

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» Міністерство  
освіти і науки України

Кваліфікаційна наукова праця  
на правах рукопису

**МУСІЄНКО ОЛЬГА СТАНІСЛАВІВНА**

УДК 620.17:616.71-001.5-089.2](043.3)

**ДИСЕРТАЦІЯ**

**МІЦНІСТЬ ТА ДЕФОРМІВНІСТЬ СИСТЕМ ОСТЕОСИНТЕЗУ З  
УРАХУВАННЯМ ВЛАСТИВОСТЕЙ УШКОДЖЕНОЇ КІСТКОВОЇ  
ТКАНИНИ ТА ЇЇ ШТУЧНИХ ЗАМІННИКІВ**

Спеціальність 131 – Прикладна механіка

Галузь знань 13 – Механічна інженерія

Подається на здобуття наукового ступеня доктора філософії

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

\_\_\_\_\_ О.С. Мусієнко

Науковий керівник: Пискунов Сергій Олегович

доктор технічних наук, професор

Київ – 2022

## АНОТАЦІЯ

Мусієнко О.С. Міцність та деформівність систем остеосинтезу з урахуванням властивостей ушкодженої кісткової тканини та її штучних замінників. – Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня доктора філософії в галузі знань 13 – Механічна інженерія за спеціальністю 131 – Прикладна механіка. – Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», Київ, 2022.

Дисертація присвячена дослідженню міцності та деформівності систем остеосинтезу, що застосовуються в сучасній хірургічній практиці для фіксації вогнепальних та травматичних переломів кісток людини: визначенню механічних характеристик кісток за різних умов навантаження, характеристик деформування та розвитку зміщень у переломах під дією короткочасних навантажень з врахуванням деградації та регенерації кісткової тканини.

Зміст роботи складається з чотирьох розділів, у яких викладено та обґрунтовано основні результати дисертації.

**У вступі** обґрунтовано актуальність теми дисертації, сформульовано мету та задачі дослідження, описано методи дослідження, надана інформація про наукову новизну та практичне значення одержаних результатів.

**У першому розділі** проведено аналіз літературних джерел з дослідження існуючих проблем остеосинтезу травматичних та вогнепальних переломів. Наведено класифікації переломів та сучасних засобів фіксації. Розглянуто існуючі методи експериментальних випробувань та комп'ютерного моделювання засобів фіксації переломів.

Обґрунтовано основні напрямки досліджень дисертаційної роботи, які базуються на аналізі літературних джерел.

**У другому розділі** наведено опис розроблених методик експериментальних досліджень, характеристики експериментального обладнання, методи і засоби

реалізації силових навантажень та вимірювання деформацій. Описано препарати кісток людей, які використовувались під час експерименту.

Представлено програми та методику по визначенню механічних характеристик кісткової тканини при різних видах навантаження, рівнях вологості та температури, а також з врахуванням впливу анізотропії.

Розроблено методику та створено обладнання для вимірювання ступеня деградації кісткової тканини в області вогнепального поранення, за допомогою якої визначено зміни механічні характеристики кісткової тканини на лінійних ділянках деформування.

Описано нові методики досліджень міцності і деформівності систем остеосинтезу для травматичних переломів кісток, які враховують особливості кісткової тканини, включаючи її деградацію при вогнепальних переломах та розвиток регенеративної кісткової тканини в процесі зрощування переломів.

Запропоновано нові схеми закріплення СтАЗФ, які спрямовані на покращення ефективності перебігу процесу лікування вогнепальних та травматичних переломів

Експериментальні дослідження виконано на універсальній випробувальній машині TIRA-test 2151. Режими випробування вибирались максимально наближеними до реальних режимів фізіологічних навантажень: досліджувалися дії стискаючих, згинальних та крутильних навантажень, що діють на кістку. Деформації і переміщення точок пошкодженої кістки з системами остеосинтезу порівнювали з відповідними характеристиками непошкоджених кісток, які попередньо були піддані випробуванням за аналогічними програмами. Деформації системи визначали через показники датчика переміщень випробувальної машини.

**У третьому розділі роботи** представлено результати експериментальних досліджень. Розраховано механічні властивості кісткової тканини і підтверджено анізотропію характеристик кісткової тканини на основі експериментальних досліджень. Відношення модулів пружності в напрямку орієнтації остеонів до модулів в напрямку, перпендикулярному до орієнтації остеонів, складає від 1,14 до 4,02. Анізотропія поведінки кісткової тканини також спостерігається при релаксації та повзучості.

Експериментально підтверджено, що степінь зволоження зразка досить сильно впливає на його механічні характеристики. Тому для отримання більш достовірних даних, зразки кісткової тканини після вилучення з тіла людини потрібно зберігати за умов наближених тих, які наявні в тілі людини.

На основі експериментів і розрахунків доведено, що кісткова тканина є нелінійно в'язко пружним матеріалом.

Визначено залежність механічних властивостей кісткової тканини від їх рентгенологічної щільності, що дає можливість створювати комп'ютерні моделі з максимальним наближенням результатів до реальних. Моделювання хірургічного втручання та прогнозування його результатів, з застосуванням таких моделей дозволяє зменшити частоту помилок та ускладнень при реконструктивно-відновлювальному лікуванні пацієнтів з наслідками пошкоджень гомілковостопного суглоба.

Встановлено, що область розповсюдження пошкоджень кісткової тканини при вогнепальному переломі досягає 40 мм від місця перелому, а зміни жорсткості становлять до 20% від жорсткості інтактної кістки, що необхідно враховувати при закріпленні стрижневих апаратів зовнішньої фіксації переломів.

Визначено, що збільшення кута нахилу стержнів підвищує жорсткість системи при стиску, згині та крученні. Запропоновано раціональне розташування стержнів, яке враховує наявність областей деградації кісткової тканини і компенсує втрату жорсткості при вогнепальному переломі.

Досліджено деформування систем «кістка з переломом - засіб фіксації» на етапах регенерації кісткової тканини під дією стиску та згину. Встановлено, що утворений регенерат суттєво підвищує жорсткість системи «кістка з переломом – кістковий регенерат – засіб фіксації» та рівень допустимих навантажень на систему. Запропоновано і підтверджено можливість використання полімерних замінників регенерату при проведенні експериментальних досліджень кісток.

Розроблено математичну модель для врахування внеску регенерату у взаємні зміщення точок переломів та оцінки допустимих навантажень на кістку.

Розраховано рівні допустимих навантажень, які можна прикладати до кінцівки, з врахуванням відомих допустимих взаємних переміщень точок перелому.

**Четвертий розділ** присвячений дослідженню характеристик жорсткості апаратів зовнішньої фіксації при різних варіантах розташування стержнів методом скінчених елементів. Комп'ютерні моделі систем «великогомілкова кістка – апарат зовнішньої фіксації» було створено в програмному комплексі SOLIDWORKS, після чого геометричні моделі систем імпортувались в САЕ пакет ANSYS.

Розглядалось 4 варіанти розміщення стержнів досліджуваної моделі, що відповідає системам, які реалізувались в експерименті.

Для побудови 3D моделей кісток було використано дані зі знімків комп'ютерної томографії цих зразків. Розміри апаратів зовнішньої фіксації та їх розміщення на кістці було отримано з натурних експериментальних систем. Механічні характеристики кісткової тканини отримані за даними натурних експериментів.

Для визначення можливості спрощення та пришвидшення розрахунків було запропоновано використання спрощеної геометрії для конструкції фіксатора великогомілкової кістки при створенні його скінченно-елементної моделі. Тому при чисельному моделюванні розрахунки проводили в трьох постановках: об'ємній, стержневій і балочній.

Крайові умови обрані таким чином, щоб відповідали умовам при яких проводяться реальні експериментальні дослідження. Так, нижня частина кістки була жорстко закріплена за аналогією закріплення зразка на робочому столі випробувальної установки. Дослідження проводились при трьох видах навантажень: стиск, згин здовж стержнів, згин поперек стержнів і кручення.

За результатами дослідження порівняно жорсткості систем в об'ємній, стержневій і балочній постановках. Показаний збіг результатів експерименту з результатами комп'ютерного моделювання в програмному комплексі ANSYS Workbench. Підтверджено, що найменшу жорсткість має система з віддаленими стержнями, а найбільшу - схема з розташуванням стержнів під кутом  $60^\circ$ . Отримано

робочу математичну модель, для дослідження інших випадків навантаження, які не можливо дослідити експериментальними методами.

**Ключові слова:** біомеханіка, остеосинтез, перелом, жорсткість та міцність фіксації, механічні характеристики кісток, модуль пружності, повзучість, полімери, полімерні замінники регенерату, математична модель, чисельне моделювання, метод скінченних елементів, властивості, міцність, напружено-деформований стан, імітаційні моделі.

## SUMMARY

Musiienko O.S. Strength and deformability of osteosynthesis systems taking into account the properties of damaged bone tissue and its artificial substitutes. – Qualifying scientific work on manuscript rights.

Thesis for the scientific degree of the doctor of philosophy, the field of study 13 – Mechanical engineering, program subject area 131 – Applied Mechanics. National Technical University of Ukraine "Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute", Kyiv, 2022.

The dissertation is devoted to the study of the deformability and strength of osteosynthesis systems used in modern surgical practice for fixing gunshot and traumatic fractures of human bones: determination of the mechanical properties of bones under various conditions of loading, deformation and development of displacements in fractures under the action of short-time loads, taking into account the degradation and regeneration of bone fabrics.

The content of the work is presented in four chapters, in which the main results of the dissertation are presented and substantiated.

**The introduction** substantiates the relevance of the dissertation topic, formulates the purpose and tasks of the research, describes the research methods, provides information about scientific novelty and the practical significance of the obtained results.

**In the first chapter**, an analysis of literary sources on the study of existing problems of osteosynthesis of traumatic and gunshot fractures is carried out. Fracture classifications and modern means of fixation are given. The existing methods of experimental research and computer modeling of means of fixation of fractures are considered.

The main research areas of the dissertation work, which are based on the analysis of literary sources, are justified.

**The second chapter** provides a description of the developed methods of experimental research, characteristics of experimental equipment, methods and means of

implementing force loads and measuring deformations. Preparations of human bones used during the experiment are described.

Programs and methods for determining the mechanical characteristics of bone tissue under various types of loads, humidity and temperature levels, as well as taking into account the influence of anisotropy, are presented.

A technique was developed and equipment was created for measuring the degree of bone tissue degradation in the area of a gunshot wound, which is used to determine changes in the mechanical characteristics of bone tissue in linear areas of deformation.

New methods of research on the strength and deformability of osteosynthesis systems for traumatic bone fractures are described, which take into account the characteristics of bone tissue, including its degradation in gunshot fractures and the development of regenerative bone tissue in the process of fracture fusion.

New schemes for fixation of StAZF are proposed, which are aimed at improving the effectiveness of the course of treatment of gunshot and traumatic fractures.

Experimental studies were performed on the universal testing machine TIRA-test 2151. The test modes were chosen as close as possible to the real modes of physiological loads: the actions of compressive, bending and torsional loads acting on the bone were studied. Deformations and displacements of points of damaged bones with osteosynthesis systems were compared with the corresponding characteristics of undamaged bones, which were previously tested under similar programs. Deformations of the system were determined through the indicators of the displacement sensor of the testing machine.

**The third chapter** of the work presents the results of experimental research. The mechanical properties of bone tissue were calculated and the anisotropy of bone tissue characteristics was confirmed on the basis of experimental studies. The ratio of the modulus of elasticity in the direction of osteon orientation to the modulus in the direction perpendicular to the osteon orientation ranges from 1.14 to 4.02. Anisotropy of bone tissue behavior is also observed during relaxation and creep.

It has been experimentally confirmed that the degree of wetting of the sample strongly affects its mechanical characteristics. Therefore, to obtain more reliable data,

samples of bone tissue after extraction from the human body should be stored under conditions similar to those present in the human body.

On the basis of experiments and calculations, it has been proven that bone tissue is a non-linear viscoelastic material.

The dependence of the mechanical properties of bone tissue on their X-ray density has been determined, which makes it possible to create computer models with maximum approximation of the results to real ones. Modeling surgical intervention and predicting its results, using such models, allows to reduce the frequency of errors and complications in the reconstructive and restorative treatment of patients with the consequences of ankle joint damage.

It was established that the area of bone tissue damage during a gunshot fracture reaches 40 mm from the fracture site, and changes in stiffness are up to 20% of the stiffness of an intact bone, which must be taken into account when securing rod devices for external fixation of fractures.

It was determined that increasing the angle of inclination of the rods increases the stiffness of the system during compression, bending and torsion. A rational location of the rods is proposed, which takes into account the presence of areas of bone tissue degradation and compensates for the loss of stiffness in the case of a gunshot fracture.

The deformation of the "bone with a fracture - a means of fixation" system at the stages of bone tissue regeneration under the action of compression and bending was studied. It was established that the formed regenerate significantly increases the stiffness of the system "bone with a fracture - bone regenerate - means of fixation" and the level of permissible loads on the system. The possibility of using polymer substitutes for regenerated bone during experimental bone research has been proposed and confirmed.

A mathematical model was developed to take into account the contribution of the regenerate to the mutual displacements of the fracture points and to estimate the permissible loads on the bone. The levels of permissible loads that can be applied to the limb are calculated, taking into account the known permissible mutual displacements of the fracture points.

**The fourth chapter** is devoted to the study of the stiffness characteristics of external fixation devices with different options for the location of the rods using the finite element method. Computer models of the "tibia - external fixation device" system were created in the SOLIDWORKS software complex, after which the geometric models of the systems were imported into the ANSYS CAE package.

We considered 4 options for placing the rods of the studied model, which corresponds to the systems that were implemented in the experiment.

Data from computer tomography images of these samples were used to build 3D bone models. The dimensions of the external fixation devices and their placement on the bone were obtained from full-scale experimental systems. The mechanical characteristics of bone tissue were obtained from the data of natural experiments.

To determine the possibility of simplifying and speeding up the calculations, it was proposed to use a simplified geometry for the design of the tibial bone fixator when creating its finite element model. Therefore, during numerical modeling, calculations were carried out in three settings: volumetric, rod and beam.

The boundary conditions are chosen in such a way that they correspond to the conditions under which real experimental studies are carried out. Thus, the lower part of the bone was rigidly fixed by the analogy of fixing the sample on the work table of the test rig. The research was carried out under three types of loads: compression, bending along the rods, bending across the rods and torsion.

According to the results of the study, the rigidity of systems in volumetric, rod and beam structures was compared. The coincidence of the experimental results with the results of computer modeling in the ANSYS Workbench software complex is shown. It has been confirmed that the system with distant rods has the lowest stiffness, and the scheme with the rods arranged at an angle of  $60^\circ$  has the highest. A working mathematical model was obtained for the study of other load cases that cannot be investigated by experimental methods.

**Keywords:** biomechanics, osteosynthesis, fracture, stiffness and strength of fixation, mechanical characteristics of bones, modulus of elasticity, creep, polymers,

polymer substitutes for regenerate, mathematical model, numerical simulation, finite element method, properties, strength, stress-strain state, simulation models.

