

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»

ДИМАНЬ МАРІАННА МИХАЙЛІВНА

УДК 620.17:616.71-001.5-089.2](043.3)

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

Спеціальність 01.02.04 - «Механіка твердого деформівного тіла»

АВТОРЕФЕРАТ
дисертації на здобуття наукового ступеня
кандидата технічних наук

Київ – 2019

Дисертацією є рукопис.

Робота виконана на кафедрі Динаміки і міцності машин та опору матеріалів Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» Міністерства освіти і науки України

Науковий керівник: кандидат технічних наук, с.н.с.
Шидловський Микола Сергійович
доцент кафедри динаміки і міцності машин та опору матеріалів, Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

Офіційні опоненти: доктор технічних наук, професор
Кучер Микола Кирилович
завідувач відділу механіки конструкційних матеріалів, Інститут проблем міцності ім. Г. С. Писаренка НАН України;

кандидат технічних наук,
Фернаті Павло Вікторович
старший науковий співробітник відділу механіки повзучості, Інститут механіки ім. С. П. Тимошенка НАН України.

Захист відбудеться “9” грудня 2019 р. о 15 годині 00 хвилин на засіданні спеціалізованої вченої ради Д 26.002.01 при Національному технічному університеті України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського» за адресою: 03056, м. Київ, пр.-т. Перемоги, 37, корп.№1, ауд.№166.

З дисертацією можна ознайомитись у бібліотеці Національного технічного університету України “Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського” за адресою: 03056, м. Київ, вул. Перемоги, 37.

Автореферат розісланий « 7 » листопада 2019 р.

Вчений секретар спеціалізованої
вченої ради, д.т.н., професор



Боронко О.О.

ЗАГАЛЬНА ХАРАКТЕРИСТИКА РОБОТИ

Актуальність теми. На сьогоднішній день в хірургічній практиці переломи кісток переважно фіксуються механічними засобами шляхом їх з'єднання різного роду елементами: пластинами, стержнями, гвинтами, шпичками, 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 широкого 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 механічних характеристик 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 надійності фіксації переломів лікувальними пристроями.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами. Дисертаційна робота виконана в рамках 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 дослідження дисертаційної роботи є 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 статичних та циклічних навантажень.

Завдання досліджень для досягнення цієї мети:

- проведення аналізу сучасних систем ОС, конструкцій існуючих ЗФП, методів та результатів експериментального і аналітичного дослідження механічних характеристик систем «кістка з пошкодженням – ЗФП»;
- розробка методики вимірювання механічних характеристик систем ОС під дією статичних та циклічно-змінних навантажень;
- проведення натурних стендових випробувань зразків кісток з модельованими переломами із застосуванням широкого ряду ЗФП під дією стиску, згину та кручення; експериментальне визначення механічних характеристик 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 досліджень. Вивчення особливостей взаємодії ЗФП з уламками кістки за умови дії простих та складних видів навантажень.

Предмет досліджень. 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 визначена в таких положеннях:

- набули подальшого розвитку способи реєстрації процесів деформування систем ОС під дією статичних та циклічних навантажень. Застосований спосіб складного навантаження «пошкоджена кістка – ЗФП» з реєстрацією просторових переміщень точок перелому.
- 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 спиць 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 спицями, титановими мініпластинами та стрижневим апаратом зовнішньої фіксації для переломів п'яних кісток.
- вдосконалено спосіб визначення приведених переміщень різних точок переломів під дією стиску, згину та кручення із подальшим застосуванням критеріїв жорсткості переломів для визначення допустимих просторових навантажень, що не приводять до виникнення небезпечних зміщень в області перелому.
- 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-подібну пластину (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 механічних характеристик обґрунтовано вибрані оптимальні конструкції засобів фіксації складних переломів таранних кісток та стрижневих апарати зовнішньої фіксації переломів довгих кісток.

Запропоновані методи підвищують ефективність нових систем остеосинтезу та покращують віддалені результати у хворих зі складними переломами кісток стопи та довгих кісток кінцівок. Методики та результати досліджень впроваджено в ортопедо-травматологічних відділеннях лікарень та військових госпіталів, що підтверджено відповідними актами впровадження:

1. 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.

2. 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».

3. 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.

4. 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 кафедри військової хірургії УВМА.

Особистий внесок здобувача. Основні результати та положення, які становлять суть дисертації, отримані автором самостійно. А саме полягають 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 ДММ та ОМ НТУУ «КПІ» (м. Київ)

Публікації. За матеріалами дисертаційної роботи опубліковано 44 наукових праць, 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.

Структура та обсяг 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.

ОСНОВНИЙ ЗМІСТ РОБОТИ

У вступі обґрунтовано актуальність теми дисертаційної роботи, показано зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами, визначено мету і завдання досліджень, наукову новизну та практичне значення одержаних результатів. Наведено відомості про особистий внесок автора, публікації та апробацію роботи.

У першому розділі наведений огляд літератури, розглянуто існуючі проблеми та напрямки розвитку сучасних технічних засобів для остеосинтезу.

Остеосинтезом називають оперативне з'єднання відламків кісток з метою створення штучних умов для оптимального проявлення та здійснення природного процесу кісткової регенерації. Застосовується при лікуванні свіжих переломів або переломів, які неправильно зрослись чи не зрослись взагалі при лікуванні традиційними методами. Метою остеосинтезу є забезпечення фіксації співставлених відламків, створення при цьому умов для їх зрощення, поновлення цілісності та функцій кістки.

Основним у лікуванні переломів є достатня репозиція та надійна фіксація відламків. Консервативні методи лікування (гіпсові пов'язки, скелетне витягіння) мають ряд суттєвих недоліків. До них належать неможливість повного знерухомлення відламків, порушення трофіки, що призводить до дегенеративних змін у м'язах та суглобах, розвитку ускладнень з боку серцево-судинної та дихальної систем, тривалого обмеження рухової активності хворого. Тривалий постільний режим викликає розвиток гіподинамічної хвороби, сприяє розвитку пневмоній, тромбоемболій, виникненню пролежнів. Оперативне лікування переломів та їх наслідків залишається методом вибору, забезпечуючи швидке та якісне загоєння і відновлення функцій ушкоджених кінцівок.

За більш ніж сторічну історію оперативного остеосинтезу було запропоновано сотні різноманітних фіксаторів. З метою підвищення жорсткості фіксації відламків та уникнення додаткової іммобілізації гіпсовою пов'язкою, оперативний остеосинтез пройшов еволюцію від кісткового шва тонким срібним дротом до скріплення відламків масивними металевими конструкціями. Однак запропоновані заглибні

фіксатори (пластинки, стержні, гвинти, болти, муфти, скобки) дуже рідко виправдовували себе. Такі ускладнення як свищі, несправжні суглоби, остеомієліти були частими супутниками металевого остеосинтезу.

Остеосинтез поділяють на 3 основних види: заглибний (внутрішньокістковий або інтрамедулярний); накістковий та змішаний; черезкістковий (компресійно–дистракційний).

Внутрішнім остеосинтезом називають метод з'єднання кісткових відламків шляхом їх оперативного оголення та фіксації різноманітними матеріалами (метал, пластмаси, кісткові трансплантати, синтетичні матеріали та ін.). В наш час для внутрішнього остеосинтезу, як правило, використовують конструкції, які виготовлені зі спеціальних сплавів: нержавіючої сталі або титана. При інтрамедулярному остеосинтезі фіксуючу конструкцію вводять в мозкову порожнину кістки; накістковий передбачає фіксацію відламків шляхом кріплення конструкції на поверхні кістки і кортикальний – шляхом проведення конструкції через кортикальний шар кістки.

Незадовільні результати використання консервативних методів лікування примушують розробляти нові сучасні технології лікування переломів довгих кісток та їх наслідків. Це, в свою чергу, нерозривно пов'язано з цілим комплексом інженерно-технічних задач: розробкою нових матеріалів та сплавів, розробкою та проектуванням нових сучасних фіксуючих систем, які є оптимальними з точки зору біомеханіки, міцносних та деформативних характеристик, обґрунтованих форм та розмірів конструкцій.

Другий розділ присвячений описанню об'єктів та методів досліджень. В експериментах використовували препарати кісток людей, які були взяті із біоматеріалу ампутованих 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. На кістках штучно утворювали необхідні переломи, які фіксували різними ЗФП загальноприйнятими хірургічними способами. В табл. 1 зазначено анатомічні об'єкти, для яких використовують конструкції ЗФП, що були піддані випробуванням, та функції цих засобів. Типи досліджених кісток та ЗФП зображені на рис. 1.

Таблиця 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. 1а, б)
	Накісткові пластини при різних гвинтових компоновках (рис. 1в)
Таранна кістка стопи - консолідація переломів при компресійних навантаженнях	Шпиці, гвинти (рис. 1г)

П'ясні кістки - консолідація переломів при дистракційних, компресійних, згинальних та ротаційних навантаженнях

Накісткові пластини різних конструкцій (рис. 1д) та стрижневий апарат зовнішньої фіксації (рис. 1е)

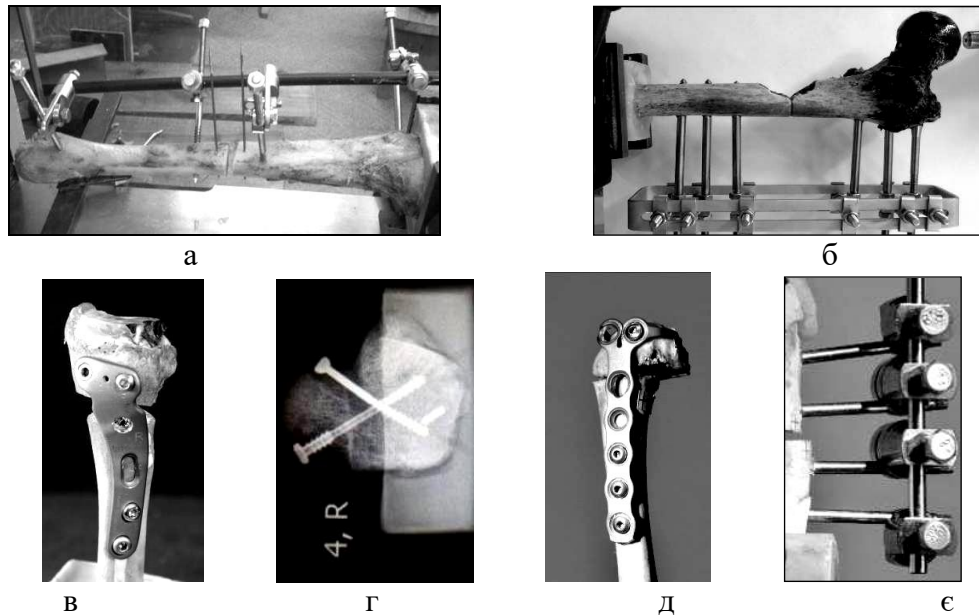


Рис. 1 – Засоби остеосинтезу переломів кісток кінцівок: а, б, є - стрижневі апарати зовнішньої фіксації; в, д - накісткові пластини; г - гвинти та шпичі

Режими випробування були максимально наближені до реальних режимів фізіологічних навантажень: досліджувалися дії стискаючих, згинальних та ротаційних навантажень, що діють на кістку; окрім статичних випробувань досліджені дії циклічного навантаження (імітація ходьби).

Деформації і переміщення точок пошкодженої кістки з системами ОС порівнювали з відповідними характеристиками непошкоджених кісток, які попередньо були піддані випробуванням за аналогічними програмами.

Закріплення та позиціонування зразків. Для закріплення досліджуваних препаратів до робочого столу випробувальної машини використовували пластмасові опорні головки, що виготовляли індивідуально для кожної кістки (рис. 2). Опорні головки у вигляді паралелепіпедів попередньо виливали з спеціальної пластмаси акрилової групи швидкого холодного затвердіння. Деформації застосованих головок складали не більше 3 ... 5 % від деформації кісток, що досліджувалися.

