мед.н. **Котюк В.В.**

**Лакша А.А.**

к.мед.н. **Літун Ю.М.**

к.мед.н. **Нікітін П.В.**

к.мед.н., доцент **Омельченко Т.М.**

к.мед.н. **Скобенко Є.О.**

к.мед.н. **Юрійчук Л.М.**

**Рецензенти:**

**Стрижало В.О.** — член-кор. НАНУ, д. тех. н., професор  
**Білий В.Я.** — д.мед.н., професор

*Рекомендовано до друку вченими радами Української військово-медичної академії, протокол № 183 від 13 червня 2016 року та механіко-машинобудівельного інституту Національного технічного університету України «КПІ», протокол № 10 від 30 травня 2016 року*

*ТОВ «Видавництво «Ленвіт»»*

*Свідоцтво про внесення до Державного реєстру суб'єкта видавничої справи  
ЦК № 743 від 24.12.2001 р.*

© Кол. авторів, 2017

Українська  
військово-медична  
академія



Національний  
технічний  
університет  
України «КПІ»  
імені Ігоря  
Сікорського

За редакцією  
доц. Шидловського М.С.  
проф. Лакши А.М.

# ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ ДОСЛІДЖЕННЯ ЗАСОБІВ ОСТЕОСИНТЕЗУ

ТОВ "Видавництво «Ленвіт»"  
КИЇВ-2017

## З М І С Т

Умовні позначення	7
Список скорочень	8
Глосарій	10
Вступ	15
<b>Частина I. Експериментальні методи досліджень систем остеосинтезу</b>	<b>23</b>
1. Об'єкти досліджень	24
2. Методи випробувань	30
2.1. Програма випробувань	33
2.2. Закріплення та навантаження зразків при випробуваннях	39
2.3. Експериментальна установка для досліджень систем ОС	52
2.4. Вимірювання переміщень точок препаратів	58
2.5. Запис та обробка діаграм деформування	69
2.6. Уніфікація позначення переміщень точок систем ОС	72
<b>Частина II. Результати випробувань систем остеосинтезу</b>	<b>82</b>
3. Деформаційні властивості СтАЗФ	83
3.1. Стан проблеми та мета досліджень	85
3.2. Випробування СтАЗФ різних конструкцій	87
3.3. Комплексні випробування однобічного двоплощинного СтАЗФ	95
4. Фіксація переломів проксимального епіфізу стегнової кістки	107
4.1. Стан проблеми та мета досліджень	109
4.2. Об'єкти досліджень і підготовка препаратів	110
4.3. Методика проведення випробувань	111
4.4. Результати випробувань при короткочасних навантаженнях	117
4.5. Випробування при довготривалих циклічних навантаженнях	120
5. Фіксація переломів кісток гомілки пластинами	127
5.1. Накістковий остеосинтез великогомілкової кістки	129
5.2. Накістковий остеосинтез малогомілкової кістки	139
6. Стабільність надп'яtkово-гомілкового суглоба при ушкодженнях МГК	146
6.1. Стан проблеми та мета досліджень	148
6.2. Методи та об'єкти досліджень	150
6.3. Дія короткочасних одноразових навантажень	159
6.4. Дія довготривалих циклічних навантажень	163