### Список опублікованих праць за темою дисертації

1. Шидловський М. С. Метод оцінки біомеханічних властивостей ендопротезів тазостегнового суглобу під дією фізіологічних навантажень / М. С. Шидловський, В. К. Бондар, **О.С. Мусієнко**. // Вісник НТУУ «КПІ». Серія машинобудування. – 2015. – №3. – С. 131–137. DOI: <https://doi.org/10.20535/2305-9001.2015.75.50312> *(Особистий внесок авторки полягає у проведенні експериментальних випробувань та у обробці та аналізі отриманих результатів.)*
2. Шидловський М. С. Дослідження міцності фіксації пошкоджень стегнової кістки на синтетичних моделях / М. С. Шидловський, І. А. Лазарев, **О.С. Мусієнко**. // Вісник НТУУ «КПІ». Серія машинобудування. – 2016. – №3. – С. 106–111. DOI: <https://doi.org/10.20535/2305-9001.2016.78.82634> *(Особистий внесок авторки полягає у проведенні експериментальних випробувань та у порівнянні жорсткостей систем фіксації.)*
3. Омельченко Т.М., Бур'янов О.А, Лябах А.П., Мазевич В.Б., **Мусієнко О.С.**, Шидловський М.С. Фізико-механічні властивості трабекулярної кісткової тканини кісток гомілковостопного суглоба (експериментальноклінічне дослідження) / Т.М. Омельченко, О.А. Бур'янов, А.П. Лябах, В. Б. Мазевич, **О.С. Мусієнко**, М.С. Шидловський // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2017. – № 2 (93). – С. 66–72. URL: [http://nbuv.gov.ua/UJRN/Votip\\_2017\\_2\\_12](http://nbuv.gov.ua/UJRN/Votip_2017_2_12) *(Авторкою проведено серію експериментальних досліджень, проаналізовано результати експериментальних і рентгенологічних досліджень зі застосуванням кореляційно-регресійного аналізу.)*
4. Омельченко Т. М., Бур'янов О. А, Лябах А. П., Мазевич В. Б., Шидловський М. С., **Мусієнко О. С.** Кореляція модуля пружності та рентгенологічної щільності кісткової тканини в зоні надп'ятково-гомілкового суглоба / Т. М. Омельченко, О. А. Бур'янов, А. П. Лябах, В. Б. Мазевич, М. С. Шидловський, **О.С. Мусієнко** // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2018. – № 3 (612). – С. 80–84. DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872018380-84> *(Авторкою проведено серію експериментальних досліджень, проаналізовано*

*результати експериментальних і рентгенологічних досліджень зі застосуванням кореляційно-регресійного аналізу.)*

5. Shidlovskiy M.S., **Musiienko O.S**, Zakhovaiko O.P., Lisachenko Yu. A. Influence of bone tissue regenerate on rigidity of fractures fixation / M.S. Shidlovskiy, **O.S. Musiienko**, O.P. Zakhovaiko, Yu. A. Lisachenko //Strength of Materials and Theory of Structures: Scientific-and-technical collected articles. – K.: KNUBA, 2021. – Issue 107. –P. 89-102. DOI: <https://doi.org/10.32347/2410-2547.2021.107.89-102> *(Авторкою розроблено математичну модель, яка враховує вплив регенерату у взаємні зміщення точок переломів та оцінки допустимих навантажень на кістку.)*

6. Shydlovs'kyi M. S., **Musienko O. S.**, Laksha A. A. The Effect of Gunshot Injuries of the Bone Tissue on Its Mechanical Characteristics / M. S. Shydlovs'kyi, **O. S. Musienko**, A. A. Laksha // Strength of Materials. Vol. 53, No. 3, 2021, P. 463-470. DOI: <https://doi.org/10.1007/s11223-021-00307-w> *(Особистий внесок авторки полягає у проведенні експериментальних випробувань, порівнянні жорсткісних властивостей кісткової тканини до та після вогнепального перелому та у порівнянні жорсткостей апаратів зовнішньої фіксації при різних розміщеннях стрижнів.)*

7. 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. *(Авторкою проведено серію експериментальних досліджень, проаналізовано результати експериментальних і рентгенологічних досліджень зі застосуванням кореляційно-регресійного аналізу.)*

8. Шидловський М.С., Заховайко О.П., Димань М.М., **Мусієнко О.С.** Дослідження функціональної надійності систем остеосинтезу // XV міжнародна науково-технічна конференція «Приладобудування: стан і перспективи», 2016, м. Київ. *(Авторкою зібрано, узагальнено та проаналізовано результати експериментального дослідження.)*

9. 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. *(Особистий внесок авторки полягає у проведенні експериментальних випробувань та у обробці та аналізі отриманих результатів.)*

10. 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. *(Авторкою зібрано, узагальнено та проаналізовано результати експериментального дослідження.)*

11. 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.

12. Шидловський М.С., Димань М.М., **Мусієнко О.С.** Пружні властивості кісткової тканини з врахуванням неоднорідності її структури // Матеріали X Всеукраїнської науково-практичної конференції «Біотехнологія XXI століття» – К.: НТУУ «КПІ», 2016. – С. 99. *(Особистий внесок авторки полягає у проведенні експериментальних випробувань та у обробці та аналізі отриманих результатів.)*

13. Шидловський М.С., Димань М.М., **Мусієнко О.С.** Дослідження структурної неоднорідності кісткової тканини за показниками твердості // Матеріали X Всеукраїнської науково-практичної конференції «Біотехнологія XXI століття» – К.: НТУУ «КПІ», 2016. – С. 100. *(Авторка збрала, узагальнила та проаналізувала результати експериментального дослідження.)*

14. **Мусієнко О.С.**, Єрмак А.А., Пакета Б.Г., Шидловський М. С. Характеристики пружності та релаксація напружень кісткової тканини нижніх кінцівок людини // Збірка матеріалів Всеукраїнської науково-технічної конференції

молодих вчених та студентів «Інновації молоді – машинобудуванню», секція "Динаміка і міцність машин". – К: НТУУ «КПІ» 2017. – С.71-73. *(Авторкою сформульована ідея та мета дослідження, зібрано та проаналізовано результати експериментальних досліджень.)*

15. Шидловський М.С., Лакша А.А., **Мусієнко О.С.** Особливості остеопорозноподібної трансформації кісткової тканини в ділянці вогнепальних переломів // Сучасний стан та перспективи біомедичної інженерії. Матеріали першої міжуніверситетської науково-практичної конференції з міжнародною участю (Київ, 26-27 квітня 2017). Біомедична інженерія. 2017. № 4. С. 100–104. *(Особистий внесок авторки полягає у проведенні експериментальних випробувань, порівнянні жорсткісних властивостей кісткової тканини до та після вогнепального перелому.)*

16. Шидловський М. С., Лакша А. А., **Мусієнко О. С.** Визначення оптимального розташування стержнів в апаратах для фіксації вогнепальних переломів. Прогресивна техніка, технологія та інженерна освіта. Матеріали XVIII міжнародної науково-технічної конференції (Київ, 29 червня – 1 липня 2017). Київ, 2017. С. 55-57. *(Особистий внесок авторки полягає у проведенні експериментальних випробувань та у порівнянні жорсткостей апаратів зовнішньої фіксації при різних розміщеннях стрижнів.)*

17. Єрмак А.А., **Мусієнко О.С.**, Шидловський М.С., Заховайко О.П. Спосіб оцінки впливу регенерації кісткової тканини на жорсткість фіксованих переломів // Збірка праць Міжнародної науково-технічної конференції молодих вчених та студентів «Інновації молоді в машинобудуванні» - 2019. – №1. – С. 39–42. *(Авторкою сформульована ідея та мета дослідження, проаналізовано його результати.)*

18. Лисаченко Ю.А., **Мусієнко О.С.**, Єрмак А.А., Заховайко О.П., Шидловський М.С. Вплив регенерату кісткової тканини на жорсткість фіксації переломів кісток // Збірка праць Міжнародної науково-технічної конференції молодих вчених та студентів «Інновації молоді в машинобудуванні» - 2020. – №2.

– С. 29-40. *(Авторкою розроблено методику оцінки рівня переміщень в переломах кісток під дією зовнішніх сил на стадії утворення кісткового регенерату.)*

19. Омелюх А.І., Білецький, Є.С., **Мусієнко О.С.**, Шидловський М.С. Заховайко О.П. Особливості деформування кісткової тканини під впливом фізіологічних навантажень // Збірка праць Міжнародної науково-технічної конференції молодих вчених та студентів «Інновації молоді в машинобудуванні» - 2020. – №2. – С. 19-28. *(Особистий внесок авторки полягає в аналізі результатів експериментальних досліджень.)*

20. Шидловський М.С., Димань М.М., Заховайко О.П, **Мусієнко О.С.** Особливості механічних випробувань систем остеосинтезу // XXII міжнародна науково-технічна конференція «Прогресивна техніка, технологія та інженерна освіта» Матеріали конференції. – Херсон, 2021.– С. 20-24. *(Авторкою розроблено методику випробувань та створено випробувальне обладнання для вимірювань показників жорсткості та міцності кісток.)*

## ЗМІСТ

|                                                                                                    |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ                                                                                  | 19 |
| ВСТУП                                                                                              | 20 |
| РОЗДІЛ 1. СУЧАСНІ ПІДХОДИ ДО ДОСЛІДЖЕНЬ СИСТЕМ<br>ОСТЕОСИНТЕЗУ                                     | 26 |
| 1.1. Класифікація типів переломів кісток                                                           | 26 |
| 1.2. Класифікація сучасних систем остеосинтезу                                                     | 31 |
| 1.3. Типи кісткової тканини та її вплив на перебіг і ефективність<br>остеосинтезу                  | 34 |
| 1.4. Відомі підходи до дослідження властивостей кісткової тканини<br>та засобів фіксації переломів | 36 |
| 1.4.1 Оцінка механічних властивостей кісткової тканини                                             | 36 |
| 1.4.2. Оцінка геометрії та мікроархітектури кістки                                                 | 38 |
| 1.4.3 Оцінка складу кісткової тканини                                                              | 39 |
| 1.4.4 Експериментальні методи випробувань засобів фіксації<br>переломів                            | 41 |
| 1.4.5 Комп'ютерні методи випробувань засобів фіксації переломів                                    | 43 |
| Висновки та постановка задачі досліджень                                                           | 44 |
| РОЗДІЛ 2. МЕТОДИКИ МЕХАНІЧНИХ ВИПРОБУВАНЬ<br>АНАТОМІЧНИХ ОБ'ЄКТІВ                                  | 46 |
| 2.1. Анатомічні об'єкти та їх підготовка до випробувань                                            | 46 |
| 2.2. Обладнання для навантаження та вимірювання деформацій<br>кісток                               | 50 |
| 2.3. Методики дослідження зразків кісткової тканини                                                | 54 |
| 2.4. Методики дослідження засобів фіксації переломів                                               | 59 |
| 2.4.1. Методика досліджень жорсткості засобів фіксації<br>вогнепальних переломів                   | 59 |
| 2.4.2 Методика оцінки впливу регенерації кісткової тканини на<br>жорсткість фіксованих переломів   | 66 |
| Висновки до другого розділу                                                                        | 69 |
| РОЗДІЛ 3. АНАЛІЗ ТА ОБРОБКА РЕЗУЛЬТАТІВ<br>ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ                            | 70 |
| 3.1. Механічні властивості кісткової тканини                                                       | 70 |
| 3.1.1 Характеристики різних типів кісткової тканини при<br>короткочасних навантаженнях.            | 70 |
| 3.1.2 В'язко-пружні характеристики кісткової тканини                                               | 77 |
| 3.1.3. Кореляція між пружними та рентгенологічними<br>характеристиками кісткової тканини           | 98 |

|                                                                                                |     |
|------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| 3.2 Встановлення жорсткості засобів фіксації вогнепальних переломів                            | 101 |
| 3.3 Вплив регенерації кісткової тканини на міцність і деформівність систем остеосинтезу        | 105 |
| Висновки до третього розділу                                                                   | 116 |
| РОЗДІЛ 4. ДОСЛІДЖЕННЯ МІЦНОСТІ І ДЕФОРМІВНОСТІ СИСТЕМ ОСТЕОСИНТЕЗУ МЕТОДОМ СКІНЧЕНИХ ЕЛЕМЕНТІВ | 119 |
| 4.1. Побудова розрахункових схем і дискретних моделей                                          | 119 |
| 4.2. Результати числових досліджень                                                            | 125 |
| Висновки до четвертого розділу                                                                 | 145 |
| ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ                                                                              | 146 |
| СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ                                                                     | 148 |
| ДОДАТОК А                                                                                      | 167 |
| ДОДАТОК Б                                                                                      | 168 |

## ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ

АО – Асоціація остеосинтезу

ASIF – Асоціація з вивчення внутрішньої фіксації

ОТА – Асоціація ортопедів-травматологів

FEM – метод скінченних елементів

АЗФ – апарати зовнішньої фіксації

АЦП – аналого-цифровий перетворювач

ВГК – великогомілкова кістка

ЗФП – засоби фіксації перелому

КТ – комп'ютерна томографія

МРТ – магнітно резонансна томографія

ОС– остеосинтез

РКТ – регенерат кісткової тканини

СтАЗФ – стержневі апарати зовнішньої фіксації

## ВСТУП

**Актуальність роботи.** В умовах військових конфліктів найрозповсюдженішими видами ушкоджень є осколкові (85 %) та кульові (12%) поранення кінцівок. Найбільшу кількість ушкоджень серед переломів кінцівок займають ушкодження кісток гомілки (в середньому 42 %) і стегнової кістки (в середньому 24%). Поранення цих ділянок мають найбільшу кількість ускладнень в порівнянні з іншими вогнепальними травмами [1]. Через багатоуламкові переломи при вогнепальних пораненнях кінцівок, лікування травм стає значно тяжчим і при цьому збільшується термін лікування. При вогнепальних ушкодженнях кісток використовують позавогнищевий остеосинтез [2,3].

Найбільш жорстка фіксація відламків при переломах досягається при мінімальній відстані між стержнями, що фіксують уламки кістки. Провідні спеціалісти рекомендують вводити стержні на відстані 2-3 см від місця перелому [4-6]. Але при ударно-хвильовій остеопорозоподібній трансформації (УХОТ) відбувається ушкодження кісткової тканини не лише в місці контакту, а ще й у певному okolí. Тому вводити імпланти в ці зони є небезпечним через розхитування стержнів і шпич, що виникають внаслідок некрозу, остеолізу кісткової тканини та інших ускладнень [7].

Лікування ушкоджень опорно-рухового апарату внаслідок вогнепального поранення і досі являє собою складну клінічну задачу, незважаючи на досягнення в сучасній медицині. Відсутні методи для вибору зони введення стержнів та шпич, що враховують деградацію кісткової тканини і зміну жорсткості системи фіксації перелому [8]. Для вирішення вказаної проблеми необхідно дослідити механізми руйнування і відновлення кісткової тканини при дії факторів травматичного та вогнепального руйнування та розглянути зміну міцності та жорсткості апаратів зовнішньої фіксації, що використовуються при травматичних та вогнепальних ушкодженнях.

Дослідження цих проблем є актуальним і дозволить збільшити жорсткість фіксації та зменшити час реабілітації пацієнтів.

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

Дисертація виконувалася відповідно до плану наукових досліджень, проведених на кафедрі динаміки і міцності машин та опору матеріалів Навчально-наукового механіко-машинобудівного інституту Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут ім. Ігоря Сікорського». Здобувачка прийняла участь як виконавець у держбюджетній темі «Розробка нових засобів діагностики міцності та надійності БМС «кістка – суглоб - імплантат» з урахуванням ушкоджень біологічних тканин» (держреєстрація №0115U000643), договорах про спільну науково-дослідну діяльність між НТУУ «КПІ», НДЛ кафедри ДММ та ОМ, ММІ та Інститутом ортопедії та травматології Академії медичних наук України (лабораторією біомеханіки), Української військово - медичної академії (кафедра військової хірургії).

**Мета і задачі дослідження.** Мета роботи – розробка методики визначення несучої спроможності сучасних систем для фіксації переломів кісток людини при вогнепальних та інших травматичних ушкодженнях з врахуванням регенерації кісткової тканини та її штучних замінників та забезпечення функціональності засобів фіксації переломів при дії зовнішніх навантажень.

**Для досягнення поставленої мети в роботі необхідно вирішити наступні задачі:**

- провести аналіз сучасних систем остеосинтезу, що використовуються для фіксації травматичних ушкоджень;
- дослідити властивості різних типів кісткової тканини при короткочасному навантаженні;
- встановити зв'язок між пружними характеристиками та рентгенологічною щільністю кісткової тканини;
- проаналізувати вплив деградації кісткової тканини після вогнепального поранення на жорсткість фіксації перелому;
- розробити методику для визначення раціонального розташування елементів СтаЗФ з врахуванням ушкодження кісткової тканини в області вогнепального перелому;

- провести комплекс натурних стендових випробувань по визначенню характеристик міцності та жорсткості систем остеосинтезу;
- розробити математичну модель для врахування вкладу регенерату у взаємні зміщення точок переломів;
- встановити вплив регенерації кісткової тканини на деформівність систем остеосинтезу.

*Об'єкт дослідження:* деформування з'єднань уламків кісток, що зазнали травматичного ушкодження, під дією фізіологічних навантажень з врахуванням виду та стану кісткової тканини.

*Предмет дослідження:* величини механічних характеристик кісткової тканини, величини переміщень в системах «ушкоджена кістка – засіб фіксації уламків» після вогнепальних та інших травмувань з врахуванням виду та стану кісткової тканини; величини допустимих навантажень на кінцівки у процесі регенерації кісткової тканини у місці перелому.

**Методи досліджень.** Методологічною основою роботи є теоретико-експериментальний підхід до вивчення основних наукових проблем, їх систематизації й узагальнення. Для визначення механічних характеристик кісткової тканини та дослідження жорсткості та міцності систем “засіб фіксації перелому - кістка” використовуються методи експериментальної механіки. Конкретизація системи визначальних рівнянь базуватиметься на основних положеннях механіки деформівного твердого тіла. Числове визначення напружено-деформованого стану систем “засіб фіксації перелому - кістка” виконано із використанням методу скінченних елементів.