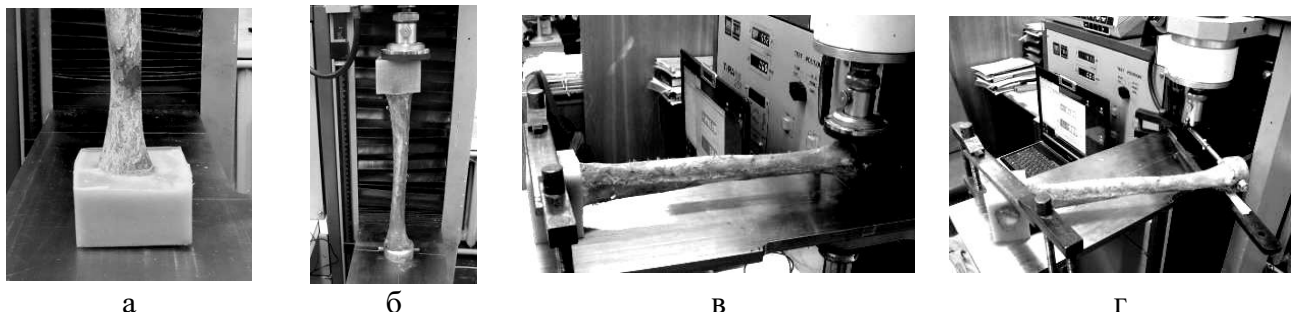


Рис. 2 – Кістка із закріпленням (а) при випробуваннях на стиск (б), згин (в) та кручення (г)

Засоби навантаження. Експерименти виконували з використанням універсальних випробувальних машин серії TIRA-test (рис. 3а) шляхом стиску, згину та кручення зразків. Загальна блок-схема системи представлена на рис. 3б.

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.

Реалізовані такі програми циклу: збільшення навантаження до P_{\max} ; витримка препарату при P_{\max} протягом часу τ_1 ; зменшення навантаження до $P_{\min} = 10$ Н; витримка препарату при P_{\min} протягом часу τ_2 . Після цього цикл повторювали. Час витримки зразків при P_{\max} та P_{\min} від 1 до 5 с; навантаження $P_{\max} = 100 \dots 1000$ Н.

Вимірювання деформації системи проводили датчиком переміщень випробувальної машини. Для вимірювання зміщень окремих точок об'єктів, зокрема взаємних зміщення частин перелому, застосували цифрову фото- та відеозйомку. Випробування включали: 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.

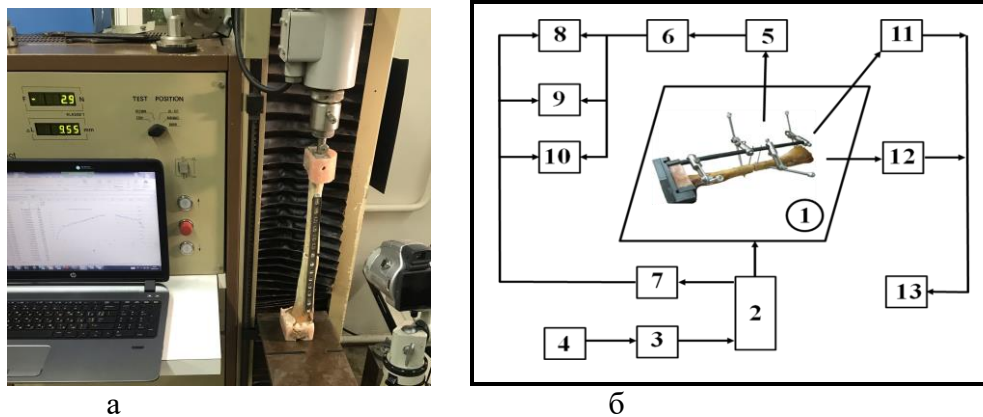


Рис. 3 – Блок-схема (а) та загальний вид (б) системи для дослідження біомеханічних характеристик систем остеосинтезу кінцівок: 1 - робочий стіл випробувальної машини з об'єктом досліджень; 2 - механізм переміщення; 3 - двигун з регульованою швидкістю обертання; 4 - блок керування двигуном; 5 - динамометр; 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

Як контрастні мітки використовували елементи, виготовлені з листового ПВХ. На поверхнях елементів були нанесені взаємно контрастні риси, що утворювали перехрестя. Як показала практика, такий спосіб дозволяє достатньо точно проводити подальшу обробку зображень на дисплеї ПК.

За допомогою програмного забезпечення для обробки цифрових зображень вимірювали відстані між реперними елементами в pixel і за допомогою масштабного

коефіцієнту перераховували величини відстаней в міліметрах. Масштабний коефіцієнт визначали попереднім фотографуванням калібру з відомим розміром.

Вимірювали та розраховували такі характеристики ЗФП: Δ_{kj} та Λ_{kj} – загальні деформації системи ОС та взаємне зміщення двох суміжних точок перелому відповідно; $C = P_k / \Delta_{kj}$ - жорсткості систем; $\delta_{kj} = \Delta_{kj} / P_k$ - приведені деформації систем; $\lambda_{kj} = \Lambda_{kj} / P_k$ - приведені зміщення точок перелому; деформації та переміщення, що виникли у процесі циклічного навантаження; незворотні (затримані) деформації у фіксованих переломах після впливу циклічного навантаження.

У **третьому розділі** представлені результати експериментальних досліджень особливостей деформування областей переломів кісток. Розглянуто засоби фіксації переломів великогомілкової, таранної (надп'яtkової), стегнової та п'яtkової кісток. Досліджено функціональну надійність засобів «фіксатор-кістка» при дії осьового стискування, поперечного згину і кручення, у тому числі в циклічних режимах. Вибрано оптимальні з точки зору функціональної надійності засоби фіксації переломів. Визначено максимально допустимі навантаження, що не приводять до руйнування та виникнення недопустимих зміщень відламків кісток в області перелому.

Засоби фіксації переломів великогомілкових кісток (ВГК). Визначено деформації системи «ВГК - пластина» під дією стиску, згину та кручення (рис. 4).

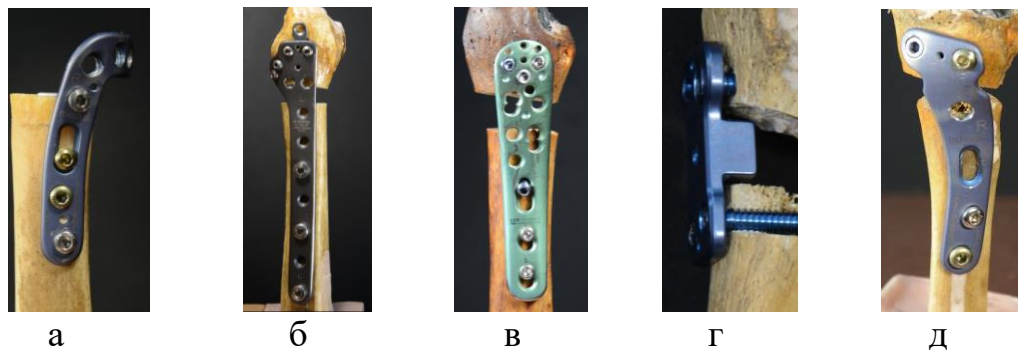


Рис. 4 – Досліджені пластини: а – медіальна дистальна великогомілкова L-подібна з кутовою стабільністю, б – медіальна дистальна великогомілкова з кутовою стабільністю, в – медіальна великогомілкова блокована, г – медіальна великогомілкова блокована для відкритої корекційної остеотомії, д – латеральна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

Зразки піддавали стисканню, згинанню у фронтальній площині кістки та крученню у горизонтальній площині кістки силами P_1 , P_2 та P_3 (рис. 5) з одночасним записом діаграм деформування (рис. 6). Момент кручення прикладали через сталевий стержень, що був закріплений на епіфізі кістки.

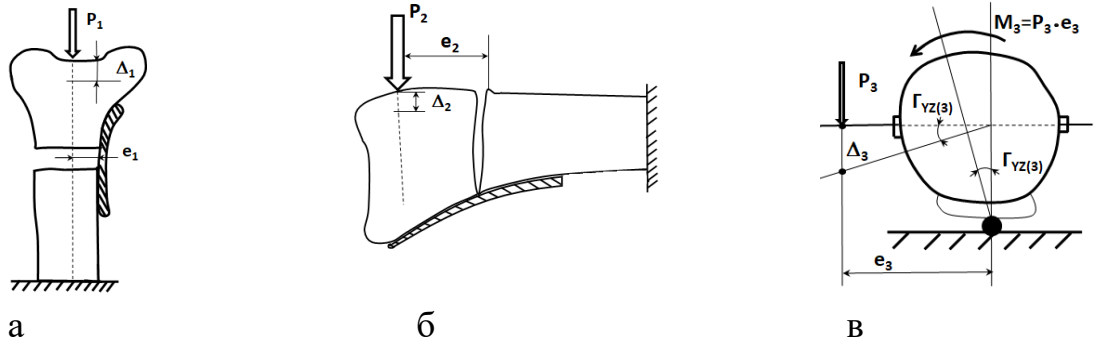


Рис. 5 – Схема навантаження системи «ВГК - пластина» при стиску (а), згині (б) та крученні (в)

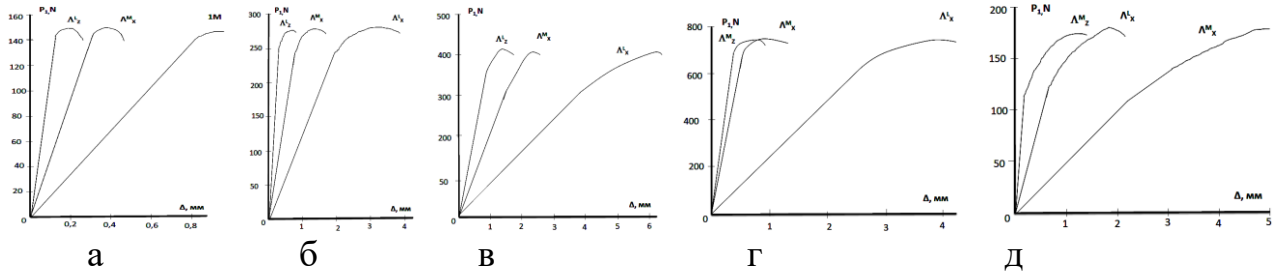


Рис. 6 – Діаграми переміщень точок переломів ВГК з пластинами 1М (а), 2М (б), 3М (в), 4М (г) та 1L (д), при стисканні до повного руйнування

Одночасно з записом діаграм деформування проводили фотографування місця перелому в автоматичному режимі з інтервалом 0.2 с. За зображеннями у цифровому вигляді визначали взаємні переміщення Λ_{jk}^i різних точок перелому. Приведені переміщення та повні приведені переміщення точок розраховували за формулами:

$$\lambda_{jk}^i = \left| \Lambda_{jk}^i / P_k \right|; \quad \lambda_{jk}^i = [(\lambda_{Xk}^i)^2 + (\lambda_{Zk}^i)^2]^{1/2} = \Lambda_{jk}^i / P_k,$$

$$\bar{\lambda}_{jk}^i = \Lambda_{jk}^i / M_k; \quad \bar{\lambda}_{jk}^i = [(\bar{\lambda}_{Xk}^i)^2 + (\bar{\lambda}_{Zk}^i)^2]^{1/2} = \Lambda_{jk}^i / M_k.$$

де i - позначення точки перелому; j - вісь, на яку проектується переміщення; k - сила, що викликає переміщення. Взаємні кути повороту частин перелому $\Gamma_{XZ(1)}$ та $\Gamma_{XZ(2)}$ під дією заданих навантажень P_1 та P_2 відповідно розраховували за формулами

$$\Gamma_{XZ(k)} = \arctg |(\Lambda_{Xk}^M - \Lambda_{Xk}^L) / S_{ML}|,$$

де S_{ML} - відстань між медіальною M та латеральною L точками перелому (рис. 7).