<b>7. Дія навантажень на фіксацію переломів кісток стопи</b>	170
7.1. Стан проблеми та мета досліджень	172
7.2. Об'єкти та методи досліджень	173
7.3. Випробування засобів фіксації переломів таранної кістки	176
7.4. Випробування засобів фіксації переломів п'яткової кістки	180
7.5. Випробування засобів фіксації заплесно-плеснових суглобів	185
<b>8. Характеристики шарнірних апаратів для накладання на суглоби</b>	190
8.1. Сучасні апарати для лікування суглобів	192
8.2. Системи для відновлення функцій ліктьових суглобів	193
8.3. Апарати для лікування уражень пальцевих суглобів	203
<b>9. Фіксація переломів проксимального епіфізу ВГК гвинтами</b>	210
9.1. Постановка задачі, об'єкти та методи досліджень	212
9.2. Випробування при одноразових навантаженнях	215
9.3. Випробування при багаторазових циклічних навантаженнях	218
9.4. Передача навантаження через відламки ВГК	222
<b>10. Оцінка стану кісткової тканини в області вогнепального перелому</b>	225
10.1 Стан проблеми та мета досліджень	227
10.2 Експериментальне обладнання	229
10.3 Результати випробувань	233
<b>11. Узагальнення результатів випробувань</b>	240
11.1. Узагальнення результатів випробувань різних засобів ОС	241
11.2. Порівняння різних режимів навантаження	243
11.3. Узагальнені показники деформаційної стабільності систем ОС	250
<b>ЛІТЕРАТУРА</b>	258

**ДОДАТОК Г**  
**Патент на корисну модель**





**ДОДАТОК Г**  
**Патент на корисну модель**



# ДОДАТОК Д

## Патент на корисну модель



МІНІСТЕРСТВО  
ЕКОНОМІЧНОГО  
РОЗВИТКУ І ТОРГІВЛІ  
УКРАЇНИ

УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **128638** (13) **U**  
(51) МПК  
**A61F 2/76** (2006.01)  
**G09B 23/28** (2006.01)

### (12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

(21) Номер заявки: **u 2018 04584**  
(22) Дата подання заявки: **25.04.2018**  
(24) Дата, з якої є чинними права на корисну модель: **25.09.2018**  
(46) Публікація відомостей про видачу патенту: **25.09.2018, Бюл.№ 18**

(72) Винахідник(и):  
**Шидловський Микола Сергійович (UA),**  
**Літун Юрій Михайлович (UA),**  
**Заховайко Олександр Панасович (UA),**  
**Онищенко Євген Євгенович (UA),**  
**Димань Маріанна Михайлівна (UA)**  
(73) Власник(и):  
**Шидловський Микола Сергійович,**  
просп. Бажана, 28, кв. 54, м. Київ, 02140 (UA),  
**Літун Юрій Михайлович,**  
просп. Повітрофлотський, 19, кв. 15, м. Київ, 03049 (UA),  
**Заховайко Олександр Панасович,**  
вул. Якубовського, 7, кв. 246, м. Київ, 03191 (UA),  
**Онищенко Євген Євгенович,**  
вул. Лаврська, 6, кв. 10, м. Київ, 01010 (UA),  
**Димань Маріанна Михайлівна,**  
пров. Жовтневий, 8, кв. 3, м. Боярка, 08150 (UA)

### (54) СПОСІБ ВИМІРЮВАННЯ ПРОСТОРОВИХ ЗМІЩЕНЬ УЛАМКІВ КІСТОК ЛЮДИНИ В ЕКСПЕРИМЕНТІ

#### (57) Реферат:

Спосіб вимірювання просторових зміщень уламків кісток людини в експерименті включає встановлення та жорстке закріплення на предметному столі дослідного зразка, з попередньо позначеними на ньому реперними точками, розміщеними у фронтальній та сагітальній площинах, проведення послідовного навантаження дослідного зразка при різних величинах навантаження, фіксацію зміщень, визначення величин зміщень між реперними точками. Вимірювання включає проведення послідовного навантаження дослідного зразка при різних просторових положеннях предметного стола, з можливістю повертання його відносно будь-якої із трьох взаємно перпендикулярних осей, одна з яких збігається із віссю навантаження, переміщувати перпендикулярно осі навантаження та фіксувати у заданому просторовому положенні.

UA 128638 U



## ДОДАТОК Е

### Акт впровадження дисертаційної роботи

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Головний лікар ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України»

д.мед.н., професор  Герасименко С.І.

« 20 » червня 2018 р.