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

Розроблено нові методики і математичні моделі для досліджень міцності і деформівності систем остеосинтезу при травматичних переломах кісток, які враховують особливості кісткової тканини, включаючи її деградацію при вогнепальних переломах, регенерацію в процесі зрощування переломів та анізотропію властивостей, і проведено їх застосування при дослідженні різних типів ушкоджень кісток. При цьому вперше:

- розроблено методику та створено обладнання для вимірювання ступеня деградації (остеопорозноподібної трансформації) кісткової тканини в області вогнепального перелому, за допомогою якої визначено відповідні зміни механічних характеристик кісткової тканини на лінійних ділянках деформування;

- запропоновано новий метод експериментального дослідження впливу регенерату кісткової тканини на жорсткість системи «кістка з переломом – засіб фіксації». Вибрані полімерні матеріали, що можуть слугувати заміником регенерату при проведенні досліджень;

- розроблено математичну модель для врахування вкладу регенерату у взаємні зміщення точок переломів та оцінки допустимих навантажень на кістку. Розраховано рівні допустимих навантажень, які можна прикладати до кінцівки, з врахуванням відомих допустимих взаємних переміщень точок перелому;

- розроблено експериментальну методику з визначення механічних характеристик зразків кісткової тканини з врахуванням анізотропії властивостей при короточасному навантаженні. Встановлення залежності механічних характеристик кісткової тканини від рентгенологічної щільності

- експериментально отримані значення механічних характеристик кісткової тканини з врахуванням анізотропії її властивостей, впливу вологості та особливостей будови кісток.

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

Запропоновані схеми фіксації кісткових відламків апаратом зовнішньої фіксації при вогнепальних переломах довгих кісток, за допомогою яких можливо отримати кращі результати лікування.

Розроблено математичну модель для врахування вкладу регенерату у взаємні зміщення точок переломів та оцінки допустимих навантажень на кістку. Розраховано рівні допустимих навантажень, що можна прикладати до кінцівки, з врахуванням відомих допустимих взаємних переміщень точок перелому. Дані випробувань та розрахунків можуть будуть використані для удосконалення методів лікування ушкоджених кінцівок на проміжних та заключних стадіях зрощування переломів.

Результати роботи впроваджені на клінічних базах кафедри Української військово-медичної академії (Акт про впровадження пошукової наукової розробки «Методи біомеханічно обґрунтованого вибору оптимального розташування стержнів апаратів зовнішньої фіксації при вогнепальних переломах довгих кісток кінцівок на основі вимірювань характеристик надійності» від «26» грудня 2018 р., затверджений Начальником Української військово-медичної академії. Місце впровадження: клінічні бази кафедри військової хірургії УВМА).

**Особистий внесок здобувача.** Роботу виконано під науковим керівництвом доктора технічних наук, професора Пискунова С.О. Основні результати, що становлять суть дисертаційної роботи, автор отримав самостійно. У публікаціях, підготовлених у співавторстві, здобувачеві належать розробка методики проведення натурних стендових випробувань, проведення експериментальних досліджень, обробка отриманих даних, виконання аналітичних розрахунків.

**Апробація результатів роботи.** Основні результати дисертації доповідалися та обговорювалися на науково-технічних конференціях: X Всеукраїнській науково-практичній конференції «Біотехнологія XXI століття» (м.Київ, 2016 р.), XV міжнародній науково-технічній конференції «Приладобудування: стан і перспективи» (м.Київ, 2016 р.), Міжнародній науково-технічній конференції молодих вчених та студентів «Інновації молоді в машинобудуванні» (м. Київ, 2019 – 2020 рр), «Прогресивна техніка і технологія» (м. Київ, м.Херсон, 2018 – 2020 рр). У повному обсязі робота доповідалась на засіданні кафедри динаміки і міцності машин та опору матеріалів КПП імені Ігоря Сікорського.

**Публікації.** За темою дисертації опубліковано 20 наукові праці, з них – 3 статей у наукових фахових виданнях, 1 – у виданнях України, які включені до міжнародних наукометричних баз, 2 статті в наукових медичних виданнях України, 1 патент України, 13 – у матеріалах наукових конференцій та в інших виданнях.

**Структура та обсяг дисертації.** Дисертаційна робота складається зі вступу, 4 розділів, загальних висновків, списку використаних літературних джерел та 2 додатків. Загальний обсяг дисертації становить 172 сторінки, у тому числі

основного тексту дисертації 128 сторінки, 111 рисунків, 14 таблиць, 2 додатки і список використаних джерел із 184 бібліографічних найменувань.

**Подяки.** Здобувачка вважає необхідним висловити глибоку подяку к.т.н., доценту Сергію Миколайовичу Шидловському, який є одним з засновників напрямку експериментальних досліджень з біомеханіки на кафедрі динаміки і міцності машин і опору матеріалів, здійснював безпосереднє керівництво низкою спільних досліджень, які були виконані під час навчання здобувачки у магістратурі, був співавтором ідей і реалізації частини з представлених в даній роботі результатів та надав низку порад і консультацій під час безпосередньої підготовки дисертаційної роботи.

## РОЗДІЛ 1

### СУЧАСНІ ПІДХОДИ ДО ДОСЛІДЖЕНЬ СИСТЕМ ОСТЕОСИНТЕЗУ

Актуальною задачею травматології та ортопедії є розробка нових та удосконалення відомих методів лікування переломів та ушкоджень опорно-рухового апарату людини [9]. Для вирішення цих задач необхідне проведення експериментальних, теоретичних та чисельних досліджень надійності систем остеосинтезу [10-37]. Оптимізація механічних і геометричних параметрів засобів фіксації переломів є актуальною проблемою, яку можна розв'язати, шляхом поєднання експериментального та чисельних розрахунків.

#### 1.1 Класифікація типів переломів кісток

Переломом називається часткове або повне порушення цілісності кістки, викликане механічним або патологічним процесом.

Для класифікації переломів у 1987-1991 роках швейцарським вченим М. Мюллером та співавторами було запропоновано уніфіковану клінічну класифікацію AO/ASIF [38-44]. Цю класифікацію прийняли майже у всьому світі.

Але у 2018 році комітети ОА та ОТА опублікували нову класифікацію, в якій переглянуто класифікацію М. Мюллера для її спрощення та внесення поправок [45].

**Принципи класифікації переломів і вивихів [46-82].** Принципи класифікації базуються на розумінні та застосуванні стандартизованих визначень. Ці визначення є універсальними і забезпечують узгодженість у класифікації та комунікації. Фундаментальні принципи базуються на локалізації перелому – кістки та сегмента.

Згідно з цією класифікацією всі кістки ділять на зони, кожна з яких отримує цифрову позначку (рис 1.1).

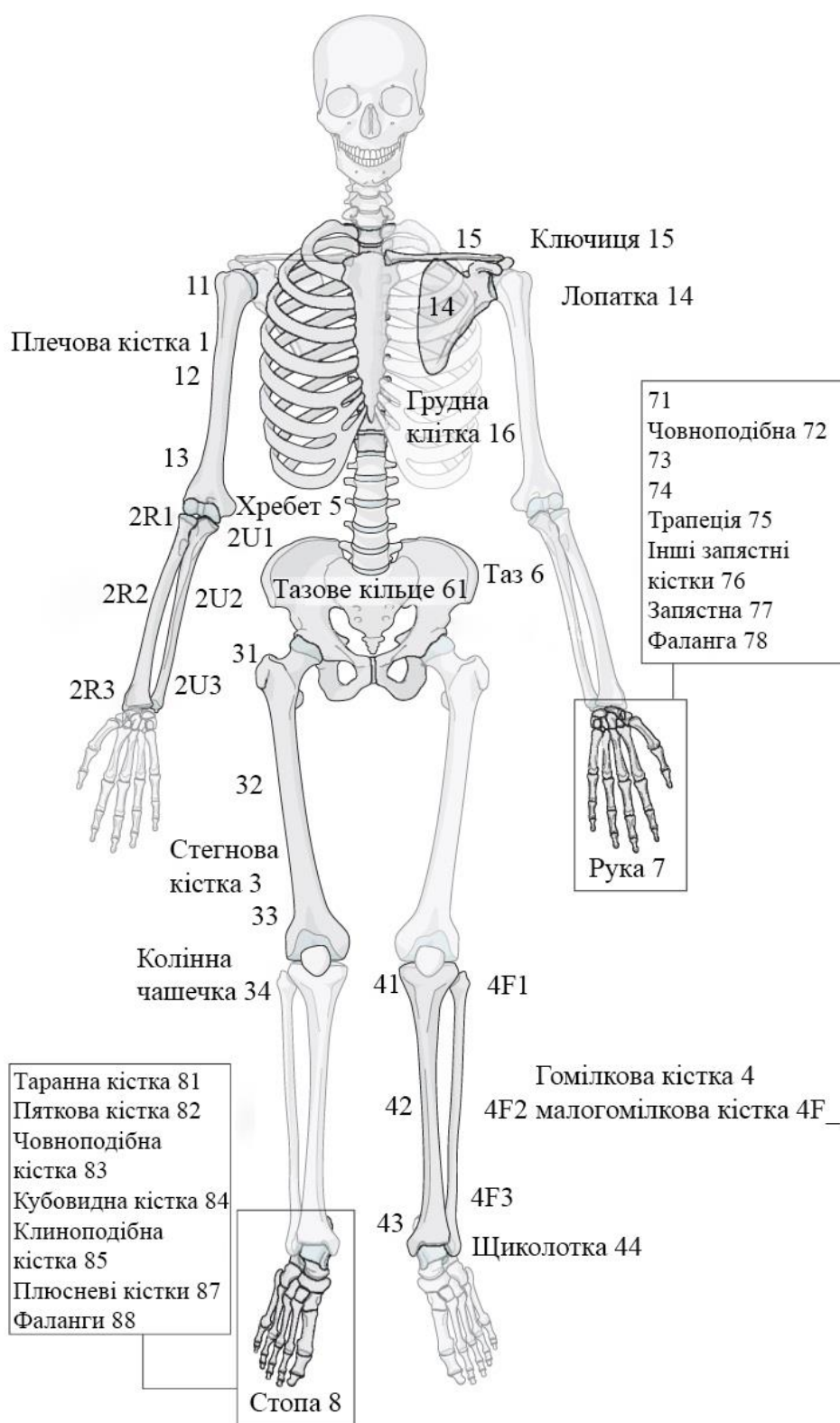


Рис. 1.1. Позначення місця розташування кісток

Для подальшого визначення місця розташування перелому кістці потрібні точні визначення частин кістки. Проксимальний і дистальний кінцеві сегменти довгих кісток визначаються квадратом, сторони якого мають ту саму довжину, що й найширша частина розглянутого епіфізу/метафізу (система квадратів Гейма).

Кожна довга кістка має проксимальний та дистальний кінцеві сегменти, між якими розташований діафіз або трубчаста частина (рис.1.2).

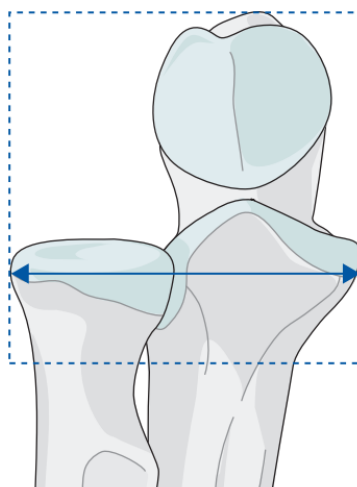


Рис. 1.2. Визначте місце розташування кінцевого сегмента

Для локалізації сегменту кістки було вирішено нумерувати ділянки наступним чином:

- проксимальний кінцевий сегмент – 1;
- діафізарний сегмент - 2;
- дистальний кінцевий сегмент – 3.

**Морфологія перелому: типи, групи, підгрупи, кваліфікація та універсальні модифікатори [45].** Для класифікації перелому згідно ОА/ОТА було вирішено поділити їх на типи, групи, підгрупи, кваліфікації та універсальні модифікатори.

Тип - позначається великою літерою і є загальним описом моделей переломів, тоді як група (цифри) є більш конкретним описом на основі окремої кістки або конкретного типу перелому.

Морфологію діафізарного перелому визначають так:

Прості переломи відносяться до типу А і мають один спіральний розрив діафіза або косий перелом, що утворює кут  $\geq 30^\circ$  до лінії, перпендикулярній довгій осі кістки (рис. 1.3).

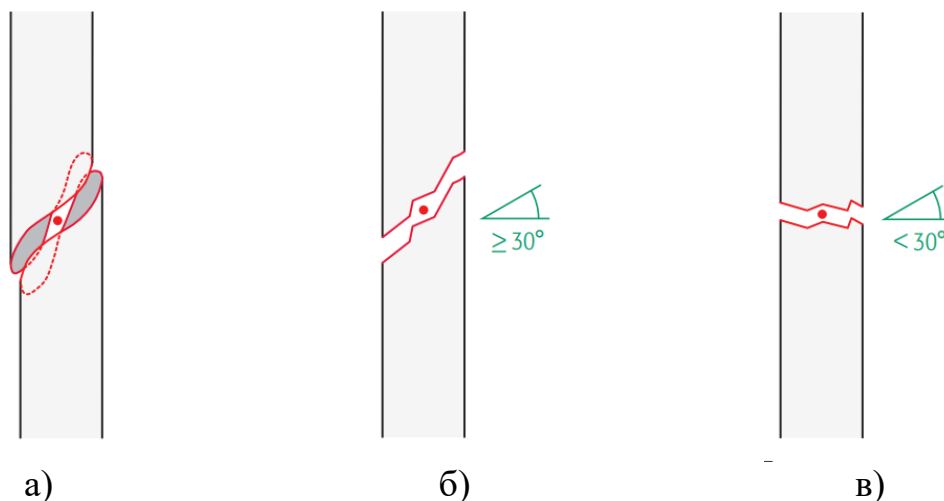


Рис. 1.3. Види простих переломів(точкою позначено центр перелому):  
а) спіральний, б) косий, в) поперечний.

Клиноподібні переломи (тип В) характеризуються наявністю контактів між основними уламками після вправлення, зазвичай відновлюючи нормальну довжину кістки. Фрагмент клина може бути цілим (рис. 1.4. а) або у вигляді кількох фрагментів, тобто фрагментарний клин (рис. 1.4. б).



Рис. 1.4. Клиноподібні переломи: а) перелом з цілим клином,  
б) мультифрагментальні

Мультифрагментарні переломи типу С складаються з багатьох ліній переломів і уламків (рис. 1.5). При такому переломі в діяфізній ділянці або один неушкоджений сегмент або багато маленьких фрагментів і якщо цей фрагмент видалити, то не буде контакту між проксимальним і дистальним уламками.



Рис. 1.5. Мультифрагментарні переломи, де а) перелом з цілим клином, б) мультифрагментальні

Морфологія перелому кінцевого сегмента базується на тому, чи являється він позасуглобованим чи внутрішньосуглобовим.

Позасуглобовий (тип А) - лінія перелому може бути метафізарною або епіфізарною, але завжди зберігає суглобову поверхню (рис. 1.6. а).

Часткова руйнація суглобу (тип В) - перелом охоплює частину суглобової поверхні, а решта суглоба залишається неушкодженою і міцно з'єднана з опорним метафізом і діафізом (рис. 1.6 б).

Повна руйнація суглобу (тип С) - є розрив суглобової поверхні і суглобова поверхня повністю відокремлена від діафізу (рис. 1.6 в).

Відривні переломи завжди класифікуються як позасуглобові прості переломи.

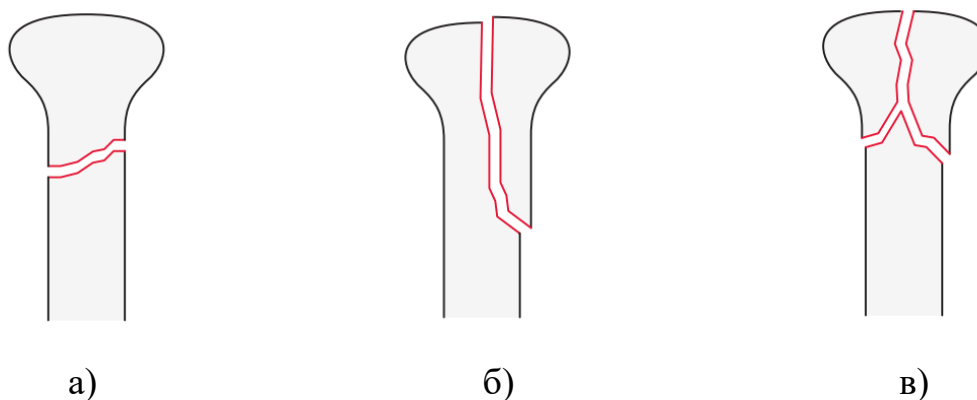


Рис. 1.6. Три типи переломів кінцевих сегментів

Універсальні модифікатори — це описові терміни морфології перелому, зміщення, пов'язаної травми або локалізації, які можна узагальнити для більшості переломів. Вони надають деталі, які є необов'язковими для користувачів.