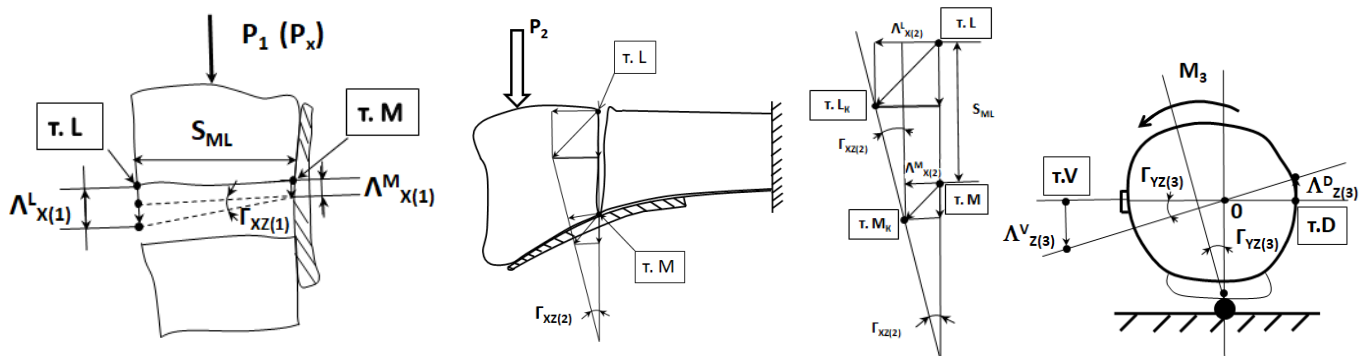


Рис. 7 – Визначення взаємних кутів повороту частин перелому під дією навантажень P_1, P_2 та P_3

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

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

Кут повороту при крученні визначали за лінійними переміщеннями точок перелому у напрямі Z та відстанню між дорсальною D та вентральною V точками перелому. Абсолютні та приведені кути повороту розраховували за формулами

$$\Gamma_{YZ(3)} = \text{arctg} (\Lambda_{Z3} / S_{VD}) ; \quad \bar{\gamma}_{YZ(3)} = \Gamma_{YZ(3)} / (P_3 \cdot e_3) .$$

Максимальну жорсткість при стиску має система з медіальною блокованою пластиною 4М, що застосовується для відкритої корекційної остеотомії. Максимальна жорсткість при згині відмічена у системи остеосинтезу з медіальною L-подібною пластиною 1М з кутовою стабільністю. Переміщення точок переломів λ^i_{X1} у поздовжньому напрямі X значно більші від переміщень λ^i_{Z1} у напрямі Z (рис. 8). Вклад λ^i_{Z1} в загальне переміщення незначний: загальне переміщення λ^i_1 перевищує величину компоненти λ^i_{X1} не більше, ніж на 1%. Переміщення λ^i_{Y1} у напрямі, перпендикулярному фронтальній площині XoZ, нехтовно малі і знаходяться у межах похибки вимірювання. При стиску та згині закріплення пластиною 1М та 4М мають найбільшу жорсткість з точки зору величини кутів повороту, закріплення пластиною 1L - найменшу. Максимальна жорсткість при крученні спостерігається у системи з медіальною блокованою пластиною 4М.

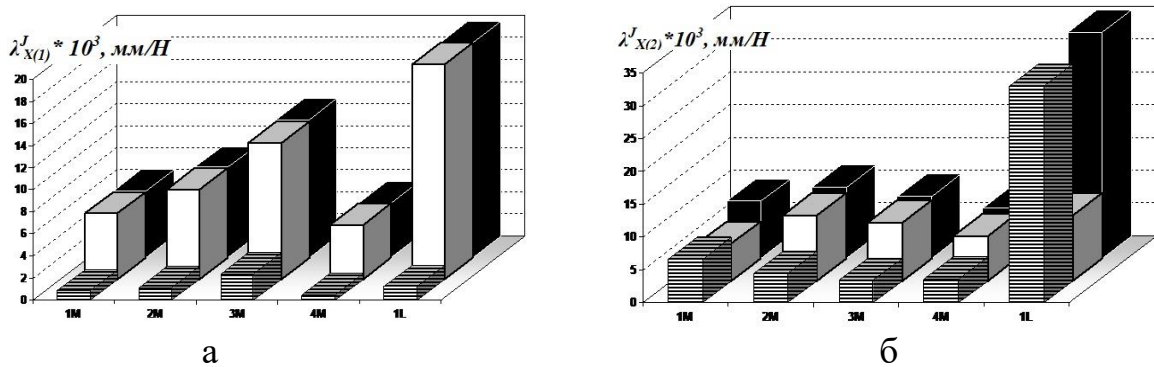


Рис. 8 – Приведені переміщення точок, віддалених від пластин при стиску (а) та при згині (б): □ - λ^i_{X1} , λ^i_{X2} - у напрямі вздовж поздовжньої осі кістки, ▨ - λ^i_{Z1} , λ^i_{Z2} - у поперечному напрямі, □ - λ^i_1 , λ^i_2 - сумарні приведені переміщення

При визначенні допустимих навантажень, що не заважають розвитку процесів регенерації кісткової тканини у місці перелому, приймали допустиме лінійне переміщення $[\Lambda] = 1$ мм, допустимий кут повороту $[\Gamma] = 3^\circ$. У табл. 2 приведені допустимі навантаження, що не приводять до виникнення лінійних переміщень, більших за $[\Lambda] = 1$ мм, та кутів взаємного повороту частин перелому, більших за $[\Gamma] = 3^\circ$.

Таблиця 2

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

тип пластини	Стиск			Згин	Кручення
	$P_{1(\text{доп})}$, Н	$P_{1 \text{ пц}}$, Н	$P_{1(\text{MAX})}$, Н	$P_{2(\text{доп})}$, Н	$P_{3(\text{доп})}$, 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

Як свідчать дані табл. 2, за більшістю розрахованих характеристик перевагу мають Х-подібна медіальна титанова пластина типу 4М та медіальна титанова пластина 1М.

Проведені експерименти при дії максимальних за цикл навантажень $P_{1 \text{ max}} = 100$ Н, $P_{2 \text{ max}} = 20$ Н та $P_{3 \text{ max}} = 10$ Н. Максимальна кількість циклів для кожного зразка дорівнювала 1000. Визначали такі характеристики процесу: Λ_C – деформація повзучості; Λ_H – незворотні переміщення; Γ_C – збільшення абсолютних взаємних кутів повороту частин перелому при повзучості; Γ_H – незворотні кути повороту частин перелому; $\lambda_C = \Lambda_C / P_{\text{max}}$ – приведені деформації циклічної повзучості; $\lambda_H = \Lambda_H / P_{\text{max}}$ – приведені незворотні деформації; $\bar{\gamma}_C = \Gamma_C / (P_{3\text{max}} \cdot e_3)$ – приведені кути повороту.

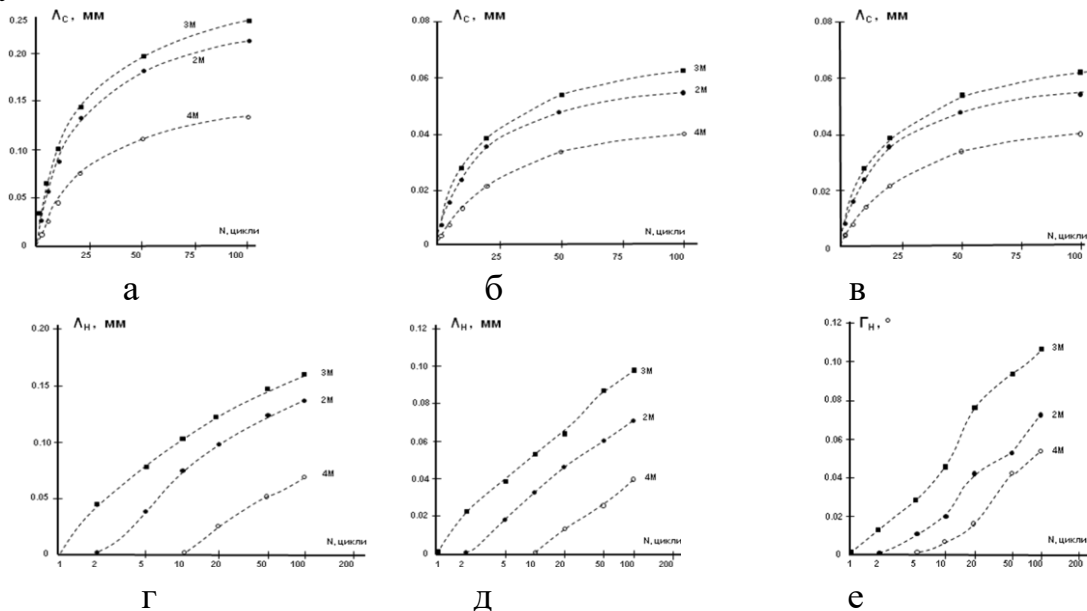


Рис. 9 – Розвиток деформацій повзучості (а, б, в) та розвиток незворотних переміщень (г, д, е) в переломах великогомілкової кістки, фіксованих пластинами 2М, 3М та 4М, під дією циклічного стиску (а, г), згину (б, д) та кручення (в, е) при $P_{1 \text{ max}} = P_{2 \text{ max}} = 100$ Н, $P_{3 \text{ max}} = 10$ Н

Рівень взаємних переміщень точок перелому у системі з використанням пластини 4М у 1.3...2.4 рази менший, ніж у системах з пластинами 2М та 3М (рис. 9). Незворотні переміщення системи з пластиною 4М у 1.8...2.5 рази менші, ніж у

решти випробуваних пластин. Система 4М характеризується найменшими незворотними кутами взаємного повороту частин перелому.

Засоби фіксації переломів таранних кісток (ТК). На рис. 10 представлені різні способи закріплення переломів ТК, що були застосовані у наших дослідженнях, позначення зразків та відомості щодо способу фіксації перелому.

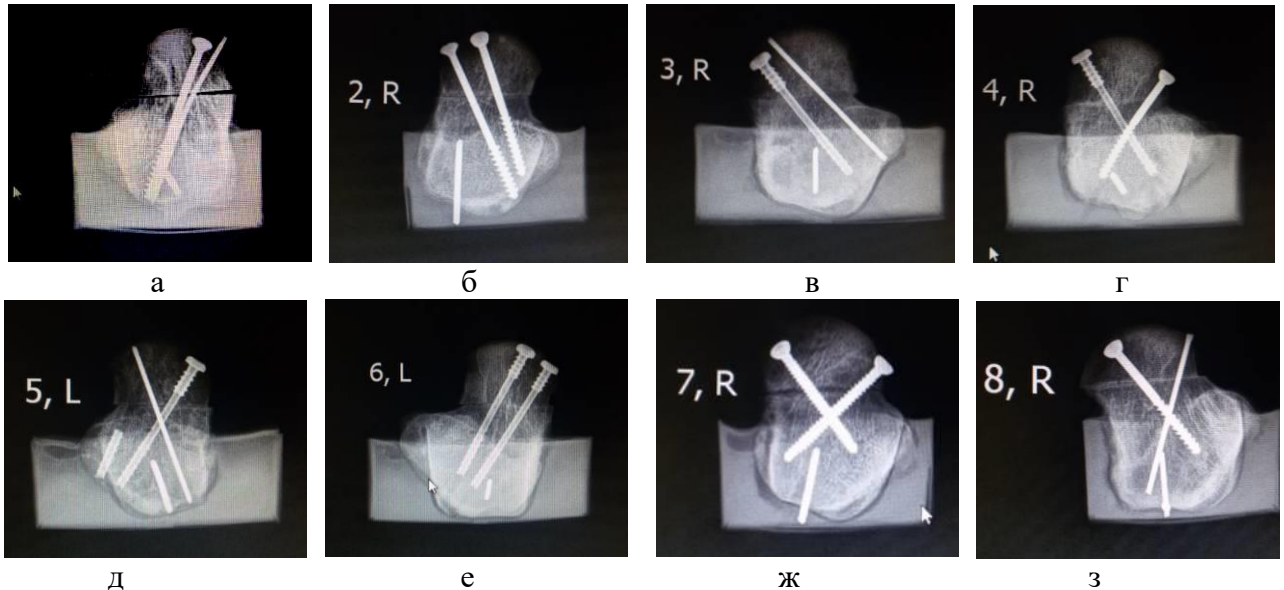


Рис. 10 – Досліджені способи закріплення переломів ТК: а - паралельне введення МКГ3.5 та ШК по МКСП голівки (надалі в тексті - зразок 1ф); б - паралельне введення двох МКГ3.5 по МКСП перпендикулярно лінії перелому (2ф); в - паралельне введення ЗКГ3.5 та ШК по МКСП перпендикулярно лінії перелому (3ф); г - перехресне введення ЗКГ3.5 по МКСП та МКГ3.5 по ЛКСП голівки (4ф); д - перехресне введення ЗКГ3.5 по МКСП та ШК по ЛКСП голівки (5ф); е - паралельне введення двох ЗКГ3.5 по МКСП голівки ТК перпендикулярно перелому (6ф); ж - перехресне введення двох КГ3.5 по МКСП та ЛКСП (7ф); з - перехресне введення МКГ3.5 по МКСП перелому та ШК по ЛКСП голівки (8ф).