### АКТ ПРО ВПРОВАДЖЕННЯ ПОШУКОВОЇ НАУКОВОЇ РОЗРОБКИ

1. Назва пошукової наукової розробки:

«Біомеханічно обґрунтований вибір оптимальних конструкцій засобів фіксації переломів дистального епіметафізу великогомілкової кістки».

2. Автори:

Бур'янов О.А., Шидловський М.С., Омельченко Т.М., Димань М.М.

3. Місце проведення досліджень:

03056, м. Київ, пр. Перемоги 37, Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», кафедра динаміки, міцності машин та опору матеріалів.

01601, м. Київ, б-р Т.Шевченка, 13, Національний медичний університет імені О.О. Богомольця, кафедра травматології та ортопедії

4. Місце впровадження і час:

ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», 2017-2018 рр.

Бур'янов О.А., Шидловський М.С., Омельченко Т.М., Димань М.М., Мусієнко О.С. Деформаційні характеристики систем фіксації, що застосовуються при переломах та корекційних остеотоміях дистального відділу великогомілкової кістки / Літопис травматології та ортопедії / № 1-2 (35-36), 2017, С. 129-132.

5. Об'єкти та загальна кількість спостережень:

5 типів засобів фіксації при переломах та остеотоміях нижньої третини великогомілкової кістки – 1 латеральна дистальна блокована, 3 медіальні дистальні блоковані пластини для накісткового остеосинтезу та 1 Х- подібна пластина (puddy-plate) для відкритої корекційної остеотомії (open-wage).

6. Ефективність впровадження:

Диференційоване застосування досліджених систем фіксації дозволяє ефективніше проводити лікувальний процес та покращити результати остеосинтезу у пацієнтів з пошкодженнями в зоні дистального епіметафізу великогомілкової кістки та їх наслідками.

7. Зауваження та пропозиції:

Пропонується до впровадження в ортопедо-травматологічних відділеннях лікарень, навчальному процесі кафедр травматології та ортопедії ВМНЗ.

Завідувач відділу патології стопи та складного протезування  
ДУ «ІТО НАМН України», д.мед.н., проф.

 Лябах А.П.



## ДОДАТОК Є

## Акт впровадження дисертаційної роботи

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Головний лікар КЗ КОР

«Київська обласна клінічна лікарня»

д. мед. н., професор

Анкін М.Л.

« 14 » 2016 р.



## АКТ ПРО ВПРОВАДЖЕННЯ ПОШУКОВОЇ НАУКОВОЇ РОЗРОБКИ

1. Назва пошукової наукової розробки:

«Біомеханічно обґрунтований вибір оптимальних конструкцій засобів фіксації складних переломів таранних кісток на основі вимірювань характеристик надійності»

2. Автори: Шидловський М.С., Турчин А.М., Димань М.М.

3. Місце проведення досліджень: 03056 м. Київ, пр. Перемоги 37, Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут», кафедра динаміки, міцності машин та опору матеріалів.

4. Місце впровадження і час: Ортопедо-травматологічний центр КЗ КОР «Київська обласна клінічна лікарня», 2015-2016рр.

5. Об'єкти та загальна кількість спостережень:

Удосконалені засоби фіксації переломів таранних кісток у кількості п'яти одиниць.

6. Ефективність впровадження:

Застосування запропонованих методів дозволяє ефективніше застосовувати в лікувальному процесі нові системи остеосинтезу та, відповідно, покращує віддалені результати остеосинтезу у хворих з складними переломами кісток стопи.

7. Зауваження та пропозиції:

Пропонується до впровадження в ортопедо-травматологічних відділеннях лікарень.

« 14 » 04 2016 р.

Відповідальний за впровадження:

Петрик Т.М.

## ДОДАТОК Ж

### Акт впровадження дисертаційної роботи

«ЗАТВЕРДЖУЮ»

Головний лікар ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України»  
професор, д.мед.н. Герасименко Є.І.

«19» вересня 2016р.