Кваліфікація перелому є описовими термінами морфології або розташування перелому, які є специфічними для кожного перелому.

Така класифікація являється кодованим діагнозом для оптимального вибору лікування (рис 1.7).

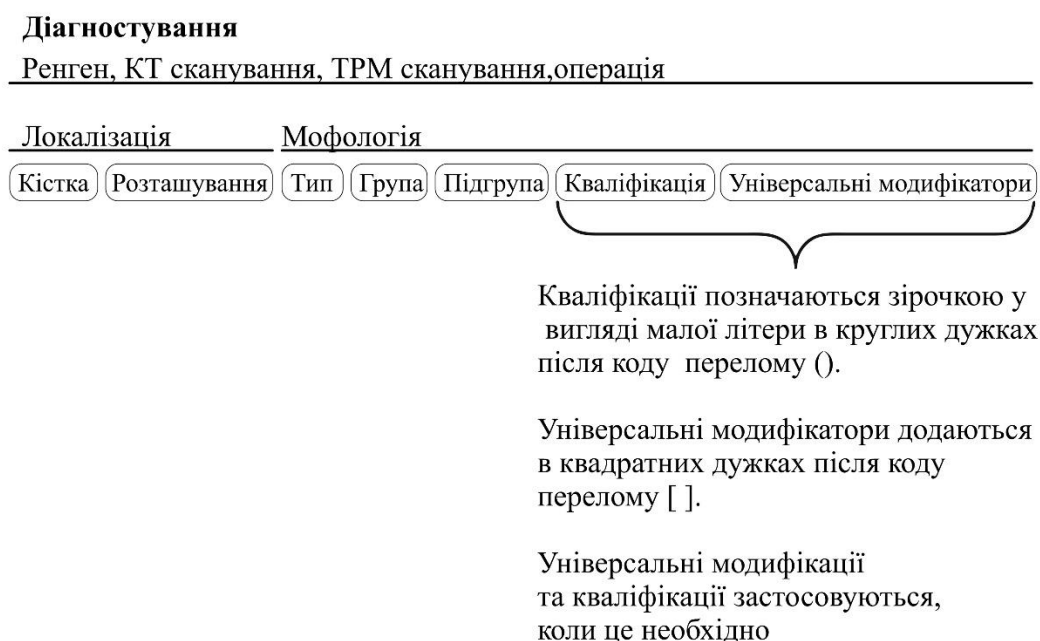


Рис. 1.7. Алфавітно-цифрова структура класифікації АО/ОТА

## 1.2. Класифікація сучасних систем остеосинтезу [38-43, 83-86]

В сучасній ортопедії та травматології існують два загальні принципи лікування переломів: консервативне, засобами зовнішньої іммобілізації, та оперативне, для якого використовують назву остеосинтез. Згідно з визначенням, остеосинтез – це хірургічна репозиція кісткових уламків за допомогою фіксуючих конструкцій, які обмежують рухливість цих уламків.

Основними показаннями до застосування остеосинтезу є:

- відкритий перелом;
- ускладнений перелом;
- неможливість репозиції (зіставлення фрагментів);

- багатоуламкові переломи;
- деякі переломи, що не зростаються без оперативного втручання;

Розрізняють два основні види остеосинтезу: внутрішній (занурюючий) та зовнішній компресійно-дистракційний. В свою чергу внутрішній остеосинтез поділяється на інтрамедулярний (внутрішньокістковий) та екстрамедулярний (накістковий).

Інтрамедулярний остеосинтез використовують при переломах трубчастих кісток. При цьому у мозковий канал забивають стержень відповідного діаметру (рис. 1.8).



Рис. 1.8. Схема фіксації перелому інтрамедулярними імплантатами

Екстрамедулярний остеосинтез – це фіксація перелому за допомогою різних видів конструкцій, що накладаються безпосередньо на саму кістку.

До цього типу фіксації відносяться:

- серкляжний шов – за допомогою металевої проволочки;
- металеві пластини;
- з'єднання уламків гвинтами та шурупами.

Приклад екстрамедулярної фіксації зображено на рис. 1.9.

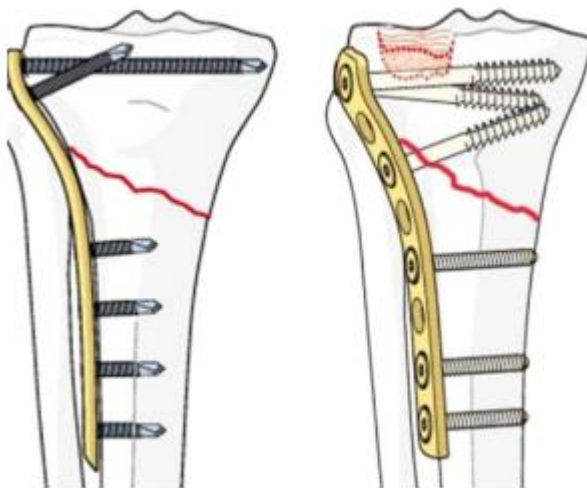


Рис. 1.9. Схема фіксації перелому накістковими пластинами

Зовнішній компресійно-дистракційний остеосинтез – це фіксація уламків за допомогою апаратів зовнішньої фіксації (рис. 1.10). При цьому виді фіксації на уламки накладають зовнішню конструкцію, яка опирається на шпиці та стрижні. Таким чином фіксація накладається лише на ушкоджені зони, не зачіпаючи суміжні суглоби.

При вогнепальних переломах використовують апарати зовнішньої фіксації.



а)



б)

Рис. 1.10. Схема фіксації перелому апаратами зовнішньої фіксації:

а) апарат Ілізарова; б) апарат АО

### 1.3. Типи кісткової тканини та її вплив на перебіг і ефективність остеосинтезу [87].

Опорно-руховий апарат людини складається з двох частин: пасивної та активної. Пасивною частиною являються кістки та їх сполучення, а активною – м'язи. Основною складовою кісток є кісткова тканина.

**Морфологія кісток.** Розрізняють 5 видів кісток, в залежності від їх форми, яка визначається їх функціональним призначенням:

- трубчасті кістки – складаються з тіла (діафізу) та потовщених кінців (епіфіз). До трубчастих кісток відносять стегнові, плечові, плеснові, фалангові і т.д;
- губчасті кістки утворюються за допомогою губчастої речовини і покриті компактною речовиною. Прикладом губчастих кісток є ребра і грудина;
- плоскі кістки – за допомогою них утворюються порожнини. До них відносяться лопатка, тазова кістка та інші;
- до змішаних кісток відносять кістки основи черепа. Ці кістки мають складну будову та походження;
- повітряними кістками називаються ті, що мають порожнину у тілі. Це такі, як: верхня щелепа або лобова.

Загалом, кістки мають різноманітну форму для виконання певних функцій: широкі плоскі пластинчасті, такі як лопатка, служать якорями для великих м'язових мас, тоді як порожнисті товстостінні трубчасті, підтримують вагу або служать як плече важеля. Ці різні типи кісток відрізняються більше своєю зовнішньою формою, ніж внутрішньою структурою.

Розділяють два види кісткової тканини: кортикальна і губчаста. Усі кістки мають зовнішній шар, який називається корою, що складається з кортикальної кісткової тканини, він є гладким, безперервним і різної товщини. У внутрішній частині кісткової тканини розташована мережа пластинок і спікул, які називаються трабекулами. Вони відрізняються за кількістю в різних кістках і охоплюють простори, заповнені кровоносними судинами і кістковим мозком. Цю сотову частину кістку називають губчастою або трабекулярною. У зрілій кістці трабекули

розташовані в упорядкованому порядку. Таким чином, трабекули створюють внутрішні стійки із поперечними зв'язками, розташованих таким чином, щоб забезпечити максимальну жорсткість з мінімальним матеріалом. Приклад внутрішньої структури кістки зображено на рис. 1.11.



Рис. 1.11. Внутрішня структура стегнової кістки

Такі кістки, як хребці, в основному працюють на стиск або розтяг, зазвичай вони мають тонку кору і забезпечують необхідну структурну жорсткість через трабекули, тоді як кістки, такі як стегнова, що піддаються значним зусиллям згину, зсуву або кручення, зазвичай мають товсту кору, трубчасту конфігурацію, і суцільну порожнину, що проходить через їх центр.

Довгі кістки мають ряд загальних структурних особливостей. Центральна область кістки (діафіз) має найбільш приближену форму до трубчастої. На кінцях діафіз розширюється, набуває переважно губчастої внутрішньої структури. Ця область (метафіз) виконує функцію передачі навантажень від несучих поверхонь суглоба на діафіз. На кінці довгої кістки є ділянка, яка називається епіфіз, вона має губчасту внутрішню структуру. До повної зрілості скелета епіфіз відокремлюється від метафіза хрящовою пластинкою, яка називається пластинкою росту.

При остеосинтезі важливим фактором є якість кісткової тканини. Поведінка кісткової тканини під час оперативного втручання та процес її регенерації залежить від біохімічних, морфологічних, фізико-механічних та біологічних властивостей. Взаємозв'язок цих властивостей впливає на якість кісткової тканини, її незрощення або збільшення терміну зрощування.

Оновлення кісткової тканини відбувається не на рівні молекул, а на рівні тканин. Кісткова тканина після перелому відновлюється шляхом створення кісткового мозолу. Утворення мозолу включає 4 фази. Перша – підготовча: у зоні перелому виникає запалення. Це дозволяє очистити зону від мертвих тканин. Друга фаза – утворення м'якого мозолу. Третя фаза - скостеніння м'якого мозолу. При четвертій фазі відбувається перебудова кісткового мозолу.

#### **1.4. Відомі підходи до дослідження властивостей кісткової тканини та засобів фіксації переломів [88-97]**

##### **1.4.1 Оцінка механічних властивостей кісткової тканини**

Механічні випробування дають змогу напряму оцінити механічні властивості кісткової тканини, що дозволяє охарактеризувати структурні властивості та властивості самого матеріалу. На макроскопічному рівні тестування всієї кістки дозволяє оцінити структурні властивості кістки, такі як структурна жорсткість і міцність. На менших масштабах довжини методи тестування матеріалу дозволяють вимірювати внутрішні властивості тканини, такі як модуль пружності та границю міцності.

**Механічне випробування цілої кістки.** На макромасштабному рівні структурну поведінку кісток оцінюють шляхом механічного випробування всієї кістки. У цих випробуваннях ціла кістка зазвичай навантажується до руйнування при стиску, згині або крученні [98-99]. Результатами таких досліджень є жорсткість конструкції, навантаження при руйнуванні та енергія, необхідна для руйнування. Жорсткість кістки в такому випадку є здатністю протидіяти пружній або повторній деформації. Навантаження при розриві характеризує міцність кістки. Енергія, що поглинається до руйнування, є мірою міцності конструкції і представляє собою енергію, яку кістка може поглинути до того, як вона зламається. Експериментальна оцінка міцності кісток вимагає деструктивного випробування всієї кістки, а невід'ємним обмеженням випробування є руйнування зразка під час випробування.

**Випробування зразків кісткової тканини.** Для оцінки механічних властивостей кортикальної та губчастої кісткової тканини проводять механічні випробування об'ємних зразків, вирізаних із цілих кісток. Цей тип випробування використовувався для оцінки впливу широкого діапазону змінних характеристик, таких як: анатомічне розміщення ділянки [100-101], пористість [102], щільність [103] та вміст мінералів у тканині [104-105] на механічні властивості кісткової тканини. Під час цих випробувань зразки правильної форми (як правило, циліндри або куби з діаметром або довжиною 5–10 мм), виготовлені з кортикальної або губчастої тканини, випробують на розтяг, стиск, згин або кручення [106-107]. Результатами таких досліджень є величини модуля пружності та границі міцності. Властивості матеріалу, отримані в результаті цих випробувань, не залежать від макроскопічної геометрії кістки, але залежать від впливу пористості та геометричної анізотропії, що виникає внаслідок орієнтації остеонів або трабекул.

**Випробування мікрозразків.** Такі випробування було запропоновано для визначення властивостей матеріалу кісткової тканини [107-108]. При цьому згинальні або розтягуючі навантаження прикладаються до мікрозразків розмірами, приблизно,  $200 \times 200 \times 2000$  мкм, виготовлених з трабекулярної та кортикальної кісткової тканини [109-111]. Результатами таких досліджень є модуль пружності та границя міцності та текучості. Властивості матеріалу, отримані в результаті цих випробувань, не залежать від макроскопічної геометрії кістки та трабекулярної мікроархітектури, але все ще залежать від впливу неоднорідностей, таких як лямерярні межі та мікророзмірна пористість через лакуни та місця резорбції [111].

**Випробування за допомогою мікроіндентора.** В якості альтернативи можна використовувати класичне випробування на вдавнення для перевірки властивостей матеріалу кісткової тканини на мезо- та мікрорівнях. Під час випробування на вдавнювання, жорсткий індентор з відомим зусиллям вдавлюється в плоский зразок, а площа отриманого відбитка оцінюється оптично [112]. Твердість визначається як сила, поділена на площу відбитка, і характеризує стійкість матеріалу до пластичної деформації. Випробування за допомогою мікроіндентора дозволяє охарактеризувати механічні властивості окремих трабекул або остеонів

[113-114]. Перевагою цього методу є відносна простота проведення випробувань та можливість вимірювати характеристики в різних місцях. Недоліком цієї методики є те, що єдиним результатом є твердість тканини.

**Випробування за допомогою наноіндентора.** На мікрорівні випробування за допомогою наноіндентора здатне досліджувати механічні властивості таких малих об'ємів кісткової тканини, як окремі ламелі. При такому випробуванні вдавнення виконується наконечником індентора, який часто проводять разом зі скануючим зондовим мікроскопом. Дані залежності «сила-переміщення» аналізуються для отримання модуля пружності та твердості [115]. Перевагами цієї методики є можливість вимірювання властивостей мікроструктурних елементів, таких як ламелі [116-117], та виявлення локальних змін властивостей кісткового матеріалу, спричинених захворюваннями або лікувальними препаратами [118]. До недоліків можна віднести потребу у відносно спеціалізованих приладах і дуже гладких зразках [119].

#### 1.4.2. Оцінка геометрії та мікроархітектури кістки

Різноманітні методи візуалізації дозволяють охарактеризувати геометрію та мікроархітектуру кістки від макромасштабу до нанорозміру.

**Комп'ютерна томографія.** Макроскопічна оцінка тривимірної (3D) геометрії кістки може бути виконана *in vivo* за допомогою комп'ютерною томографії [120]. Результатами комп'ютерної томографії є тривимірна макроскопічна модель геометрії кістки, в якій кортикальна і трабекулярна кістка відрізняються мінеральною щільністю.

**Периферійна комп'ютерна томографія з високою роздільною здатністю.** Поява периферійних сканерів з високою роздільною здатністю, приблизно 80 мкм, дозволила *in vivo* отримати зображення тривимірної трабекулярної морфології на периферичних ділянках, таких як дистальний сегмент променевої кістки. [121-122].

Ці вимірювання обмежуються периферичними ділянками, але при такому скануванні пацієнт отримує меншу дозу опромінення порівняно з комп'ютерною томографією всього тіла.

**Магнітно резонансна томографія (МРТ) високої роздільної здатності.** МРТ високої роздільної здатності дозволяє отримати неіонізуючу 3D-модель трабекулярної мережі на периферичних ділянках. Трабекулярні показники на основі МРТ можуть виявити вікові та хворобливі зміни в трабекулярній морфології [123-124]. Перевагою цієї методики є її здатність генерувати тривимірні зображення геометрії та мікроархітектури кісток без іонізуючого випромінювання; недоліки включають тривалий час сканування, необхідний для отримання зображень з високою роздільною здатністю трабекулярної кістки.

**Мікрокомп'ютерна томографія.** На мікрорівні мікрокомп'ютерна томографія забезпечує характеристику трабекулярної мікроархітектури *ex vivo* з ізотропною роздільною здатністю від 1 до 6 мкм. Результати включають об'єм кістки, товщину трабекуляра, кількість трабекулярів, їх відокремлення і справжню мінеральну щільність тканини. Обмеженнями для мікрокомп'ютерної томографії є розміри зразків [103]. Мікрокомп'ютерна томографія є кількісною оцінкою трабекулярної морфології *ex vivo*.

#### 1.4.3 Оцінка складу кісткової тканини

Органічні та неорганічні компоненти кісткової тканини сприяють структурній цілісності кісток [125-128]. Для оцінки характеристик мінеральних і колагенових компонентів кісткової тканини доступні мікроскопічні, спектроскопічні, фізичні та хімічні методи.