Позначення: МКГ3.5 – малеоларний копресуючий гвинт діаметром 3.5 мм; ШК – спиця Кіршнера; ЗКГ3.5 – модифікований канюльований зустрічно-компресуючий гвинт діаметром 3.5 мм; КГ3.5 – кортикальний гвинт діаметром 3.5 мм; МКСП - медіальний край суглобової поверхні; ЛКСП - латеральний край суглобової поверхні.

Зразки закріплювали на робочому столі універсальної випробувальної машини (рис. 11а). Навантаження прикладали шляхом вертикального переміщення рухомого стола за допомогою сталевого стрижня (рис. 11б).

Реалізовано три види режимів деформування зразків таранної кістки. У режимі «А» максимальне переміщення вибирали так, щоб зберігалася лінійна залежність між навантаженням та переміщеннями кістки. У режимі «Б» зразки були повністю зруйновані. Режим «В» - циклічне навантаження. Швидкість деформування зразка становила 2,5 мм/хв. Кількість циклів при кожному рівні навантаження – 10. Зусилля P_{max} варіювали від 50 Н до 200Н.

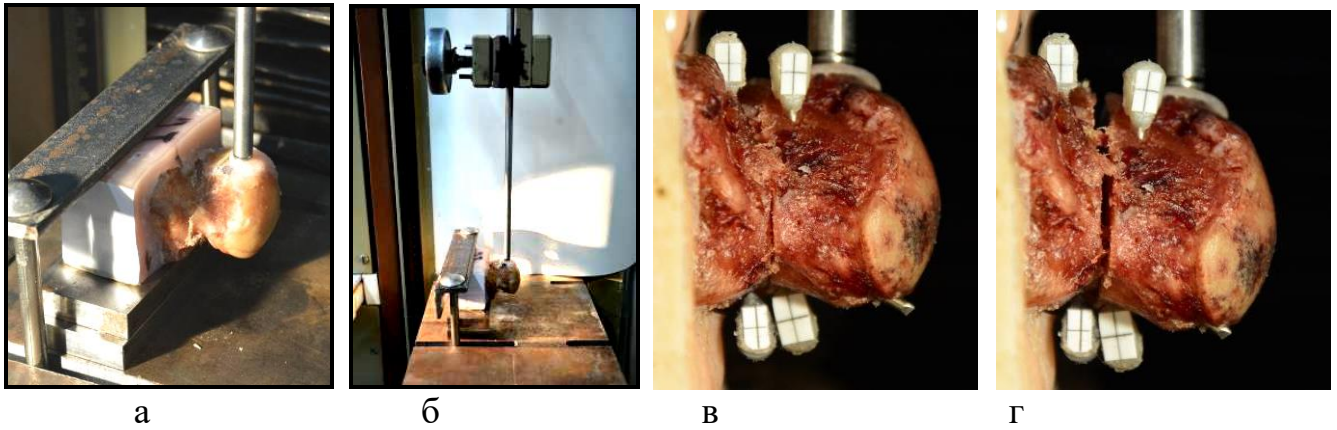


Рис. 11 – Зразок ТК на робочому столі випробувальної машини (а. б); ТК з модельованим переломом та системою фіксації до випробувань (в) та у зруйнованому стані (г)

Переміщення, що виникають у ТК, реєстрували трьома способами: 1 - запис діаграм деформування у координатах « $P \sim \Delta$ » при випробуваннях у режимах «А» та «Б»; 2 - реєстрація показань вимірювань безпосередньо з цифрового табло у режимах «Б» та «В»; 3 - послідовне фотографування зразка з контрастними мітками. Цим способом одночасно вимірювали переміщення системи в різних точках і площинах об'єкта.

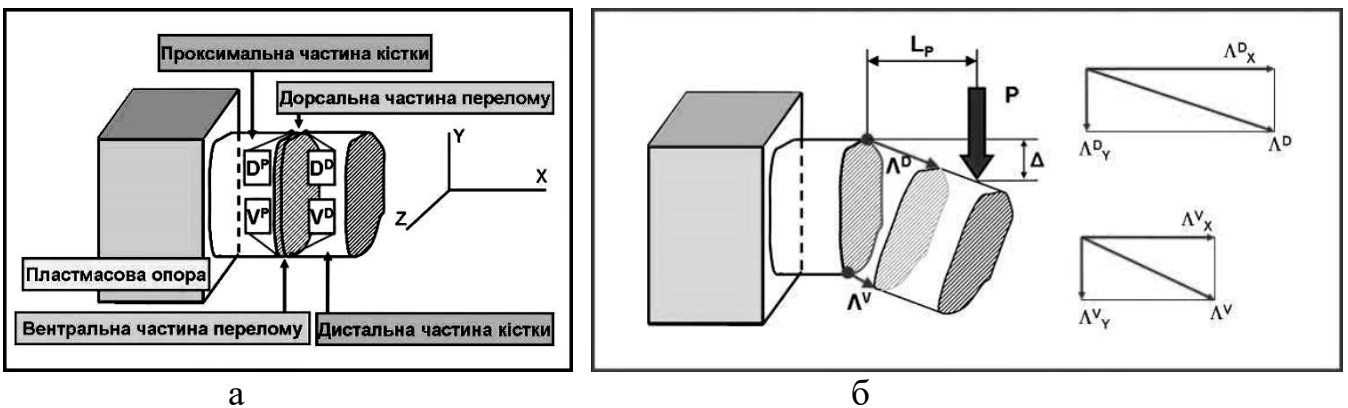


Рис. 12 – Позначення координатних осей (а), та переміщень точок перелому (б)

Позначення точок перелому відповідає дорсальній (D) та вентральній (V) частинам кістки; верхні індекси позначають дистальну (D) та проксимальну (P) частину перелому (рис. 12). За вимірними переміщеннями точок кістки визначали лінійні деформації у напрямі Y під дією навантаження у тому ж напрямі та жорсткість систем. На рис. 11в, г зображено зразки до випробувань та у зруйнованому стані. Діаграми деформування наведені на рис. 13.

За діаграмами деформування визначені максимальні навантаження, приведені деформації та жорсткості ТК з системами фіксації. У табл. 3 приведені результати обробки діаграм деформування, що одержані при випробуваннях зразків на міцність після прикладання десятиразових циклічних навантажень у діапазоні 50 ... 200 Н.

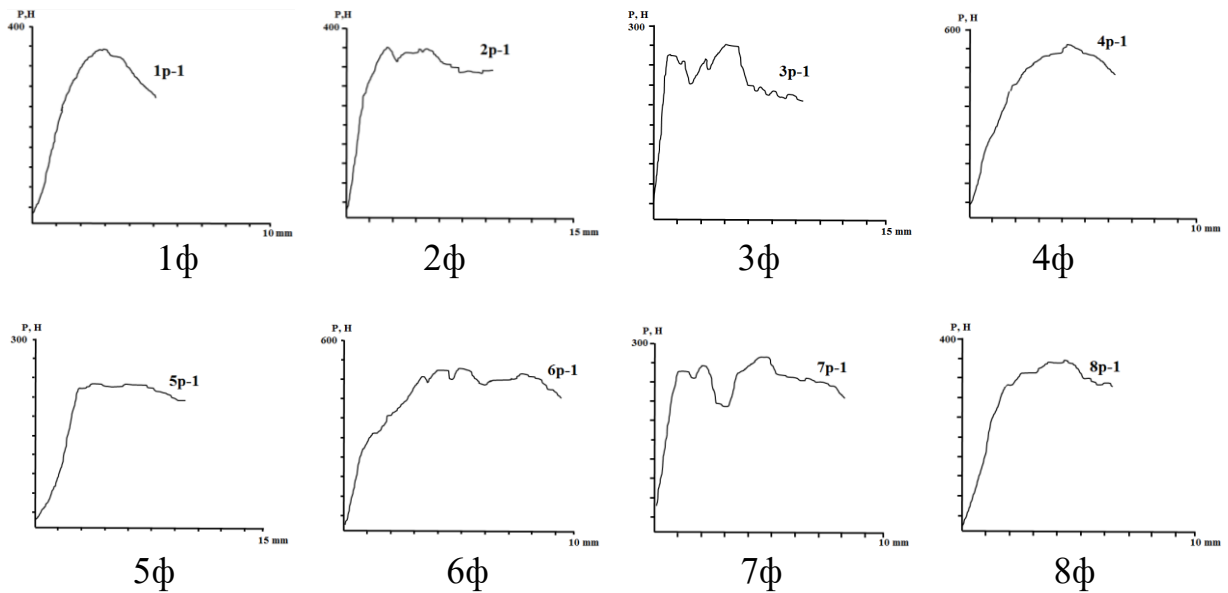


Рис. 13 – Діаграми деформування ТК з модельованими переломами та різними способами фіксації

Таблиця 3

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

Характеристика	Тип фіксатора перелому							
	1φ	2φ	3φ	4φ	5φ	6φ	7φ	8φ
Навантаження на границі пропорційності, $R_{ПЦ}$ (Н)	231.1	262.2	251.4	416.9	216.5	290,1	238.1	311.0
Максимальне навантаження, $R_{МАХ}$ (Н)	355.5	362.2	260.0	527.0	230.0	500.3	263.1	340.0



Рис. 14 – Максимальні навантаження, що відповідають початку руйнування (а); навантаження, що відповідають границі лінійної ділянки діаграми деформування (б); співвідношення жорсткостей непошкоджених ТК (C_n) та ТК з модельованими переломами і системами фіксації у вихідному стані (C_f) та після прикладення циклічних навантажень (C_{fc}) (в)

Результати випробувань представлено у вигляді гістограм (рис. 14). Найбільші руйнівні навантаження відповідають системам 4φ, 6φ та 2φ. Найбільші навантаження на початку границь лінійних ділянок діаграм деформування відповідають системам 4φ, 8φ та 6φ.

Засоби фіксації переломів стегнових кісток (СК). Досліджено процеси деформування СК з апаратами «СтАЗФ-К» (надалі СК-А) та СК з переломами, армованими системою металоостеосинтезу із застосуванням накісткової пластини та кісткового цементу (СК-Ц). Результати порівнювали з неушкодженими стегновими кістками (СК-Н). Навантаження зразків (рис. 15) проводили при швидкості переміщення активного затискувача 5 мм / хв (стиск та ротація) та 50 мм / хв (згин).