### АКТ ПРО ВПРОВАДЖЕННЯ ПОШУКОВОЇ НАУКОВОЇ РОЗРОБКИ

1. Назва пошукової наукової розробки:

«Біомеханічно обґрунтований вибір оптимальних конструкцій засобів фіксації переломів діяфізу стегнової кістки при метастатичних пухлинах».

2. Автори:

Проценко В.В., Костюк А.Н., Шидловський М.С., Ільніцький О.В., Димань М.М.

3. Місце проведення досліджень:

03056 м.Київ, пр. Перемоги 37, Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут», кафедра динаміки, міцності машин та опору матеріалів.

4. Місце впровадження і час:

ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», 2015-2016рр.

5. Об'єкти та загальна кількість спостережень:

Засоби фіксації переломів стегнових кісток у кількості трьох одиниць – апарати «АЗФ-К» А.Костюка та армована система металоостеосинтезу із застосуванням накісткової пластини та кісткового цементу.

6. Ефективність впровадження:

Застосування запропонованих методів дозволяє ефективніше застосовувати в лікувальному процесі нові системи остеосинтезу та, відповідно, покращує віддалені результати остеосинтезу у хворих з складними переломами стегнових кісток.

7. Зауваження та пропозиції:

Пропонується до впровадження в ортопедо-травматологічних відділеннях лікарень, онкоортопедичних відділеннях онкодиспансерів.

«19» вересня 2016р.

Відповідальний за впровадження:



д.мед.н. Проценко В.В.

## ДОДАТОК 3

### Акт впровадження дисертаційної роботи

„ЗАТВЕРДЖУЮ”

начальник Української військово-медичної академії

полковник м/с

В.Л. Савицький

« 19 » травня 2016 р.



### АКТ ПРО ВПРОВАДЖЕННЯ ПОШУКОВОЇ НАУКОВОЇ РОЗРОБКИ

1. Назва пошукової наукової розробки: «Методи біомеханічно обґрунтованого вибору оптимальних розташування стержнів апаратів зовнішньої фіксації при вогнепальних переломах довгих кісток кінцівок на основі вимірювань характеристик надійності»
2. Коли і ким запропонований: 2017-2018 рр. Шидловський Микола Сергійович, Мусієнко Ольга Станиславовна, Димань Маріанна Михайловна
3. Джерело інформації: 1. Шидловський М. С. Визначення оптимального розташування стержнів в апаратах для фіксації вогнепальних переломів / М. С. Шидловський, А. А. Лакша, О. С. Мусієнко. // В кн.: Матеріали XVIII міжнародної науково-технічної конференції «Прогресивна техніка, технологія та інженерна освіта». – 2017. – С. 55-57.; 2. Шидловський М. С. Особливості остеопорозноподібної трансформації кісткової тканини в ділянці вогнепальних переломів / М. С. Шидловський, А. А. Лакша, О. С. Мусієнко. // Біомедична інженерія. – 2017. – № 4. – С. 100-104.; 3. Монографія: Експериментальні дослідження засобів остеосинтезу. Кол. Авторів / За ред. Шидловського М.С., Лакши А.М. – К.: Ленвіт, 2017 – 227 с. – Бібліогр. 15 с.
4. Адреса виконавця: 03056 м. Київ, пр. Перемоги 37, Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут», кафедра динаміки, міцності машин та опору матеріалів.
5. Де і коли впроваджено: на клінічних базах кафедри військової хірургії УВМА
6. Дата впровадження: 2017-2018 р.
6. Ефективність впровадження: застосування запропонованих методів дозволяє ефективніше застосовувати в лікувальному процесі системи остеосинтезу для фіксації вогнепальних переломів та, відповідно, покращує віддалені результати остеосинтезу у хворих з вогнепальними переломами довгих кісток кінцівок.
7. Зауваження та пропозиції: Пропонується до впровадження в травматологічних відділеннях військових госпіталів та лікарень.

Професор кафедри військової хірургії УВМА  
полковник м/с

Король С.О.