**Ядерно-магнітно-резонансна томографія [129-132].** Ядерно-магнітно-резонансна томографія дає інформацію про вміст води та структуру мінералу в тканині. Методи ядерно-магнітно-резонансна томографії дозволяють неінвазивно, неіонізуючим методом *in vivo* охарактеризувати зміни складу кісткової тканини.

**Вібраційна спектроскопічна візуалізація: інфрачервона та комбінаційна візуалізація з перетворенням Фур'є [133-137].** Вібраційна спектроскопія, яка включає інфрачервоне перетворення Фур'є і методи комбінаційного розповсюдження, характеризує хімічний склад і умови з'єднання компонентів тканини. Цей метод залишається перспективним кроком до неінвазивної діагностичної оцінки складу кісткової тканини.

**Сканувальна електронна мікроскопія [138-143].** Сканувальна електронна мікроскопія дозволяє охарактеризувати морфологію та склад поверхонь кісток. Обмеженнями кількісних методів на основі сканувальної електронної мікроскопії є необхідність зневоднення та покриття зразка провідним покриттям.

**Гравіметричні аналізи.** Гравіметричний аналіз забезпечує простий метод визначення мінерального вмісту кісткової тканини. Зазвичай кістки сушать при 110°C, зважують для визначення сухої маси тканини, а потім нагрівають до 600°C для видалення органічної матриці [144]. Вагу мінеральної фази, що залишилася, нормалізувати до сухої маси тканини, щоб отримати фракцію попелу. Якщо об'єм кістки відомий або виміряний шляхом витіснення води, то щільність попелу можна визначити, поділивши вагу золи на об'єм кістки. Основною перевагою цієї методики є її відносна простота, але вона вимагає гомогенізації тканини і не може охарактеризувати просторовий розподіл мінералу в кістці.

**Хімічний аналіз колагенових зшивок.** Колаген у зразках кісткової тканини можна проаналізувати кількісно, щоб визначити загальну кількість колагену та типи наявних поперечних зв'язків. Загальну кількість колагену та ступінь неферментативного глікування можна проаналізувати відносно просто за допомогою вимірювань флуоресценції [145-146]. Більш детальний хімічний аналіз зшивання колагену вимагає методів рідинної хроматографії високого тиску [147]. Ці хімічні методи здатні виявити незначні відмінності в хімічному складі компонентів органічної матриці, але вони вимагають гомогенізації тканини, а також спеціального досвіду та обладнання.

#### 1.4.4 Експериментальні методи випробувань засобів фіксації переломів

Механічні випробування апаратів фіксації переломів дають змогу напряду оцінити міцність та жорсткість систем. Проведення випробувань систем остеосинтезу на реальних об'єктах при різних зовнішніх навантаженнях являється найнадійнішим способом оцінки системи.

Для проведення дослідження необхідно виконати наступні кроки: підготовка зразків, закріплення зразків, навантаження зразків, реєстрація результатів.

**Підготовка зразків.** При дослідженні систем остеосинтезу проводять випробування *ex vivo* на трупних неушкоджених кістках [148]. В разі неможливості проведення випробувань на реальних кістках – використовують штучні, які повторюють геометрію і мають механічні характеристики, наближені до характеристик кістки. На кістці моделюють перелом, а потім з'єднують уламки за допомогою досліджуваних систем остеосинтезу.

**Закріплення зразків [149-150].** Для закріплення зразка використовують затискуючі стакани, пластмасові індивідуальні опори, металеві каркаси, заповнені смолою, індивідуальні металеві каркаси, струбцини та інше (рис. 1.12).

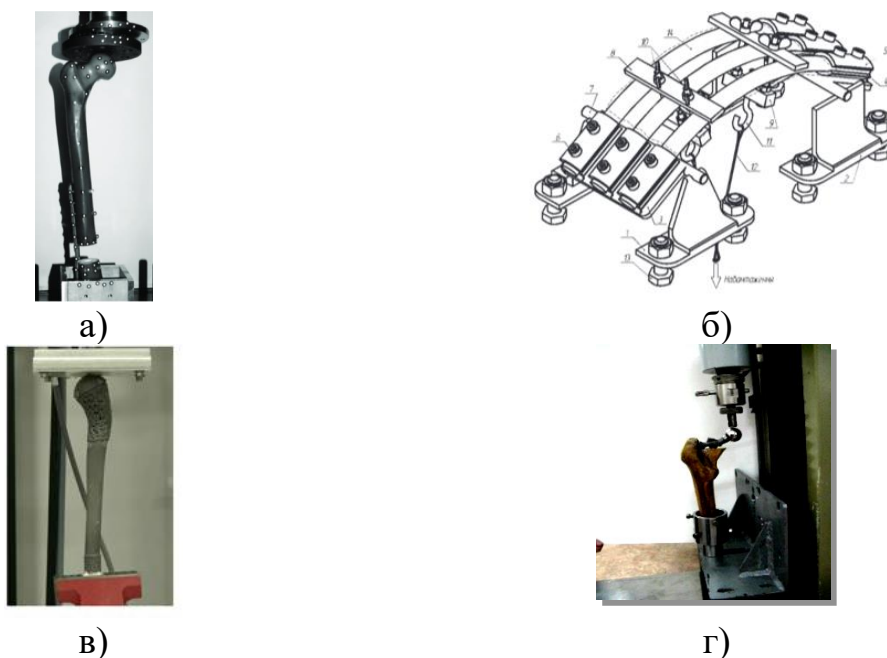


Рис. 1.12. Способи закріплення зразків кісткової тканини на робочому столі випробувальної установки: металевого каркаса, заповненого смолою (а), індивідуального каркасу (б), струбцини (в), затискуючого стакана (г)

**Навантаження зразків** [151]. Навантаження зразків виконується за допомогою випробувальних установок або за допомогою тяжів, до яких прикладається навантаження. Зразки піддаються почерговому одноосьовому навантаженню (рис.1.13).

При випробуванні на стиск зразки розташовували вертикально, опираючи на нижню частину. Навантаження прикладали до верхньої частини.

При випробуванні на згин зразок розміщували горизонтально і прикладали навантаження перпендикулярно до довжини зразка.

При випробуванні на кручення крутний момент створювали за допомогою важеля, який розміщувався в кістці.

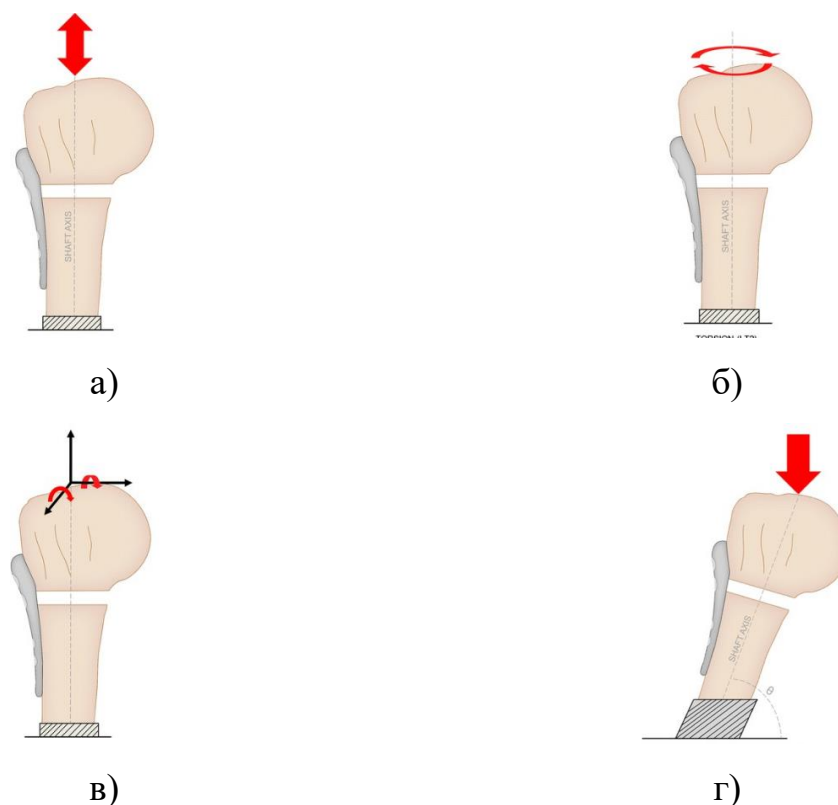


Рис. 1.13. Схема навантаження:

а – осьове навантаження, б-кручення, в – згин,

г – комбінація осьового навантаження і згину

**Реєстрація результатів** [152]. Для реєстрації результатів виконували за допомогою вбудованих в установку датчиків, фото або відеозйомку та індикатори часового типу.

### 1.4.5 Комп'ютерні методи випробувань засобів фіксації переломів

Комп'ютерні методи випробувань ґрунтується на використанні методу скінченних елементів (FEM-аналіз), який є сучасним широко використовуваним засобом аналізу напружено-деформованого стану різноманітних механічних об'єктів і передбачає використання спеціального програмного забезпечення [153-165].

В програмах FEM-аналізу використовуються різні підходи до моделювання властивостей кісткової тканини: від тих, які використовують лише дві характеристики для всієї системи, і вважають, що кістка є ізотропною, до тих, що дозволяють розглядати систему, як анізотропну. Із збільшенням кількості характеристик складність отримуваної моделі зростає.

FEM-аналіз корисний для визначення деформацій у кістках складної форми, таких як череп та губчаста кістка. Виконання дослідження передбачає:

- створення тривимірної моделі об'єкту дослідження;
- оцифровку об'єкту;
- побудову скінченноелементної моделі об'єкту;
- задання пружних фізико-механічних характеристик матеріалу об'єкту;
- навантаження моделі зовнішніми зусиллями та встановлення обмеження переміщень;
- розв'язання задачі про визначення напружено-деформованого стану.

Використання FEM-аналізу потребує іноді використання значної кількості припущень, що може вплинути на точність результатів. В той же час можливості проведення досліджень і повнота отриманих результатів із використанням різноманітних постановок задачі, зокрема для об'єктів складної форми, набагато переважає можливості експериментальних підходів.

## **Висновки та постановка задачі досліджень**

За результатами проведеного аналізу літературних джерел, що присвячені дослідженню міцності та деформівності систем остеосинтезу, можна встановити, що на сьогоднішній день, незважаючи на досягнення та широкий досвід в ортопедії та травматології, інформація про лікування травматичних ушкоджень, механічну поведінку засобів фіксації переломів та механізми руйнування та регенерації кісткової тканини є недостатньою. Це зумовлює необхідність більш докладного дослідження систем остеосинтезу, що використовуються для фіксації переломів кісток людини при вогнепальних та інших травматичних ушкодженнях, а також виявленню впливу деградації і регенерації кісткової тканини на міцність і деформативність цих систем.

Виходячи з результатів аналізу літератури була сформульована мета і задачі досліджень.

Мета роботи – розробка методики визначення несучої спроможності сучасних систем для фіксації переломів кісток людини при вогнепальних та інших травматичних ушкодженнях з врахуванням регенерації кісткової тканини та її штучних замінників та забезпечення функціональності засобів фіксації переломів при дії зовнішніх навантажень.

**Для досягнення поставленої мети в роботі необхідно вирішити наступні задачі:**

- провести аналіз сучасних систем остеосинтезу, що використовуються для фіксації травматичних ушкоджень;
- дослідити властивості різних типів кісткової тканини при короткочасному навантаженні;
- встановити зв'язок між пружними характеристиками та рентгенологічною щільністю кісткової тканини;
- проаналізувати вплив деградації кісткової тканини після вогнепального поранення на жорсткість фіксації перелому;

- розробити методику для визначення раціонального розташування елементів СтАЗФ з врахуванням ушкодження кісткової тканини в області вогнепального перелому;

- провести комплекс натурних стендових випробувань по визначенню характеристик міцності та жорсткості систем остеосинтезу;

- розробити математичну модель для врахування вкладу регенерату у взаємні зміщення точок переломів;

- встановити вплив регенерації кісткової тканини на деформівність систем остеосинтезу.

## РОЗДІЛ 2

### МЕТОДИКИ МЕХАНІЧНИХ ВИПРОБУВАНЬ АНАТОМІЧНИХ ОБ'ЄКТІВ

Визначення міцності і деформівності систем остеосинтезу потребує проведення експериментальних досліджень з визначення механічних характеристик кісткової тканини. Ураховуючи особливості цього матеріалу, а також необхідність моделювання процесу регенерації кісток в процесі зрощування переломів необхідною була розробка спеціальних методик, в тому числі – для моделювання механічної поведінки кісткового регенерату.

Експериментальні дослідження механічних характеристик кісткової тканини та несучої здатності апаратів фіксації переломів проводили на базі кафедри динаміки і міцності машин та опору матеріалів КПП ім. Ігоря Сікорського. Описи випробувальних установок, методики підготовки зразків та розроблені методики проведення випробувань наведені у даному розділі.

#### **2.1. Анатомічні об'єкти та їх підготовка до випробувань**

Для дослідження жорсткості систем остеосинтезу «ушкоджена кістка – засіб фіксації уламків» та визначення механічних характеристик кісткової тканини використовували препарати з ампутованих кісток людей, в яких не було патологічних змін. Після проведення випробувань зразки було утилізовано.

Підбір анатомічних об'єктів і засобів фіксації виконували хірурги-травматологи.

Зберігання кісток відбувалось при температурі  $-18^{\circ}\text{C}$ . Безпосередньо перед початком досліджень зразок розморожували протягом доби при температурі  $+37^{\circ}\text{C}$  у 0,9% розчині натрію хлориду.

Зразки кісткової тканини до випробувань зберігали лабораторних умовах. Оскільки в даній роботі враховувався вплив фізіологічних властивостей кісткової тканини, то перед проведенням дослідження зразки зберігали при різній ступені вологості. Під час експерименту зразки нагрівали до температури тіла людини.

**Етапи виготовлення зразків кісткової тканини для механічних випробувань.** Специфіка структури біологічних матеріалів та, зокрема, кісткових тканин потребує особливо обережно відноситись до вибору методик виготовлення зразків для випробувань [166]. Навіть для таких відносно монолітних та однорідних матеріалів, як пластмаси та гуми розроблено декілька стандартизованих методів виготовлення зразків. У цих стандартах встановлюються досить жорсткі вимоги як до форми зразків, так і до способів їх виготовлення, включаючи вимоги до обладнання, що застосовують при вирізці зразків.

Необхідно відзначити, що не дивлячись на суттєві складнощі проведення експериментальних досліджень кісток, обумовлені значним розкидом їх механічних властивостей та технічними складнощами виготовлення зразків на сьогоднішні відповідний стандарт досліджень відсутній.

Враховуючи сказане, виготовлення зразків з кісткового матеріалу виконували так, щоб обробка поверхонь проводилась з мінімально можливими ушкодженнями.

Розміри біопрепаратів не дають можливості виготовляти відносно великі зразки, як, наприклад зразки для випробувань гум або пластмас. Тому обмежувались розмірами в декілька міліметрів. Надалі при описуванні результатів розміри зразків будуть приводитись окремо для кожного випробування.

Отже, виконували такі етапи виготовлення зразків.

На першому етапі кісткам надавали правильної форми, попередньо оброблюючи на точильному станку для. Далі обробку виконували за допомогою шліфувального пристрою (рис.2.1). Уламки кістки поміщали в затискувач, регулюючи довжину виходу зразка за допомогою набору обмежувальних вставок і притискуючої пластини.

До механізму вертикального переміщення, який може точно регулювати переміщення зразка, прикріплювали затискувач. Похибка непаралельності при такому шліфуванні не перевищувала 0.01 мм на 10 мм довжини зразка.

Після 3-4 операцій шліфування, які проводили послідовно, виконували фінішну обробку шліфувальним папером Р 600.

Стан поверхні зразків перевіряли за допомогою оптичної системи катетометра

В-630, що дозволяло переконатись у отриманні достатньо гладких та рівних поверхонь (рис.2.2).

Аналогічні операції проводили з 2-ма іншими ребрами зразка.

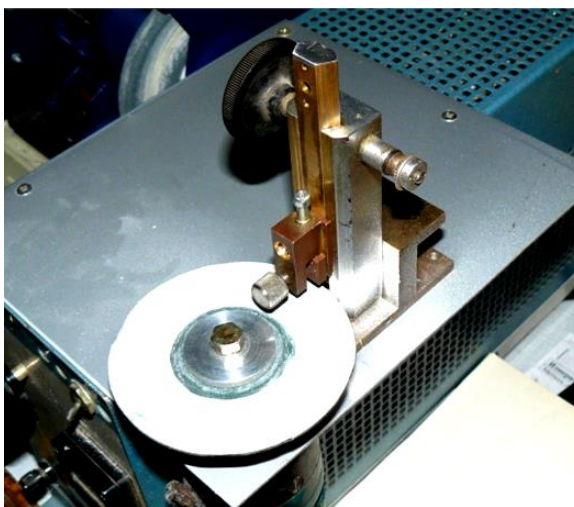


Рис. 2.1. Загальний вигляд шліфувального пристрою.