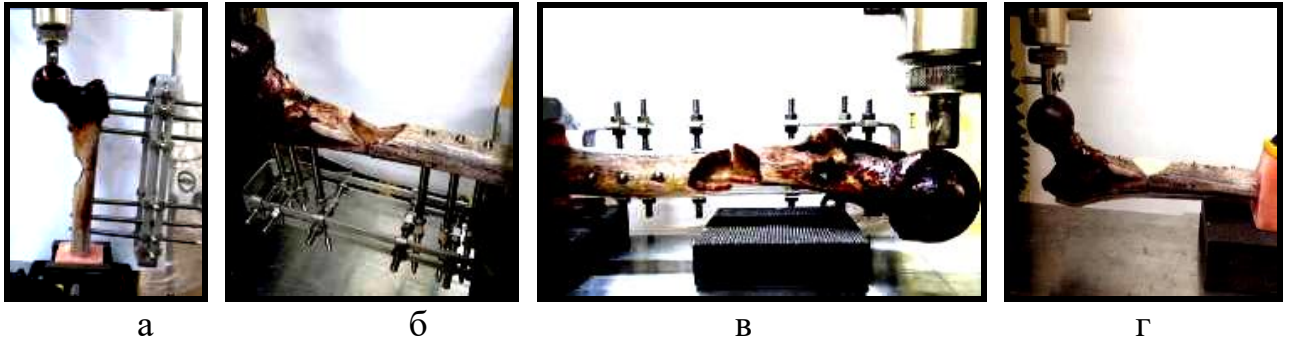


Рис. 15 – Випробування стегнових кісток з переломом, фіксованим апаратом СтАЗФ-К (а, б, в), та системою металоостеосинтезу із застосуванням накісткової пластини і кісткового цементу (г) при стиску (а), згині (б, г) та крученні (в)

При осьових компресійних навантаження прикладали до верхньої точки головки суглобу. При згині навантаження прикладали у фронтальній площині кістки. При крутильних навантаженнях зразка сагітальна площина кістки була перпендикулярна до напрямку навантаження. Крутильний момент створювали за допомогою тиску стрижня динамометра на круглу поверхню головки суглоба. Для реєстрації переміщень контрастних міток застосовували цифрову фото- та відеозйомку. Результати випробувань фіксували у вигляді діаграми деформування у координатах «зусилля P ~ абсолютна деформація Δ ».

В табл. 4 наведено узагальнені результати випробувань непошкоджених стегнових кісток, СК-А та СК-Ц при стиску, згині та крученні.

Таблиця 4

Усереднені дані випробувань засобів фіксації переломів стегнових кісток

Вид випробування	Жорсткість систем $C_J = P_J / \Delta_J$ (Н / мм)		
	СК-Н	СК-А	СК-Ц
Стиск (компресія)	668.9±20.1	400.7±32.3	623.1±15.5
		* 291.6±14.9	*595.2±20.2
Згинання	30.6±0.65	9.64±0.48	17.3±0.61
		* 8.85±0.37	*15.9±0.95
Кручення (ротація)	261.3±6.5	55.8±2.23	168.4±5.27
		* 42.6±3.61	*170.0±4.13

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

На рис. 16а відображена зміна жорсткості СК при переломах та фіксації двома способами порівняно з непошкодженими СК: $\Psi_K = C^{\text{II}} / C^{\text{H}}$, де C^{H} - жорсткість неушкодженої СК, C^{II} - жорсткість кістки з модельованим переломом та системою фіксації. Співставлення результатів показує суттєво більшу стабільність фіксації металоостеосинтезом (СК-Ц) порівняно з фіксацією СК-А. Для обох типів фіксації найбільше зниження жорсткості спостерігається при дії згинальних та крутильних навантажень.

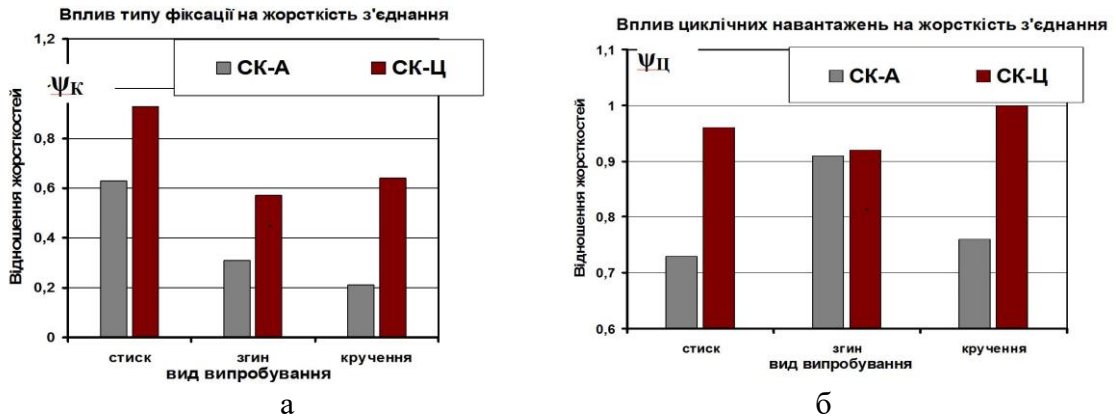


Рис. 16 – Співвідношення жорсткостей СК з переломами, фіксованими системами СК-А та СК-Ц, при статичних (а) та циклічних (б) навантаженнях

Проведені випробування систем під дією циклічних навантажень: деформування зразка до виникнення сили P_{MAX} ; витримка зразка при цьому навантаженні протягом 1с; розвантаження зразка до P_{MIN} ; витримка зразка при цьому навантаженні протягом 1с. Максимальна кількість циклів для кожного зразка дорівнювала 50. Зміну властивостей (рис. 16б) системи характеризували відношенням жорсткостей $\Psi_{\text{Ц}} = C^{\text{II}} / C^{\text{I}}$, де C^{II} - жорсткість кістки з модельованим переломом та системою фіксації до циклічного навантаження, C^{I} - після циклічних випробувань. Фіксація перелому металоостеосинтезом СК-Ц показала високий рівень збереження жорсткості системи 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%.

Засоби фіксації переломів п'ясних кісток (ПК). Дослідження проводили на модельованих переломах п'ясних кісток (ПК) з використанням остеосинтезу металевими шпильками, титановими мініпластинами та стрижневим апаратом зовнішньої фіксації (рис.17а-г). Рентгенограми підголівчастих переломів ПК з металоостеосинтезом титановою мініпластиною та шпильками зображено на рис.17д,е.

Зразки закріплювали на робочому столі випробувальної машини з різною орієнтацією відносно напрямку прикладення навантаження та випробували при стиску, згині та крученні (рис. 18). Для створення крутильного моменту на пластмасовій голівці, закріпленій на дистальному епіфізі ПК, перпендикулярно до повздовжньої осі кістки закріплювали сталевий стрижень через який прикладали навантаження.

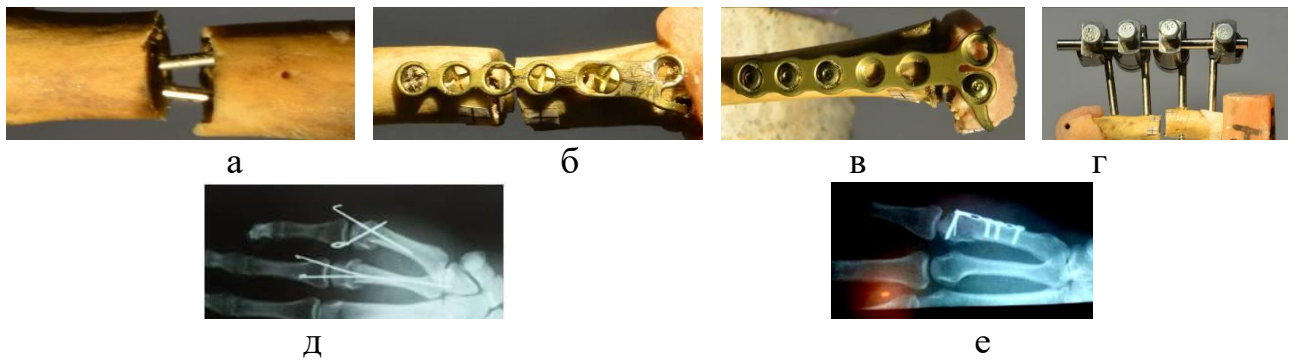


Рис. 17 – Випробувані засоби фіксації переломів п'ясних кісток: а, д - шпиги (надалі ШП), б, е - титанова мініпластина (МП), в - МП з додатковими елементами фіксації, г - стержневий апарат зовнішньої фіксації

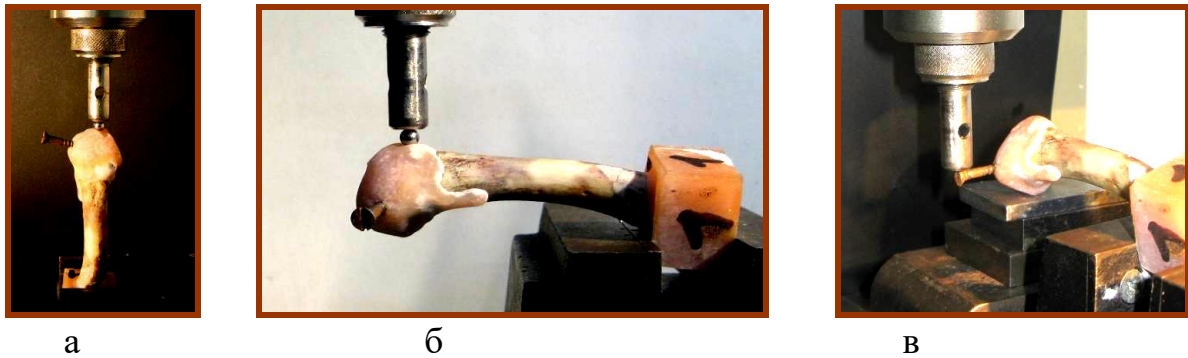


Рис. 18 – Випробування зразка п'ясної кістки на стиск (а), згин (б) та кручення (в)

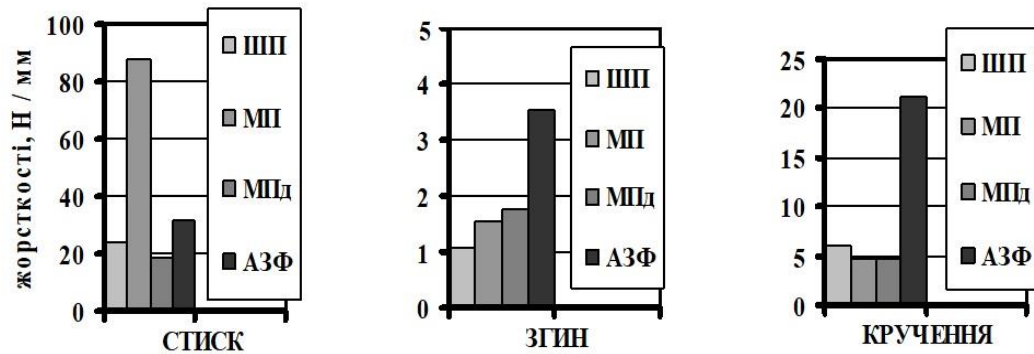


Рис. 19 – Співставлення жорсткостей різних систем фіксації переломів п'ясних кісток при стиску, згині та крученні

Результати випробувань у графічному вигляді представлені на рис. 18. Для подальшого аналізу були використані приведені деформації та жорсткості систем. 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.

Для порівняння характеристик жорсткості різних систем «ПК - засіб фіксації», були розраховані відношення жорсткостей непошкоджених кісток S_H до жорсткості кісток з переломами та системами фіксації S_F . Результати у вигляді коефіцієнтів зміни жорсткостей $\psi = S_H / S_F$ наведені в табл. 5. Найменша зміна жорсткостей під

дією стиску та кручення зареєстрована при застосуванні фіксації «МП» та «АЗФ», під дією згинальних навантажень - при використанні «АЗФ» та «МПД».

Таблиця 5

Зменшення жорсткостей кісток за рахунок переломів та закріплення різними способами

Тип фіксації	Співвідношення жорсткостей не ушкоджених та ушкоджених кісток $\psi = C_H / C_\Phi$		
	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

В четвертому розділі наведено результати комп'ютерного моделювання великогомілкових кісток.

Дослідження жорсткісних та міцнісних параметрів біомеханічних моделей «фіксатор-кістка» (рис. 20) проведено за допомогою методів комп'ютерної томографії, інформаційних систем, технологій та алгоритмів імітаційного моделювання методом скінчених елементів (МСЕ), механіки твердого тіла, що пружно деформується.

Об'єктами дослідження даної роботи є моделі біомеханічних систем великогомілкової кістки з модельованими прямими переломами в зоні дистального епіметафізу, та остеосинтезом із застосуванням фіксаторів з кутовою стабільністю різної форми (рис.20).

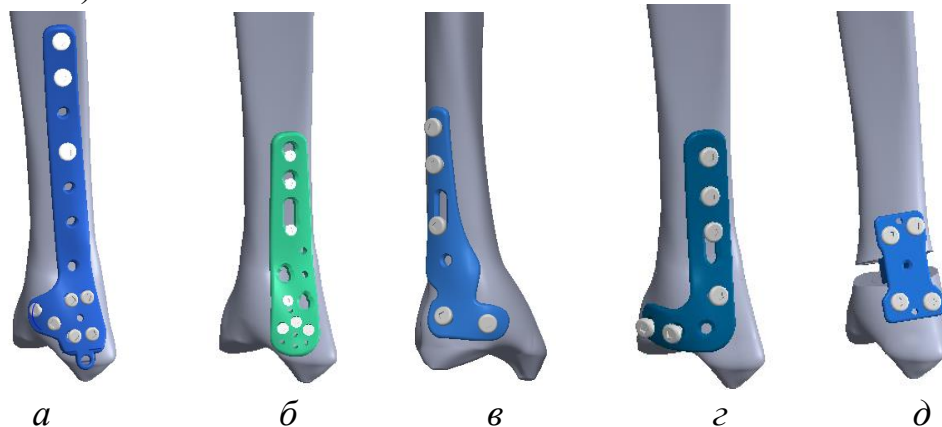


Рис. 20 – Моделі біомеханічних систем «фіксатор-кістка»: а - медіальна дистальна великогомілкова пластина з кутовою стабільністю – «2М»; б – медіальна великогомілкова блокована пластина – «3М»; в - латеральна блокована дистальна великогомілкова пластина з кутовою стабільністю – «1L»; г - медіальна дистальна великогомілкова L-подібна пластина з кутовою стабільністю – «1М»; д - медіальна великогомілкова блокована пластина для відкритої корекційної остеотомії – «4М»

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 (табл. 6). Для елементів фіксаторів вибрано пружну ізотропну модель титанового сплаву Ti-6Al-4V (табл. 4).

Таблиця 6

Моделі матеріалів біомеханічної системи «фіксатор-кістка»

Матеріал	Модуль Юнга, E, МПа	Коеф. Пуассона, ν	σ_b , МПа
Кортикал	10000	0.25	120
Губка	800	0.27	8
Титан	110000	0.32	1100

Скінчено-елементну (СЕ) дискретизацію моделей біомеханічних систем «фіксатор-кістка» проведено в напівавтоматичному режимі програмного комплексу ANSYS з використанням контактних і 10-ти вузлових пірамідальних 3D SOLID187 (рис.21) СЕ.

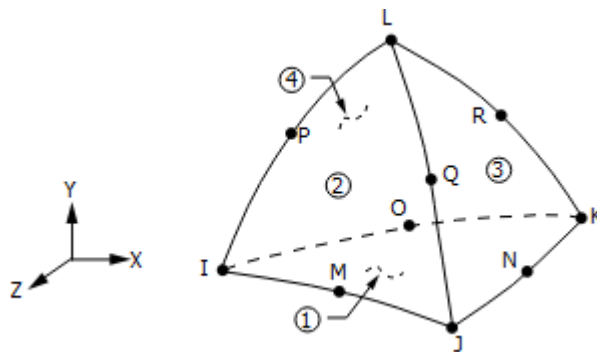


Рис. 21 – Схематизація 10-ти вузлового СЕ SOLID187 високого порядку 3D, який використовується для моделювання нерегулярних сіток

Згенеровані СЕ моделі біомеханічних систем мали спільний порядок дискретизації, з максимальним розміром СЕ не більше 1мм, сумарною кількістю вузлів від 545420 до 678481, та налічували від 317528 до 395564 елементів (рис. 22).

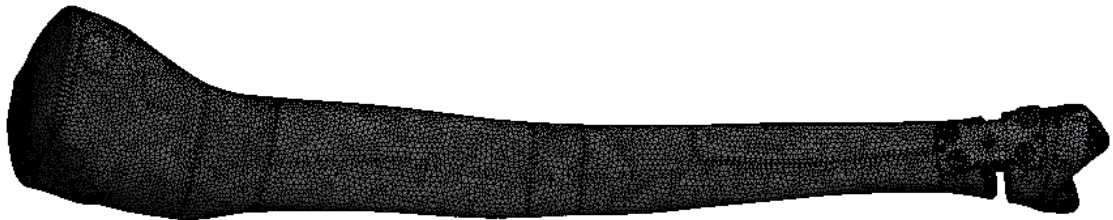


Рис. 22 – Скінчено-елементна модель біомеханічної системи «фіксатор-кістка» з медіальною великогомілковою блокованою пластиною для відкритої корекційної остеотомії – «4М»

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. Для цього, як показано на розрахунковій схемі рис. 7, у кожному випадку навантаження до системи прикладались одиничні сили і момент.

Після проведення статичного аналізу величини максимальних зусиль і напружень визначались шляхом масштабування результатів вузлових переміщень і напружень відносно максимально-допустимого значення переміщення, за рахунок лінійності постановки задачі.

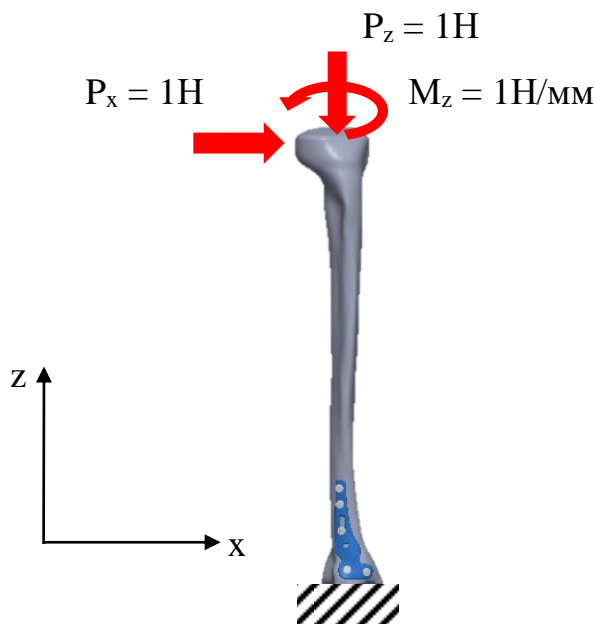


Рис. 23 – Схема навантаження біомеханічної системи «фіксатор-кістка» одиничними силами і моментом

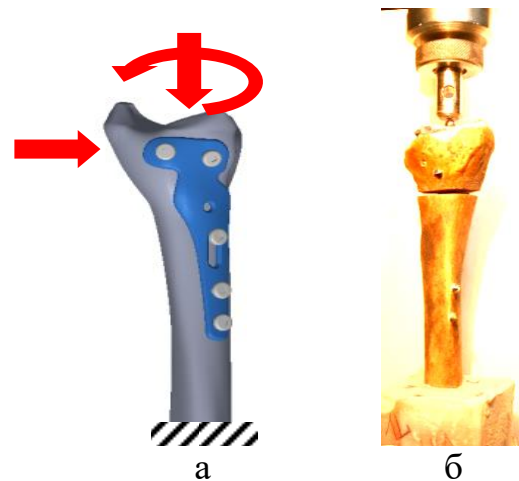


Рис. 24 – Біомеханічна система великогомілкової кістки з остеотомією: а – комп'ютерна модель; б – експериментальний дослідний зразок

Оцінка адекватності моделей біомеханічних систем нижніх кінцівок «фіксатор-кістка» проведена за допомогою порівняння результатів комп'ютерного моделювання (рис. 24а) з результатами експериментальних досліджень натурних зразків (рис. 24б) на стиск, згин і кручення.

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.

В даний час на основі багаторічних досліджень в галузі практичної хірургії встановлені вимоги до систем «кістка з переломом - засіб фіксації перелому», що визначаються фізіологічними властивостями кістки та типом перелому. Ці вимоги можуть бути представлені у вигляді умов жорсткості:

$$\Lambda_{\max}^i \leq [\Lambda]; \quad \Gamma_{\max} \leq [\Gamma],$$

де $[\Lambda]$ і $[\Gamma]$ - допустимі лінійні переміщення точок перелому і взаємні кути повороту частин перелому відповідно.

Переміщення та кути повороту переломі визначаються поздовжньою силою P_1 , поперечною силою P_2 та силою P_3 , що викликає кручення (рис. 25). За рахунок дії цих сил виникають згинальні моменти та момент кручення $M_k = P_k \cdot e_k$,

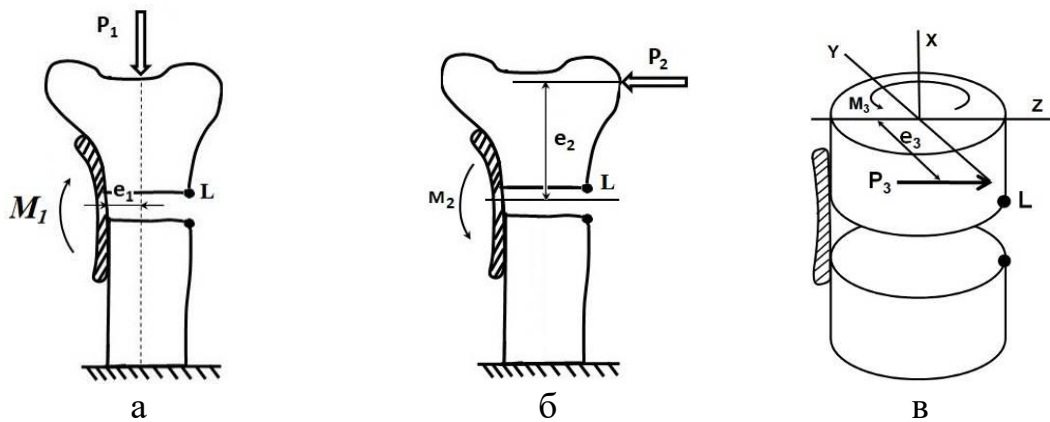


Рис. 25 – Вплив осьової (а), поперечної (б) сил і моменту кручення (в) на систему фіксації

Умова жорсткості з врахуванням переміщень точок перелому має вигляд:

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

де $\lambda_{jk}^i = \Lambda_{jk}^i / P_k$, $\bar{\lambda}_{jk}^i = \Lambda_{jk}^i / M_k$ - приведені переміщення; Λ_{jk}^i - проекції на осі «j» переміщень точки «i», що викликані силами P_k . Приведені переміщення визначали методом цифрової фотозйомки.