Рис. 2.2. Зразок після шліфування.

**Орієнтація зразків кісткової тканини.** Кісткова тканина людини має 3 осі пружної симетрії, тому являє собою ортотропний матеріал [167]. Головні осі симетрії пружних властивостей кортикального шару визначається орієнтацією остеонів [168].

Будова кісткової тканини людини формується в процесі індивідуального розвитку організму як інтегральна реакція кістки на напруження і деформації, які виникають при функціональних навантаженнях[168].. На окремих ділянках кісток

остеони і трабекули мають точний порядок розміщення, а на інших - хаотичний.

При виготовленні зразків ми намагались максимально наблизити його осі до головних осей жорсткості, а напрямки прикладання навантаження позначали наступним чином: головний напрямок (вздовж остеонів) – напрямок орієнтації остеонів та трабекул кісткової тканини; поперечний напрямок (поперек остеонів) – напрямок перпендикулярний до напрямку 1.

Визначення головного і поперечного напрямку зображене на рис. 2.3.

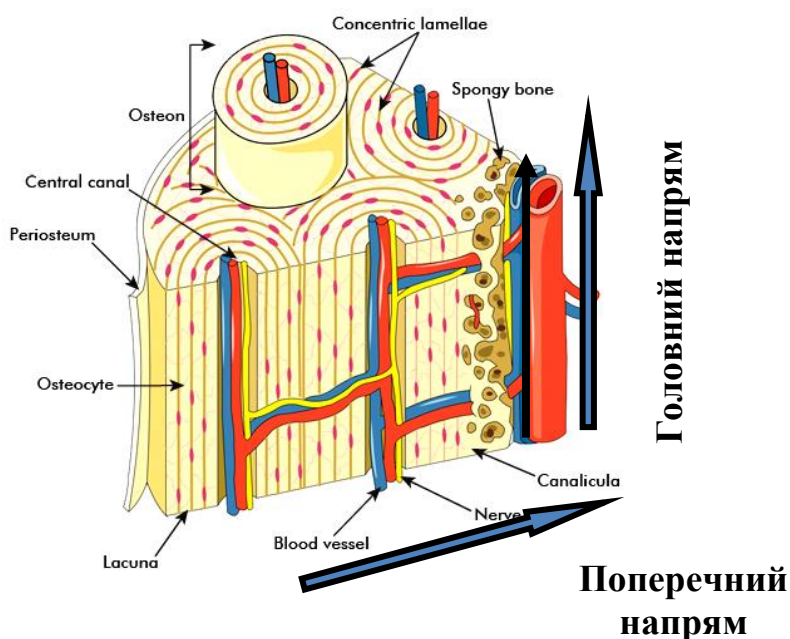


Рис2.3. Орієнтація осей виготовлення зразків

**Закріплення препаратів суцільних кісток.** При аналізі літературних джерел та попередніх експериментах було встановлено, що універсальних опор для кісток, які будуть створювати надійний контакт між об'єктом випробування та обладнанням для навантаження, виготовити неможливо через індивідуальну будову кожної кістки.

Для виготовлення індивідуальних опор було використано спосіб заливки кісток рідкою пластмасою «ПРОТАКРИЛ-М» з подальшим її отвердінням (рис. 2.4).

Для виготовлення опори на сталевому столі розміщували металеві пластини, які утворювали прямокутник. Внутрішні стінки форми покривали розділовим

лаком «ІЗОКОЛ-69» для запобігання з'єднання пластин з пластмасою «ПРОТАКРИЛ-М». Потім у форму поміщали зразок і нерухомо фіксували. Після цього у форму, в якій знаходився дослідний зразок, заповнювали незатверділою пластмасою. Полімеризація пластмаси відбувалася за 30-40 хвилин. Після цього препарат був готовий до випробувань.



Рис.2.4. Виготовлення опор

## 2.2 Обладнання для навантаження та вимірювання деформацій кісток

Експериментальні випробування для визначення деформацій проводились із використанням універсальної випробувальної машини TIRATEST-2151 (рис. 2.5), яка дозволяє визначати механічні характеристики з похибкою, що не перебільшує 1%. За допомогою установки можливо реалізувати наступні режими навантаження:

1. Стиск, розтяг або згин із заданою постійною швидкістю деформування;
2. Випробування на повзучість при постійному або циклічному навантаженні;
3. Вимірювання релаксації напружень при постійній або циклічній деформації.

Діапазон навантаження становить від 0.01 до 5.0 кН. Максимальне переміщення траверси дорівнює 800 мм з точністю вимірювання переміщень 0,01 мм. Швидкість траверси варіюється від 0,5 до 1000 мм/хв.



Рис. 2.5. Загальний вигляд випробувальної машини TIRATEST—2151.

Управління установкою відбувається через пульт керування. Перед проведенням випробувань здійснюється введення початкових даних та вибирається режим навантаження. Навантаження здійснюється електромеханічним редуктором, який через черв'ячну передачу переміщує рухому траверсу і навантажує зразок.

Силу вимірюють динамометром, який розміщений на нерухомій траверсі. Блок для вимірювання деформацій розміщено на електродвигуні і фіксує переміщення рухомої траверси, до якої кріпиться зразок.

Значення сили та деформації надходять до мікропроцесора, який передає ці дані на табло індикації та на аналого-цифровому перетворювачі (АЦП) через аналогові канали, що розміщені на блоці управління.

Схема блоку АЦП представлено на рис. 2.6 [169].

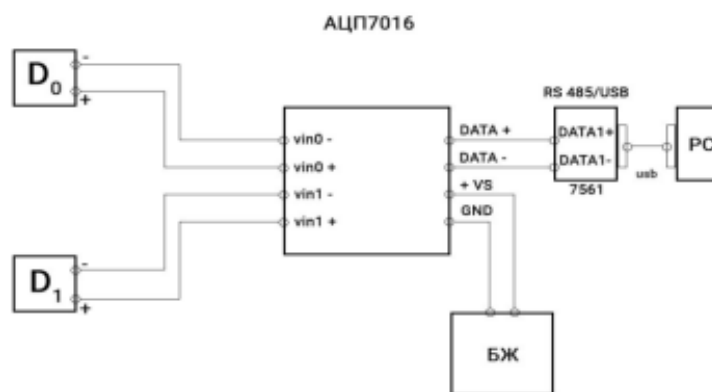


Рис. 2.6. Схема блоку АЦП.

Дані з блоку АЦП передаються в перетворювач, до якого за допомогою USB інтерфейсу підключають комп'ютер. Обробка даних здійснюється пакетом Microsoft Excel, в який інтегрували програмний модуль Dynamic, що дозволяє розширити функціонал пакету. Для того щоб отримати досліджувані характеристики та керувати каналами виводу використовується підмодуль “Каналы” (рис. 2.7) [169].

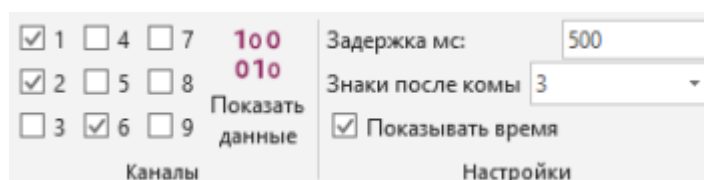


Рис. 2.7. Панель підмодуля “Каналы”.

Підмодуль “Диаграммы” (рис. 2.8) та інструменти Microsoft Excel, дозволяє побудувати діаграми залежностей між різними досліджуваними експериментальними факторами.

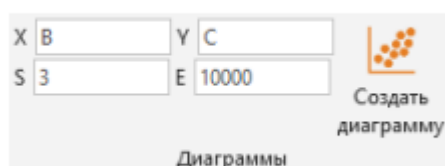


Рис. 2.8. Підмодуль “Диаграммы”.

Підключення додаткових датчиків реалізується у вкладці “Настройки порта” (рис. 2.9).

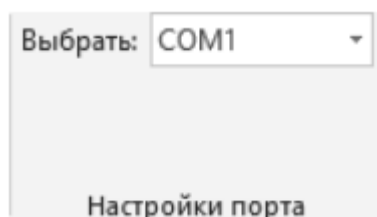


Рис. 2.9. Панель керування портів фізичних та віртуальних портів.

Керування збором даних виконується у підмодулі “Управление” (рис. 2.10), кнопками “Старт” – для початку реєстрації, для зупинки - “Пауза” та для очищення - “Очистка” та “Стоп”.

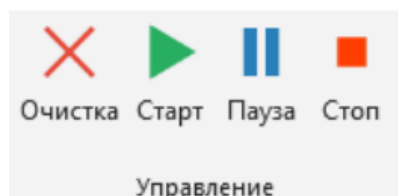


Рис. 2.10. Панель керування.

Для підвищення точності проведення випробувань зразків кісткової тканини було вирішено виготовити допоміжну систему (рис. 2.11), де 1 – індикатори годинникового типу МИГ-1; 2 – верхні захвати (нерухомі); 3 – нижні рухомі захвати; 4 – допоміжні знімні пластинки для фіксування зразка КТ; 5 – зразок.

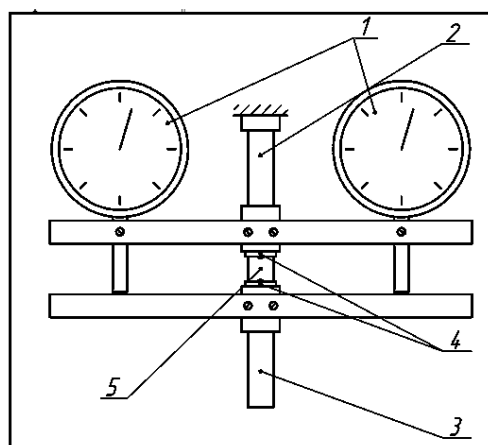


Рис. 2.11. Схема допоміжних вузлів випробувальної установки.

### 2.3. Методики дослідження зразків кісткової тканини

**Методика проведення випробувань.** Для визначення механічних характеристик кісткової тканини проводили випробування зразків на стиск (рис. 2.12). Зразок встановлювали на рухомому нижньому захваті, навантаження здійснювали переміщенням цього захвату і притисканням зразка до вертикального захвату.



Рис 2.12. Зразок кісткової тканини при випробуваннях на стиск.

Швидкість переміщення траверси становила 0,5 мм/хв. Попереднє навантаження, яке приклали до зразка, дорівнювало 50 Н. Деформацію зразків вимірювали за допомогою годинникових індикаторів МИГ-1. Зусилля стиску вимірювали динамометром (рис. 2.13).

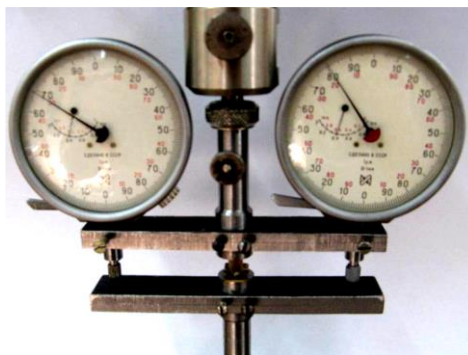


Рис 2.13. Система вимірювань деформацій зразка з годинниковими індикаторами МИГ-1.

Показники індикаторів і значення навантаження, що відображались на табло випробувальної установки, фіксували за допомогою відеокамери. Після чого обробляли запис і будували діаграму деформування.

**Методика визначення механічних характеристик зразків.** Під час експерименту разом зі зразком деформується система захватів зразка, дає усадку динамометр та ущільнюються люфти в місцях контакту. Отримана діаграма виражає деформацію всієї системи. З метою одержання достовірної діаграми деформування зразку необхідно вихідну діаграму перерахувати.

Перед початком випробувань проводили калібрування на металевих зразках для того щоб знайти абсолютну деформацію зразку (рис. 2.14). Різниця між деформацією системи і деформацією деталей випробувальної установки являлась абсолютною деформацією зразка.



а



б

Рис 2.14. Жорсткий металевий зразок (а) розміщений між захватами випробувальної машини (б) під час калібрувальних випробувань

Введені такі позначення:

1. Загальна деформація ( $\Delta L_z$ ) – це сума деформацій зразка і системи навантаження;
2. Деформація системи навантаження ( $\Delta L_c$ ) – деформація вузлів машини та динамометра (визначається калібрувальними випробуваннями металевих зразків, жорсткість яких на 2-3 порядки більше за жорсткість кісткової тканини);

3. Дійсна деформація ( $\Delta L_d$ ) – різниця між загальною деформацією та деформацією системи навантаження.

Жорсткість системи знаходимо за формулою (2.1):

$$C_c = \frac{P}{\Delta l_c} \quad (2.1)$$

З отриманих фіксованих значень переміщень деталей установки будується діаграма деформування випробувальної машини (рис 2.15).

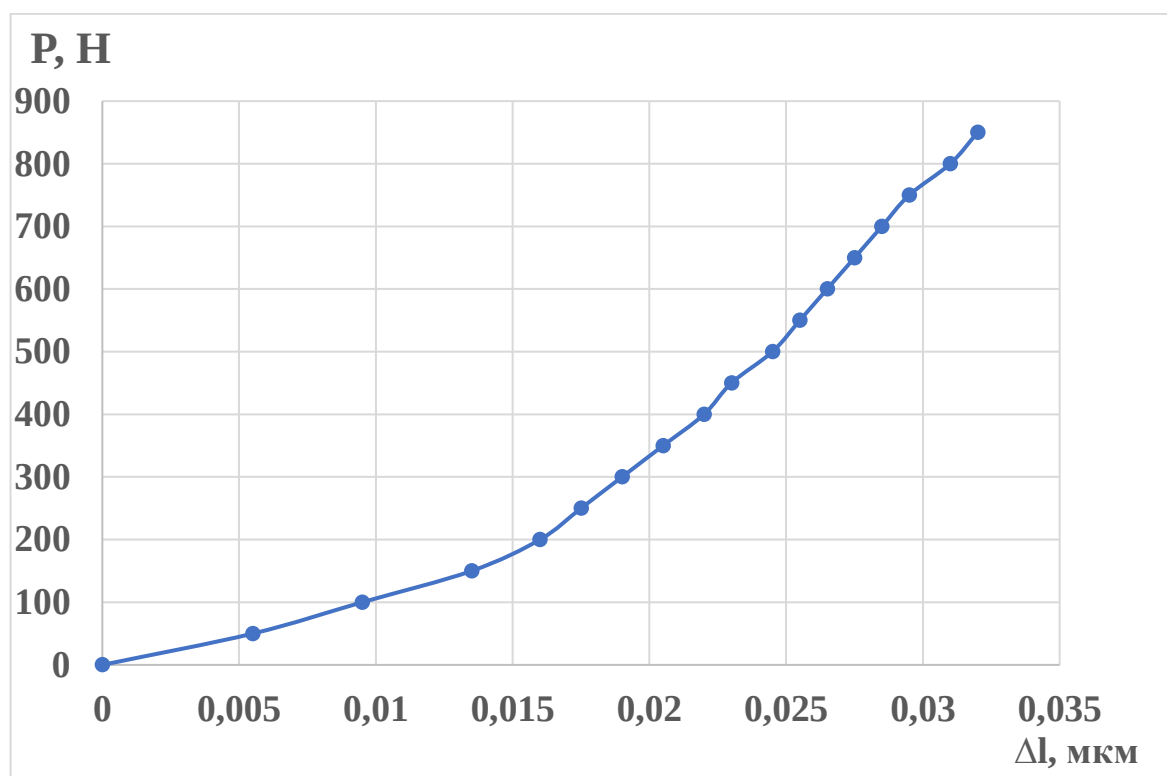


Рис. 2.15. Приклад діаграми деформування випробувальної машини (з жорстким металевим зразком).

Вираховуючи значення деформації випробувальної системи, отримуємо дійсну діаграму деформування зразка кісткової тканини. Діаграму деформування зразку будуємо в координатах навантаження-деформація (рис 2.16).

$$\Delta l_o = \Delta l_z - \Delta l_c \quad (2.2)$$

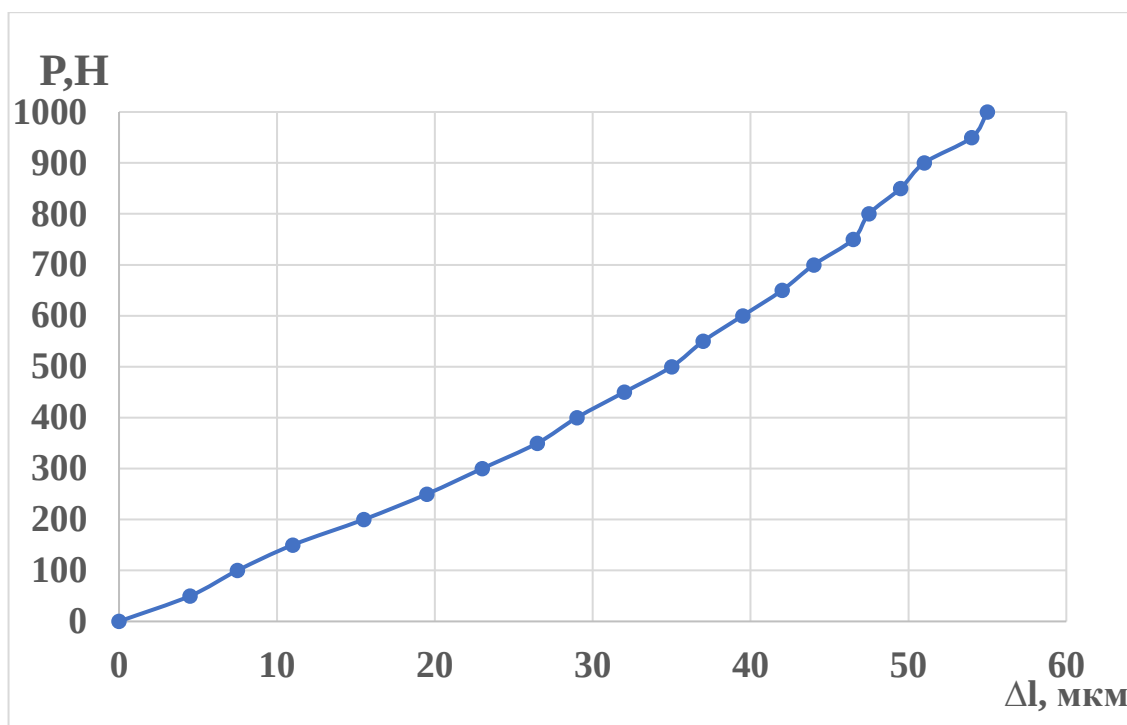


Рис. 2.16. Приклад дійсної діаграми деформування випробувального зразка кісткової тканини.

**Визначення впливу вологості та температури на механічні характеристики кісткової тканини.** Оскільки в тілі людини кісткова тканина знаходиться в умовах, що відрізняються від лабораторних, вплив цих факторів потрібно враховувати для отримання наближених до реальних умов характеристик кісткової тканини.

Для дослідження впливу вологості на властивості кісткової тканини проводили випробування при наступних умовах:

1. Лабораторні умови (ЛУ) - зразок після обробки зберігається за кімнатної температури та вологості;
2. Сухий зразок (СЗ) – перед випробуваннями зразок поміщається на 24 години у спеціальну посудину (ексикатор) з абсорбуючим вологу матеріалом – силікагель (рис 2.17);
3. Зволожений зразок – перед випробуванням зразок поміщався у фізіологічний розчин на період від 24 до 72 годин.

Оскільки перед розміщенням зразку в посудину силікагель зберігається в лабораторних умовах і має певний рівень поглинутої води, його попередньо відпалюють у термостаті за температури приблизно 110° С.



Рис. 2.17. Ексикатор з силікагелем для абсорбції води зі зразку кісткової тканини

Вплив температури визначали за трьох рівнів температури: 23 °С, 33 °С, 43 °С. Нагрівання зразка проводилось за допомогою електричного обігрівача, ступінь нагрівання варіювалась за допомогою відстані розміщення нагрівача від зразка. Значення температури зразків виміряли термопарою, підключеною до електронного мультиметра (рис 2.18).

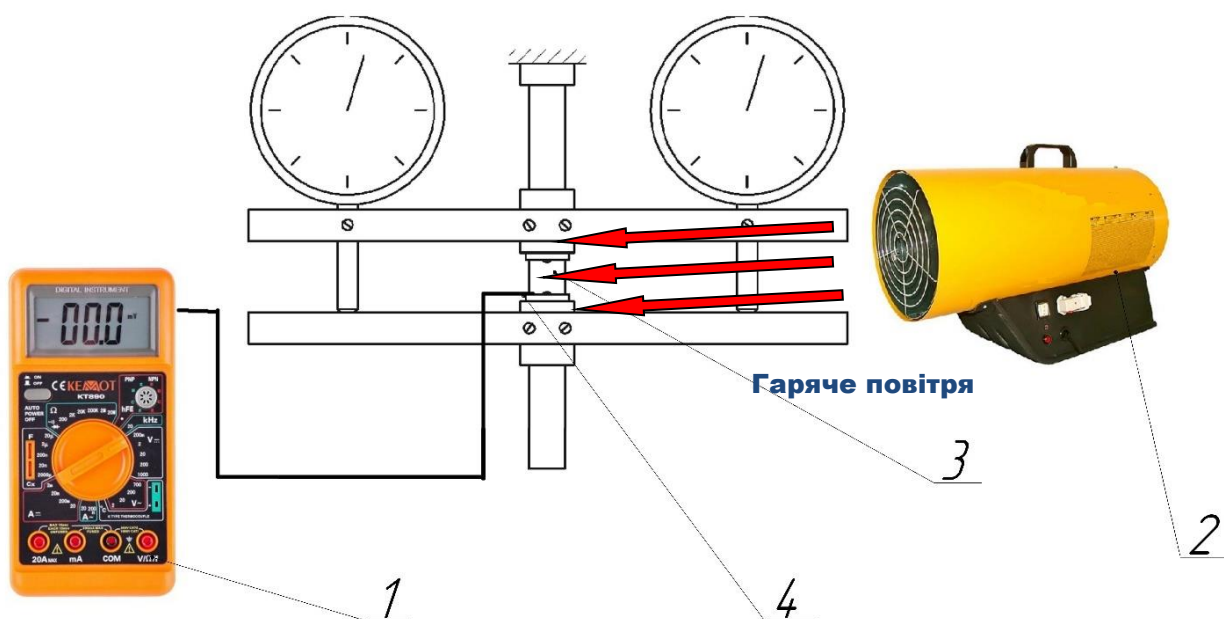


Рис. 2.18. Дослідження впливу температури на механічні характеристики кісткової тканини: 1 – мультиметр; 2 – нагрівач; 3 – зразок; 4 – термопара

## 2.4. Методики дослідження засобів фіксації переломів

### 2.4.1 Методика досліджень жорсткості засобів фіксації вогнепальних переломів

**Дослідження деградації кісткової тканини у зоні руйнування.** Для оцінки впливу ударної дії на кісткову тканину необхідно дослідити стан тканини до і після взаємодії снаряду з кісткою. Відомі методи виміру механічних характеристик не підходять для оцінки зміни властивостей, оскільки ґрунтуються на випробуваннях зразків вирізаних з кістки, які мають правильну форму. При такому методі змінюється стан кістки і подальше використання препарату стає неможливим.

Для визначення деградації кісткової тканини у зоні руйнування від ударної взаємодії запропоновано наступний метод випробувань. Кістку 1 (рис. 2.19) жорстко закріплюють у випробувальній установці. На динамометр машини встановлювали вертикальний стержень 1, до якого закріплювали сталевий індентор 3 круглого поперечного перерізу, діаметр якого має бути менше товщини кортикального шару. У неушкодженій кістці просвердлювали отвори з діаметрами, рівними діаметру індентора. Отвори робили перпендикулярно до зовнішньої поверхні кістки на рівних відстанях від передбачуваного місця проникнення кулі. Зазначений індентор по черзі вводиться в отвори в кістці [170].

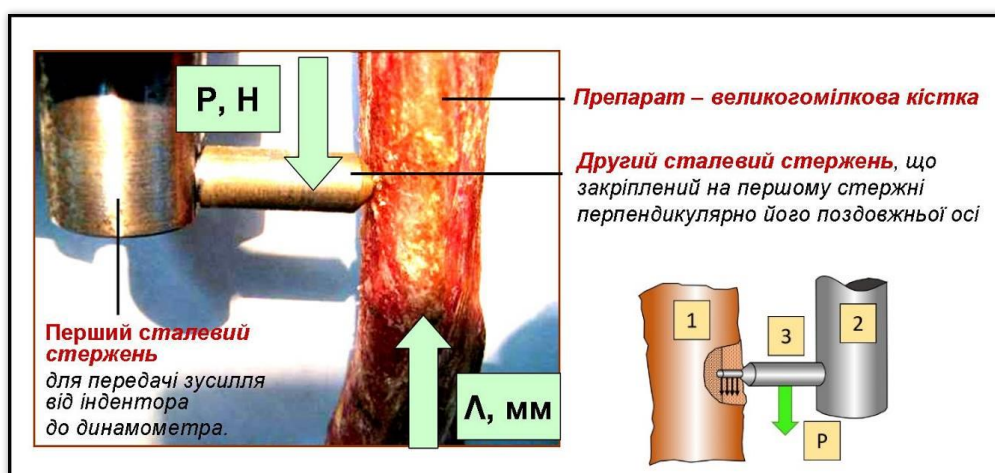


Рис. 2.19. Схема навантаження препарату за допомогою індентора:

1 - кістка; 2 – вертикальний стержень; 3 – індентор; P – навантаження

Робочий стіл установки разом з кісткою переміщається паралельно осі динамометра. За рахунок цього переміщення створюється навантаження, що передається через кістку на індентор, стержні та динамометр. Індентор деформує кістку в області отвору і одночасно реєструється залежність між навантаженням, на індентор і деформацією кістки. Тож, навантаження  $P$ , що вимірюється динамометром є зусиллям взаємодії індентора та кістки.

Параметрами, що контролюються в експерименті є деформації кісток під дією навантаження  $P$ , що передається через індентор, введений в кортикальний шар. Далі проводиться порівняння деформацій і за їх зміною визначаються ступінь ушкоджень та розміри ушкоджених областей.

Для дослідження використовували трупні нефіксовані великогомілкові кістки (ВГК) людей, що померли від ушкоджень та захворювань, не зв'язаних з патологією опорно-рухової системи.

У ВГК перпендикулярно до поздовжньої осі у поверхні planum просвердлювали по три отвори в дистальному напрямку (точки 1, 2, 3 на рис. 2.20) і по три отвори в проксимальному напрямку від центру кістки (точки 4, 5, 6 на рис. 2.20). Діаметр отворів дорівнював 2 мм, відстань між сусідніми отворами та від центру кістки до найближчих отворів дорівнювала 30 мм. [170].

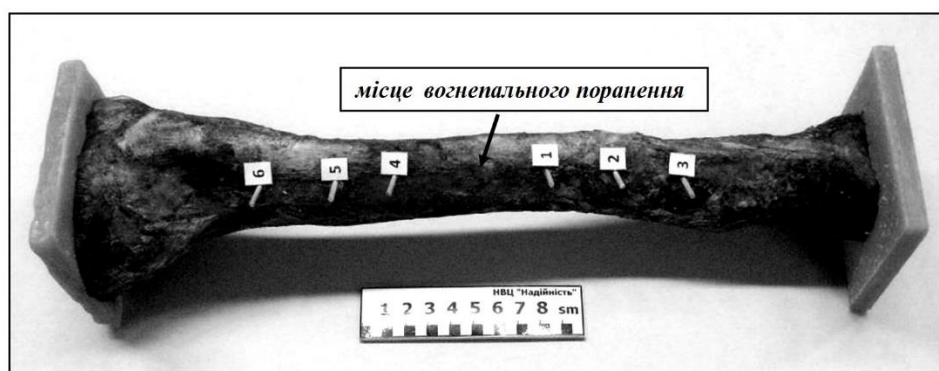


Рис. 2.20. Розміщення точок (отворів для введенні індентору) на великогомілковій кістці

Для кожного препарату індивідуально були виготовлені опори з спеціальної пластмаси, які повторювали форму суглобових поверхонь.

Отримання зразків кісток ушкоджених вогнепальними переломами було здійснено в умовах закритого тиру на препаратах ВГК, які вільно закріплювалися. Вогнепальні переломи були змодельовані шляхом пострілу з відстані 100 м з карабіну **Remington 700 SPS Varmint** з характеристиками кулі: початкова швидкість кулі 1300 м/с, маса 3.5 г, кінетична енергія кулі 2.96 кДж, калібр 22-250 Rem.

Визначення характеристик ушкоджених кісток здійснювалось за вищеписаною методикою.

**Визначення оптимального розташування стержнів в апаратах для фіксації вогнепальних переломів [171].** Для дослідження міцності та жорсткості фіксації переломів використовували сталеві стержні (рис.2.21а) та натурний препарат великогомілкової кістки (рис.2.21 б).



а)



б)

Рис. 2.21. Об'єкти випробувань: а) два сталевих стержні з двома фіксаторами на кожному, б) натурний препарат великогомілкової кістки.

В першому наближенні як замітники частин кістки, на яких закріплювався СТАЗФ, були використані два сталеві стержня з двома фіксаторами на кожному. В межах даного дослідження сталеві стержні вважали абсолютно жорсткі,

тобто, майже не деформуються під час навантаження системи, тому вплив на жорсткість системи зі сторони цих стержнів практично відсутній.

Фіксатор для стержнів АЗФ 2 та 3 дає можливість розташовувати стержні під кутами  $90^\circ$ ,  $75^\circ$ ,  $60^\circ$  відносно поздовжньої осі системи. На рис. 2.22 приведено креслення з всіма необхідними параметрами, а на рис. 2.23 - схему розташування СтАЗФ.

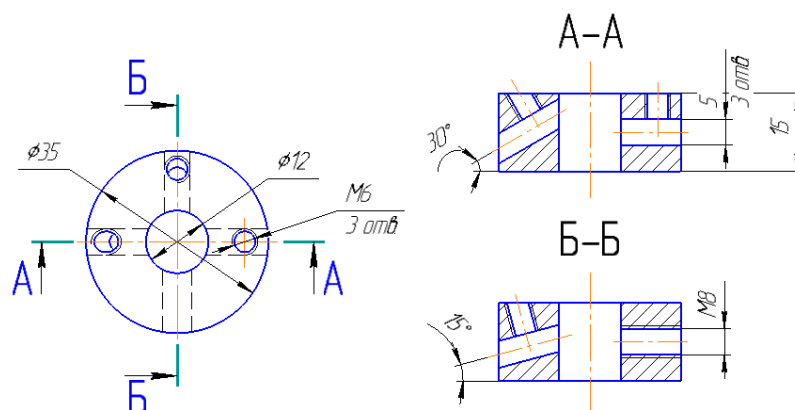


Рис. 2.22. Технічне креслення фіксаторів

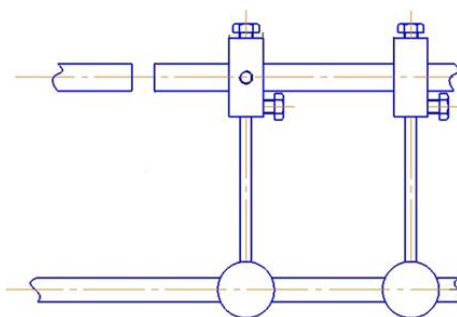


Рис. 2.23. Схема розташування СтАЗФ

В решті досліджень об'єктами випробувань були натурні препарати великогомілкової кістки людини з модельованим переломом та СтЗАФ з різними способами закріплення стержнів.

При вогнепальних ушкодженнях кісток остеосинтез є основним методом лікування. На сьогоднішній в клінічній практиці використовується два основних способи розташування стержнів. Перший спосіб ґрунтується на припущенні що, найбільш надійна фіксація відламків при переломах досягається при мінімальній відстані між стержнями [172] , що знаходяться в різних кісткових фрагментах.

Стержні вводяться у кістку на відстані приблизно 20 мм від місця перелому перпендикулярно до поздовжньої осі довгої кістки.

Другий спосіб урахує деградацію кісткової тканини при вогнепальному пораненні: жорсткісні характеристики кісткової тканини в ділянці вогнепального перелому змінюються на відстані до 40 мм від перелому. При такому виді руйнування кісткової тканини, стандартне розміщення апарату фіксації неможливе, оскільки стержні потрапляють в ушкоджену зону кістки.

При вогнепальних пораненнях елементи фіксації (стержні 2 і 3 на рис.2.24) небезпечно розташовувати в ушкодженій кістковій тканині, раціонально змістити їх в неушкоджену область. При цьому збільшується відстань між стрижнями (рис.2.24,б) і втрачається загальна жорсткість системи «ушкоджена кістка - засіб фіксації перелому». Як наслідок цього, під дією навантажень виникають суттєві деформації штанги і стрижнів, що може привести до виникнення великих взаємних зсувів частин перелому під дією зовнішніх навантажень. Функціональність та ефективність роботи системи фіксації перелому при цьому суттєво знижується. Зважаючи на це в даній роботі було запропоновано нові схеми розташування стержнів, одна з яких передбачає розташування стержнів 2 та 3 під кутом  $75^\circ$ , а друга – під кутом стержнів 2 та 3 під кутом  $60^\circ$ .