З урахуванням максимального взаємного кута повороту частин перелому умова жорсткості виглядає так:

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

де $S_{ML} = M_1 L_1 = M_2 L_2 = M_2 L'$ - відстань між точками **M** і **L** (протилежні точки перелому) в різних положеннях (рис. 26);

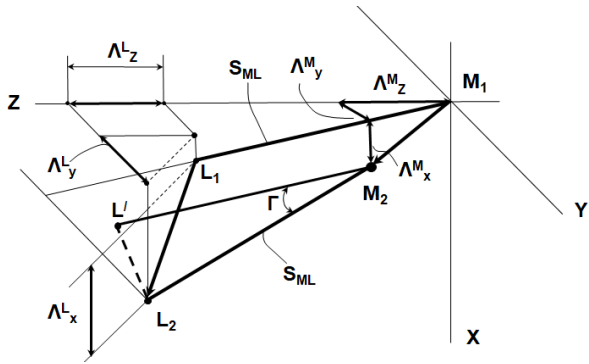


Рис. 26 – Схема переміщень точок перелому і кутів повороту частин перелому

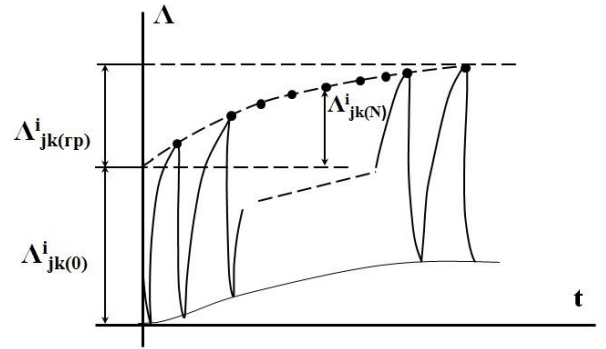


Рис. 27 – Схема розвитку зміщень суміжних точок та прийняті позначення

Під впливом циклічно діючих навантажень взаємні зміщення точок перелому істотно зростають, а умови жорсткості мають вигляд:

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

$$\Gamma_{\max}(N) = \arccos \left\{ 1 - \frac{1}{2 \cdot S_{ML}^2} \cdot \sum_{j=1}^3 \left[\sum_{k=1}^3 P_k \left((\lambda_{jk(0)}^L + \lambda_{jk(N)}^L - \lambda_{jk(0)}^M - \lambda_{jk(N)}^M) + (\bar{\lambda}_{jk(0)}^L + \bar{\lambda}_{jk(N)}^L - \bar{\lambda}_{jk(0)}^M - \bar{\lambda}_{jk(N)}^M) \cdot e_k \right) \right]^2 \right\} \Big|_{\max} \leq [\Gamma] \quad (4)$$

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. 27):

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

Криву, яка з'єднує верхні точки діаграми циклічної повзучості (пунктир на рис. 27) апроксимували сумою експоненційних функцій, обмежуючи число експонент трьома. У цьому випадку приведені переміщення розраховували за формулами:

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

З практичної точки зору найбільший інтерес представляють переміщення точок перелому, які накопичуються при дії значної кількості циклів навантаження. В цьому випадку в умовах жорсткості приведені переміщення, що виникли на N-му циклі, замінювали на граничні приведені переміщення:

$$\Lambda_{\max} = \left\{ \sum_{j=1}^3 \left[\sum_{k=1}^3 P_k \cdot k_{jk}^i \left(\lambda_{jk(0)}^i + \bar{\lambda}_{jk(0)}^i \cdot e_k \right) \right]^2 \right\}^{1/2} \Big|_{\max} \leq [\Lambda] ; \quad (5)$$

$$\Gamma_{\max} = \arccos \left\{ 1 - \frac{1}{2 \cdot S_{ML}^2} \cdot \sum_{j=1}^3 \left[\sum_{k=1}^3 P_k \left(k_{jk}^L \left(\lambda_{jk(0)}^L + \bar{\lambda}_{jk(0)}^L \cdot e_k \right) - k_{jk}^M \left(\lambda_{jk(0)}^M + \bar{\lambda}_{jk(0)}^M \cdot e_k \right) \right) \right]^2 \right\} \leq [\Gamma] \quad (6)$$

де $k_{jk}^i = 1 + (\Lambda_{jk(\text{тр})}^i / \Lambda_{jk(0)}^i)$ - коефіцієнт впливу циклічної повзучості, який показує збільшення загального переміщення, що виникає при значній кількості циклів, порівняно з переміщенням при одноразовому навантаженні.

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 (точка L на рис. 25).

Експерименти показали, що головний вектор переміщень Λ визначається переважно компонентами Λ_{x1}^i , Λ_{x2}^i , Λ_{z1}^i , Λ_{z2}^i та Λ_{y3}^i . Перші чотири компоненти - це поздовжні та поперечні переміщення за рахунок сил P_1 і P_2 . П'ята - це переміщення в площині, перпендикулярній до поздовжньої осі, за рахунок моменту кручення M_3 .

Результати розрахунків приведених переміщень представлені у табл. 7. Решта складових переміщень точок перелому близькі до нуля і знаходяться в межах похибки вимірювання.

Таблиця 7

Приведені переміщення точок L та M

Пластина	$\lambda_{x1}^L, \lambda_{x1}^M$	$\lambda_{z2}^L, \lambda_{z2}^M$	$\bar{\lambda}_{x1}^L$	$\bar{\lambda}_{x2}^L$	$\bar{\lambda}_{y3}^L$	$\bar{\lambda}_{z1}^L, \bar{\lambda}_{z2}^L, \bar{\lambda}_{z1}^M, \bar{\lambda}_{z2}^M$
	$\times 10^3, \text{ мм / Н}$		$\times 10^3, \text{ мм / (Н}\cdot\text{мм)}$			
2М	3.03	2.13	0.458	0.460	0.702	0.105
3М	4.75	0.64	0.429	0.427	1.213	0.134
4М	0.80	2.77	0.193	0.189	0.319	0.023

Враховуючі тільки ті приведені переміщення λ_{jk}^i , $\bar{\lambda}_{jk}^i$, що відмінні від нуля, умови функціональної надійності при одноразових навантаженнях мають вигляд:

$$\Lambda_{\max} = \left\{ \left[P_1 \left(\lambda_{x1}^L + \bar{\lambda}_{x1}^L \cdot e_1 \right) + P_2 \cdot \bar{\lambda}_{x2}^L \cdot e_2 \right]^2 + \left[P_3 \left(\bar{\lambda}_{y3}^L \cdot e_3 \right) \right]^2 + \left[P_1 \left(\bar{\lambda}_{z1}^L \cdot e_1 \right) + P_2 \cdot \left(\lambda_{z2}^L + \bar{\lambda}_{z2}^L \cdot e_2 \right) \right]^2 \right\}^{1/2} \leq [\Lambda] \quad (7)$$

$$\Gamma_{\max} = \arccos \left\{ 1 - \frac{1}{2 \cdot S_{ML}^2} \left[\left(P_1 \cdot \bar{\lambda}_{x1}^L \cdot e_1 + P_2 \cdot \bar{\lambda}_{x2}^L \cdot e_2 \right)^2 + \left(P_3 \cdot \bar{\lambda}_{y3}^L \cdot e_3 \right)^2 \right] \right\} \Big|_{\max} \leq [\Gamma] \quad (8)$$

Використовуючи критерій максимального лінійного переміщення (7) та значення приведених переміщень, що наведені в табл. 7, 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. 8. За допустиме взаємне переміщення точок перелому приймали $[\Delta] = 1 \text{ мм}$.

Допустимі навантаження, розраховані за умовою жорсткості з врахуванням допустимого кута взаємного повороту частин перелому (8) при $[\Gamma] = 3^\circ$ мали суттєво більші значення. Тому як допустимі були вибрані значення навантажень (табл. 8), розраховані з врахуванням лінійних зміщень точок перелому.

Дані, що наведені в табл. 8 представлені у вигляді тривимірних діаграм (граничних областей), які обмежують області допустимих навантажень (рис. 28). 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 $[\Gamma] < 3^\circ$.

Таблиця 8

Навантаження, що не призводять до недопустимих переміщень точок перелому

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
	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
	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
	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

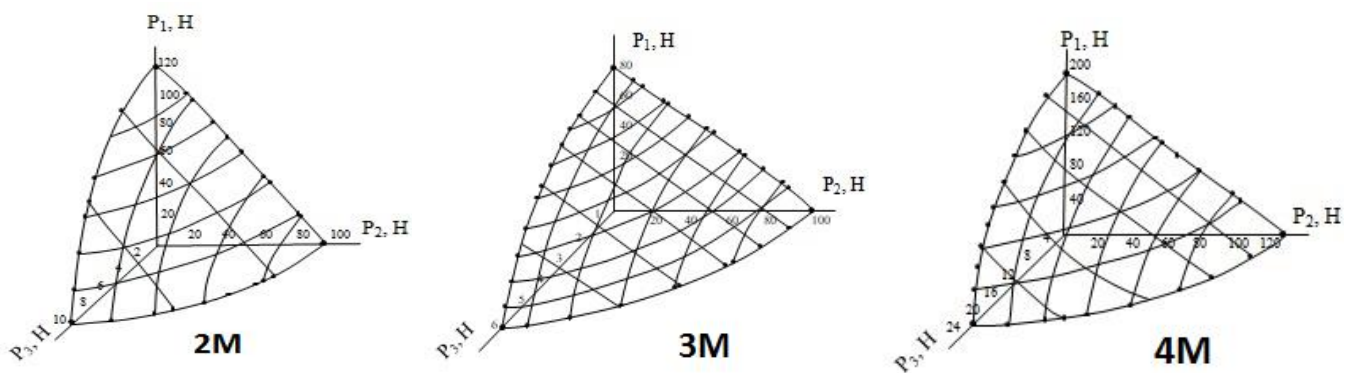


Рис. 28 – Области допустимих навантажень, що не приводять до виникнення фізіологічно небезпечних переміщень

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 (рис. 28). У процесі навантаження передбачено цифрове фотографування області перелому та визначення переміщень (взаємних зміщень) точок протилежних частин перелому.

Можливості пристрою: навантаження $P_1 = (10 \dots 800) \text{ Н}$, навантаження $P_2 = (10 \dots 200) \text{ Н}$, момент сили $M_3 = (2 \dots 20) \text{ Н} \cdot \text{м}$; циклічні навантаження з періодичністю 1-5 с; визначення переміщень з точністю до $\pm 0.02 \text{ мм}$.

На рис. 29 приведені фото закріпленого зразків, напрями дії сил та моментів при просторовому навантаженні і геометричні характеристики зразків. Результати вимірювань наведено в табл. 9 (спосіб I). Для порівняння 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.

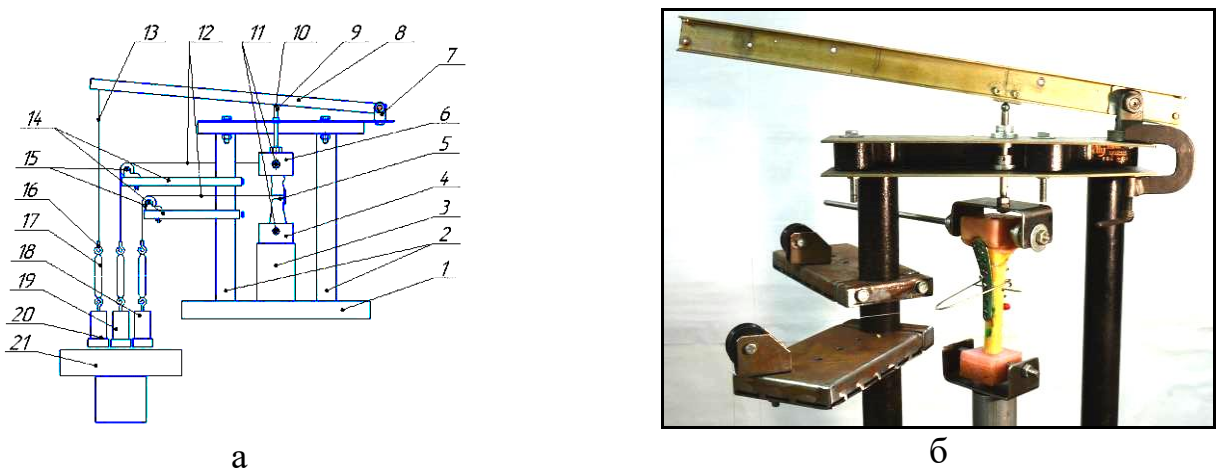


Рис. 28 – Пристрій для складного навантаження: схема (а) та його зовнішній вигляд (б): 1-3 – рама та опори; 4, 6 – затискувачі; 5 - кістка; 7-17 - елементи навантажувальної системи; 18-21 – вантажі та блок навантаження

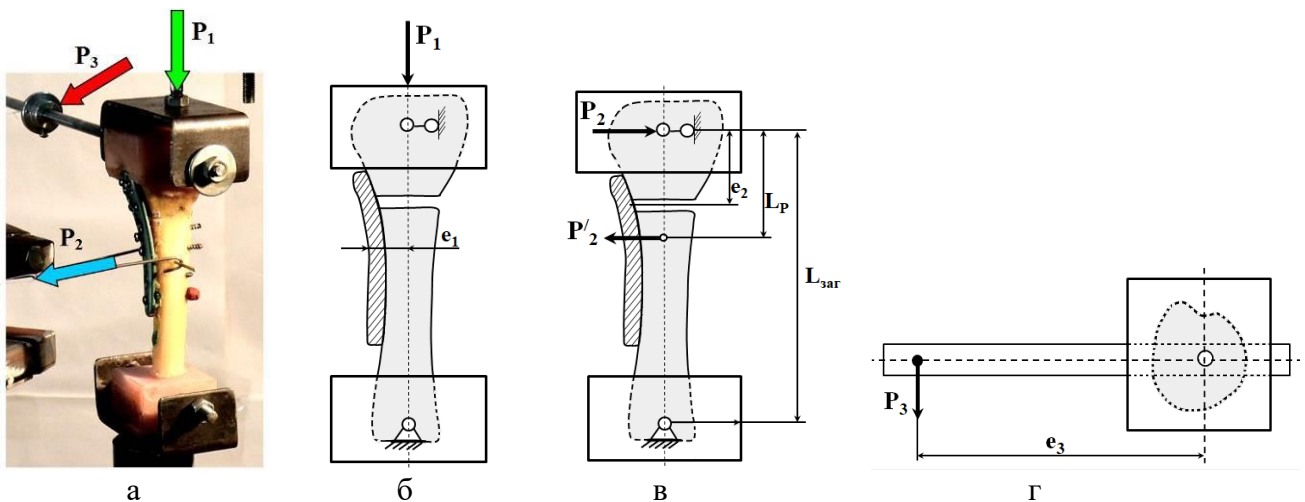


Рис. 29 – Напрями навантажень на кістку при їх сумісній дії (а) та окремі навантаження при стиску (б), згині (в) та крученні (г)

Переміщення точок перелому L та M з медіальною блокованою пластиною

Точка та напрям переміщення		Спосіб I	Спосіб II	Відносна різниця Δ , %
Найвіддаленіша від пластины латеральна точка L	Λ^L_X , мм	2.09	2.20	5.00
	Λ^L_Y , мм	1.48	1.53	3.26
	Λ^L_Z , мм	0.46	0.49	6.12
Повне переміщення точки Λ^L , мм		2.60	2.72	4.41
Поблизу пластины, медіальна точка M	Λ^M_X , мм	0.67	0.70	4.29
	Λ^M_Y , мм	0	0	---
	Λ^M_Z , мм	0.46	0.49	6.12
Повне переміщення точки Λ^M , мм		0.80	0.85	5.88
Кут повороту частин перелому Γ , °		4.05	4.23	4.25

Складові переміщень для латеральної (найвіддаленішої від пластины) точки перелому L та медіальної (поблизу пластины) точки перелому M були розраховані за формулами

$$\Lambda^L_j = \left[\sum_{k=1}^3 P_k \cdot \left(\lambda_{jk}^L + \bar{\lambda}_{jk}^L \cdot e_k \right) \right]; \quad \Lambda^M_j = \left[\sum_{k=1}^3 P_k \cdot \left(\lambda_{jk}^M + \bar{\lambda}_{jk}^M \cdot e_k \right) \right],$$

а повні переміщення цих точок за формулами

$$\Lambda^L = \sqrt{\sum_{j=1}^3 \left[\sum_{k=1}^3 P_k \cdot \left(\lambda_{jk}^L + \bar{\lambda}_{jk}^L \cdot e_k \right) \right]^2}; \quad \Lambda^M = \sqrt{\sum_{j=1}^3 \left[\sum_{k=1}^3 P_k \cdot \left(\lambda_{jk}^M + \bar{\lambda}_{jk}^M \cdot e_k \right) \right]^2}.$$

Значення навантажень (сили P_1, P_2, P_3) та геометричні характеристики системи (відстані e_1, e_2, e_3) при розрахунках взяті ті ж самі, що і в експерименті. Результати визначення взаємних зміщень частин перелому великогомілкової кістки, фіксованому медіальною блокованою пластиною (ЗМ) наведені в табл. 9 (спосіб II).

Відмічено задовільний збіг результатів безпосереднього вимірювання переміщень під час складного навантаження (спосіб I) та розрахункових даних (спосіб II).

ОСНОВНІ ВИСНОВКИ ТА ЗАГАЛЬНІ РЕЗУЛЬТАТИ РОБОТИ

1. Розроблений метод випробування засобів фіксації переломів кісток при навантаженнях з одночасним вимірюванням зміщень точок переломів. Застосований безконтактний спосіб цифрової фотозйомки, що дозволяє реєструвати просторові переміщення точок та не утворює додаткових навантажень на об'єкт випробування.

2. Результат зіставлення даних отриманих методом цифрової фотозйомки з даними, отриманими шляхом безпосереднього вимірювання переміщень безконтактним методом за допомогою оптичної системи, показав задовільну

точність методу цифрової фотозйомки. Розбіжність між контрольними вимірами і вимірами за допомогою каліброваного приладу знаходяться на рівні (1 ... 4)%.

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 виміряних характеристик для великогомілкових кісток перевагу має X-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 ОПУБЛІКОВАНИХ ПРАЦЬ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

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. 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. 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'ясних 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. 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. Біомеханічні властивості кісткової тканини з урахуванням особливості її структури та фізіологічних факторів. / М.С. Шидловський, Е.С. Білецький, Я.В. Павлюк, М.М. Димань // *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. Метод вимірювання біомеханічних характеристик засобів зрощування переломів кісток стопи людини. / М.С. Шидловський, М.М. Димань // *Тези доповідей загально-університетської науково-технічної конференції молодих вчених та студентів*. – Київ, НТУУ "КПІ", 2015. – С. 63.

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

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

19. Шидловський М.С. Порівняльні випробування засобів фіксації переломів п'ясних кісток під дією фізіологічних навантажень. / М.С. Шидловський, О.А.

Бур'янов, М.М. Димань, М.А. Циганков // *“Впровадження наукових розробок у практику охорони здоров'я 2015” Щорічна науково-практична сесія, 2015, м. Київ.*

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

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

22. Шидловський М.С. Характеристики різних способів з'єднання переломів кісток стопи при циклічних навантаженнях. / М.С. Шидловський, М.М. Димань, А.М. Турчин, О.С. Мусієнко // *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. Деформування засобів фіксації переломів п'яних кісток під впливом фізіологічних навантажень. / М.С. Шидловський, М.А. Циганков, М.М. Димань, А.М. Бондар // *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. Жорсткість з'єднання переломів стегнової кістки репозиційно - фіксаційним апаратом типу «АЗФ-К». / М.С. Шидловський, О.В. Ільницький, М.М. Димань, В.С. Шитіков // *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. Деформування елементів стрижневих апаратів типу «АЗФ-К» під дією фізіологічних навантажень. / М.С. Шидловський, О.В. Ільницький, М.М. Димань, О.В. Осипенко // *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. Міцність фіксації проксимального відділу стегнової кістки при фіброзній дисплазії в умовах остеосинтезу різними типами фіксаторів. / М.С. Шидловський, І.А. Лазарєв, М.М. Димань, О.С. Мусієнко // *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. Пружні властивості та неоднорідність структури кісткової тканини кінцівок людини. / М.С. Шидловський, Т.М. Омельченко, А.В. Копчак, М.М. Димань, О.С. Мусієнко // *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. Оцінка пошкоджень кісткової тканини за показниками твердості. / М.С. Шидловський, О.П. Заховайко, А.В. Копчак, М.М.

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

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

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

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

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

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

35. Шидловський М.С. Аналіз просторових переміщень точок переломів кісток із засобами фіксації під дією навантажень. / М.С. Шидловський, О.П. Заховайко, М.М. Димань // *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. Оцінка точності та невизначеності вимірювань в системах остеосинтезу методом фотозйомки. / М.С. Шидловський, О.П. Заховайко, М.М. Димань, В.М. Карачун // *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. Вплив циклічних навантажень на деформаційні характеристики засобів остеосинтезу п'ясних кісток. / М.С. Шидловський, М.М. Димань // *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. 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», "КП" 2017, м. Київ. - С.56-59.

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

40. Димань М.М. Деформаційні характеристики систем «стегнова кістка-засіб фіксації перелому». / М.М. Димань, О.В. Ільніцький // *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. Деформаційні характеристики систем фіксації переломів великогомілкових кісток. / М.С. Шидловський, Т.М. Омельченко, М.М. Димань // *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. Оцінка точності вимірювань переміщень в системах остеосинтезу. / М.С. Шидловський, О.П. Заховайко, М.М. Димань // *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. Деформаційні критерії функціональної надійності систем остеосинтезу. / М.С. Шидловський, О.П. Заховайко, М.М. Димань // *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. / М.С. Шидловський, О.П. Заховайко, М.М. Димань // *XVIII МНТК „Прогресивна техніка, технологія та інженерна освіта”*, 2018, Національний технічний університет України "Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського" м. Київ.

АНОТАЦІЯ

Димань М.М. Деформівність систем остеосинтезу кінцівок з врахуванням виду навантажень. – Рукопис.

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», Київ, 2019 р.

Дисертація присвячена розв'язанню актуальної науково-практичної задачі створення методики визначення деформаційних характеристик та проведення натурних стендових випробувань засобів фіксації переломів різних конструкцій; визначення характеристик жорсткості, встановлення оптимальних типів, форм та розмірів засобів фіксації в залежності від локалізації та типу перелому.

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 ортопедо-травматологічних відділеннях лікарень та військових госпіталів 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.

АННОТАЦИЯ

Дымань М. М. Деформируемость систем остеосинтеза конечностей с учетом вида нагрузок. - Рукопись.

Диссертация на соискание ученой степени кандидата технических наук по специальности 01.02.04 "Механика твердого деформируемого тела". - Национальный технический университет Украины "Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского", Киев, 2019 г.

Диссертация посвящена решению актуальной научно-практической задачи создания методики определения деформационных характеристик и проведения натуральных стендовых испытаний средств фиксации переломов различных конструкций; определению характеристик жесткости, установлению оптимальных типов, форм и размеров средств фиксации в зависимости от локализации и типа перелома.

Научное и практическое значение полученных результатов заключается в экспериментальном определении деформационных характеристик систем фиксации переломов костей конечностей. Практическое значение внедрения заключается в дифференцированном применении исследованных систем фиксации, что позволяет эффективнее проводить лечебный процесс и улучшить результаты остеосинтеза у пациентов с повреждениями в зоне дистального эпиметафиза большеберцовой кости.

На основании измеренных характеристик прочности и жесткости биомеханически обосновано выбранные оптимальные конструкции средств фиксации сложных переломов таранных костей и стержневых аппараты внешней фиксации переломов длинных костей.

Предложенные методы позволяют эффективнее применять в лечебном процессе новые системы остеосинтеза и, соответственно, улучшает отдаленные результаты у больных со сложными переломами костей стопы и длинных костей конечностей.

Результаты работы внедрены в ортопедо-травматологических отделениях больниц и военных госпиталей при обосновании применения систем остеосинтеза при планировании хирургических вмешательств.

Ключевые слова: биомеханика, опорно-двигательный аппарат, средства фиксации переломов, остеосинтез, смещения обломков, жесткость и прочность фиксации, циклические нагрузки.

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", Kiev, 2019.

The thesis is devoted to the solution of a relevant scientific and practical problem of creation of a technique of definition of deformation characteristics and carrying out natural bench tests of means of fixing of changes of various designs; to definition of characteristics of rigidity, establishment of optimum types, forms and sizes of means of fixing depending on localization and like a change.

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.

The results of the work were introduced in the orthopedic and trauma departments of hospitals and military hospitals in substantiating the use of osteosynthesis systems in planning surgical interventions.

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