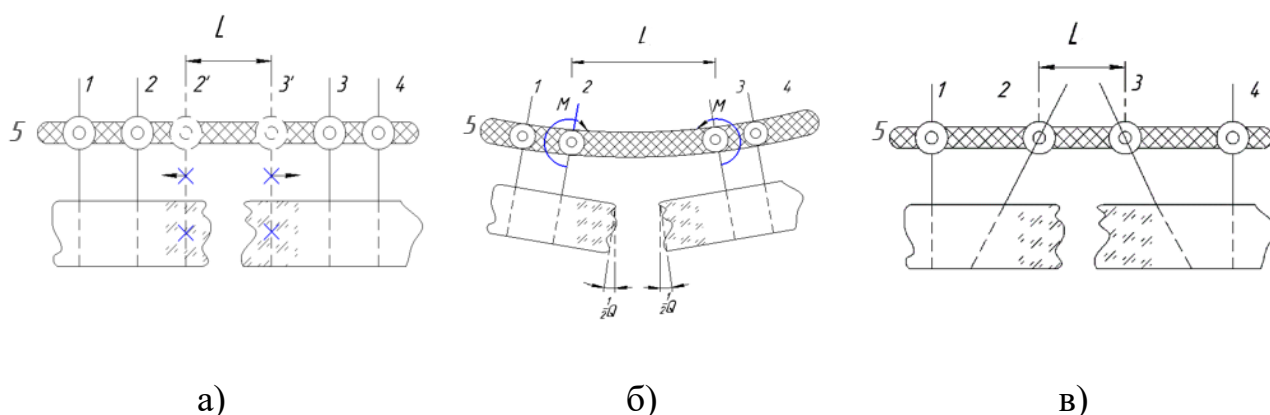
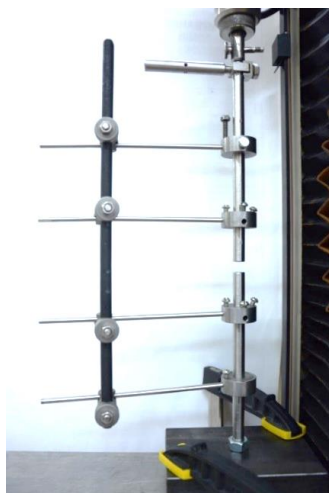


Рис. 2.24. Схема розташування стержнів перпендикулярно (а, б) та під різними кутами (в) до поздовжньої осі кістки: 1, 2, 3, 4 - стержні СтАЗФ

Таким чином, для проведення досліджень реалізовано 4 схеми закріплення СтАЗФ:

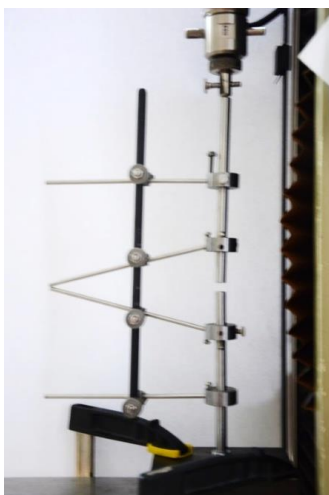
- стандартна схема розташування стержнів АЗФ (рис.2.25 а);
- стандартна схема з віддаленими стержнями 2 та 3 один від одного (рис.2.25 б);
- схема з розташуванням стержнів 2 та 3 під кутом  $75^\circ$  (рис.2.25 в);
- схема з розташуванням стержнів 2 та 3 під кутом  $60^\circ$  (рис.2.25 г).



а)



б)



в)



г)

Рис. 2.25. Схема розташування стержнів

В експериментах застосовували стандартний стержневий апарат. В таблиці 2.1 приведені геометричні характеристики різних компоновок системи «сталевий стрижень (імітатор кістки) – стержневий апарат зовнішньої фіксації» і системи «великогомілкова кістка - стержневий апарат зовнішньої фіксації», що піддавались навантаженням. Геометричні характеристики позначені на рис. 2.26. При

подальшому аналізі прийняті такі позначення компоновок стержнів СтАЗФ: А1, А2 - стандартна компоновка; В1, В2, С1, С2, D1, D2 - розведені стержні 2 та 3, закріплені під різними кутами[173].

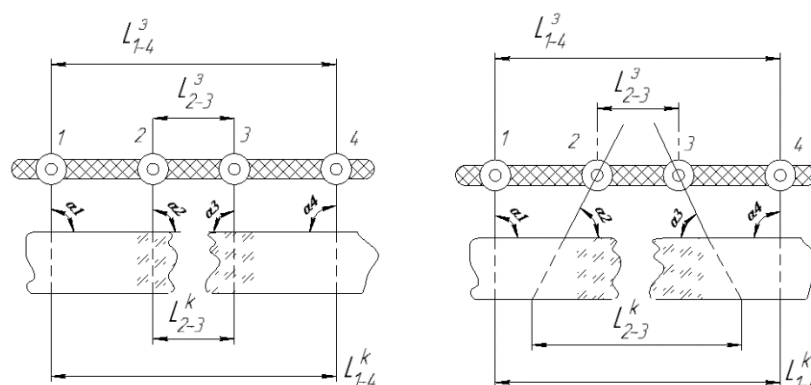


Рис. 2.26. Геометричні характеристики різних компоновок системи

Таблиця 2.1

Геометричні характеристики різних компоновок систем, що піддані випробуванням

| Геометричні характеристики | Сталевий стрижень (імітатор кістки) - СтАЗФ |     |     |     | Великогомілкова кістка - СтАЗФ |     |     |     |
|----------------------------|---------------------------------------------|-----|-----|-----|--------------------------------|-----|-----|-----|
|                            | A1                                          | B1  | C1  | D1  | A2                             | B2  | C2  | D2  |
| H, мм                      | 94                                          | 94  | 94  | 94  | 94                             | 94  | 94  | 94  |
| $L^3_{1-4}$ , мм           | 237                                         | 237 | 237 | 237 | 255                            | 255 | 255 | 255 |
| $L^3_{2-3}$ , мм           | 91                                          | 150 | 37  | 149 | 79                             | 131 | 35  | 127 |
| $L^k_{1-4}$ , мм           | 237                                         | 237 | 237 | 237 | 255                            | 255 | 255 | 255 |
| $L^k_{2-3}$ , мм           | 91                                          | 150 | 91  | 91  | 82                             | 134 | 105 | 69  |
| $\alpha_1$                 | 90                                          | 90  | 90  | 90  | 90                             | 90  | 90  | 90  |
| $\alpha_2$                 | 90                                          | 90  | 75  | 60  | 90                             | 90  | 75  | 60  |
| $\alpha_3$                 | 90                                          | 90  | 75  | 60  | 90                             | 90  | 75  | 60  |
| $\alpha_4$                 | 90                                          | 90  | 90  | 90  | 90                             | 90  | 90  | 90  |

За допомогою універсальної випробувальної машини TIRATEST-2151 визначаються характеристики міцності і деформації матеріалів з максимальним зусиллям до 5 кН.

Зусилля на зразок прикладали через сталевий стержень діаметром 5 мм.

Систему встановлювали на робочому столі випробувальної машини TIRATEST-2151. Зразки випробували у чотирьох режимах:

- стиск,
- кручення,
- згин у площині розміщення стержнів,
- згин перпендикулярно до площини стержнів.

У процесі навантаження були записані таблиці, в яких занесені дані, що реєструвала випробувальна установка. Таблиці містять значення переміщення (мм) і сили (Н), що прикладалася. Щоб виключити вплив на розрахунок жорсткості недійсних результатів (система реєструвала результати і під час того, коли навантаження було знято), необхідно було побудувати графіки залежності сили (Н) від переміщення зразка (мм). Далі виділити лінійний відрізок графіку залежності «сила – переміщення», по якому розраховувалася жорсткість системи (Н / мм).

#### **2.4.2 Методика оцінки впливу регенерації кісткової тканини на жорсткість фіксованих переломів**

Для проведення експериментальних досліджень використовували зразки кісток з модельованими переломами, системами фіксації переломів та модельованим регенератом кісткової тканини.

Великогомілкову кістку з модельованим переломом та засобом фіксації розміщували на робочому столі випробувальної машини та випробували на стиск, згин та кручення.

Перед проведенням досліджень в проміжок між уламками перелому встановлювалися еластичні полімерні матеріали, які імітували регенеративну

кісткову тканину. Визначення модулів пружності для цих матеріалів проводилося на циліндричних зразках діаметром 12 мм шляхом випробування на стиск.

Питання визначення механічних характеристик полімерних матеріалів та моделювання їх механічної поведінки розглянуто, зокрема, у роботах О.В. Гондляха [174-176].

Використовуючи дані про рентгенівську щільність та модуль пружності різних типів регенерату кісткової тканини, було відібрано ряд полімерних матеріалів з еквівалентними характеристиками для імітації регенерату на ранніх стадіях її зростання. Для заміщення регенерату на попередньому етапі досліджень використовували: гуму РП-101 (модуль пружності при стисненні  $E = 7,74 \dots 8,71$  МПа); пінопласт високої щільності ( $E = 0,6 \dots 0,8$  МПа); пінопласт низької щільності ( $E = 0,2 \dots 0,4$  МПа); поролон ( $E = 0,05 (0,08)$  МПа).

Для імітації регенерату кісткової тканини були також використані поліуретан «UniCast 9» і силікон «SILVER 20». Ці полімери здатні змінювати деякі механічні характеристики, зокрема модуль пружності, при різному співвідношенні компонентів «А» (смола) і «В» (затверджувач). Випробування зразків на стиск дали наступні результати: поліуретан «UniCast 9» - суміш 1 (співвідношення компонентів «А» і «В» 100:50) модуль пружності при стиску  $E = 710 \dots 790$  МПа; суміш 2 (100: 25)  $E = 14,8. \dots 15,6$  МПа; суміш 3 (75:50)  $E = 670. \dots 730$  МПа; силікон «SILVER 20» - суміш 4 (100: 12,5)  $E = 0,46. \dots 0,54$  МПа.

З силікону «SILVER 20» виготовляється лише одна суміш, оскільки компонент «В» діє лише як каталізатор для прискорення процесу затвердіння полімерного матеріалу і його кількість практично не впливає на жорсткість матеріалу.

Суміші № 1 та № 3 використовувались для імітації пізніх стадій утворення кісткового регенерату, а суміші № 2 та № 4 – для ранніх стадій. Як показали попередні експерименти, при використанні поліуретанових сумішей «UniCast 9» № 1 і № 3 для імітації регенерату кісткової тканини недоцільно через велику твердість та малі взаємні переміщення.

Суміш 4 силікону «SILVER 20» також недоцільна у використанні, оскільки досить складно регулювати модуль пружності цього матеріалу. Тому при

проведенні досліджень у системі «кістка з переломом – імітований кістковий регенерат – фіксатор» була використана суміш № 2 поліуретану «UniCast 9».

**Особливості випробувань кісток з фіксованими переломами.** Зразки, закріплені на робочому столі випробувальної машини, навантажували за рахунок підйому робочого стола. Зусилля передавали через сталеву кульку діаметром 6 мм.

При випробуваннях на позацентровий стиск навантаження  $P = 150 \text{ Н}$  прикладали до торця стержня з ексцентриситетом відносно поверхні фіксуючої пластини  $e_1 = 17.5 \text{ mm}$ . При випробуваннях на згин навантаження  $P = 30 \text{ Н}$  прикладали до бокової поверхні кістки на відстані  $e_2 = 32 \text{ mm}$  від перелому.

Схеми навантаження зображено на рис. 2.27.

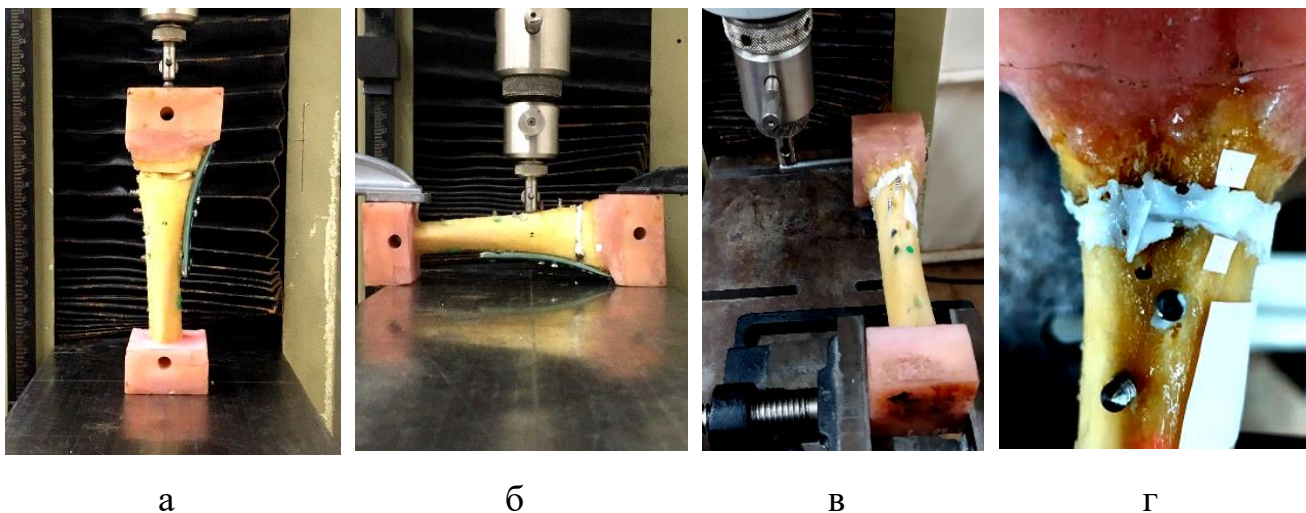


Рис. 2.27. Випробування великогомілкової кістки з модельованим переломом, що фіксований медіальною великогомілковою блокованою пластиною, на стиск (а), згин (б) та кручення (в); перелом заповнений полімерним матеріалом, що моделює регенерат кісткової тканини

Одночасно з прикладенням сил проводили запис загальних діаграм деформування системи. Переміщення точок перелому  $\Delta$  під навантаженням  $P$  визначали методом цифрового фотографування. Такі ж випробування повторювали без імітованого регенерату.

## **Висновки до другого розділу**

Відповідно до поставлених задач було розроблено методики експериментальні дослідження по визначенню механічних характеристик кісткової тканини та визначенні міцності деформівності систем остеосинтезу. Зокрема:

1. Розроблено нові методики досліджень міцності і деформівності систем остеосинтезу для травматичних переломів кісток. Ці методи застосовані для різних типів ушкоджень кісток та враховують особливості кісткової тканини, включаючи деградацію кісткової тканини при вогнепальних переломах та розвиток регенеративної кісткової тканини в процесі зрощування переломів.
2. Розроблено методику та створено обладнання для вимірювання ступеня деградації кісткової тканини в області вогнепального поранення, за допомогою якої визначено зміни механічні характеристики кісткової тканини на лінійних ділянках деформування.
3. Представлено програми та методику по визначенню механічних характеристик кісткової тканини при різних видах навантаження, впливу вологості та температури, а також з врахуванням впливу анізотропії.
4. Запропоновано нові схеми закріплення СтаЗФ, які спрямовані на покращення ефективності перебігу процесу лікування вогнепальних та травматичних переломів.
5. Описано методику вибору полімерний матеріал для моделювання регенерату кісткової тканини на ранніх стадіях зрощення.

## РОЗДІЛ 3

### АНАЛІЗ ТА ОБРОБКА РЕЗУЛЬТАТІВ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

У попередньому розділі були розроблені і описані методики визначення механічних характеристик кісткової тканини з врахуванням впливу вологості, температури, її анізотропії та деградації та запропоновано нові способи розташування стержнів у апаратах СтЗАФ, використання яких уявляється більш ефективним за існуючі. Для перевірки цього припущення та визначення міцності і жорсткості систем остеосинтезу з урахуванням реальних властивостей пошкодженої кісткової тканини була проведена низка експериментальних досліджень, результати яких наведені в даному розділі.

#### 3.1 Властивості кісткової тканини

##### 3.1.1 Характеристики різних типів кісткової тканини при короткочасних навантаженнях

Дослідження механічних характеристик різних типів кісткової тканини при короткочасних навантаженнях проводились на чотирьох зразках кортикальної кісткової тканини, отриманих зі стегнової кістки та щелепи людини (рис. 3.1).

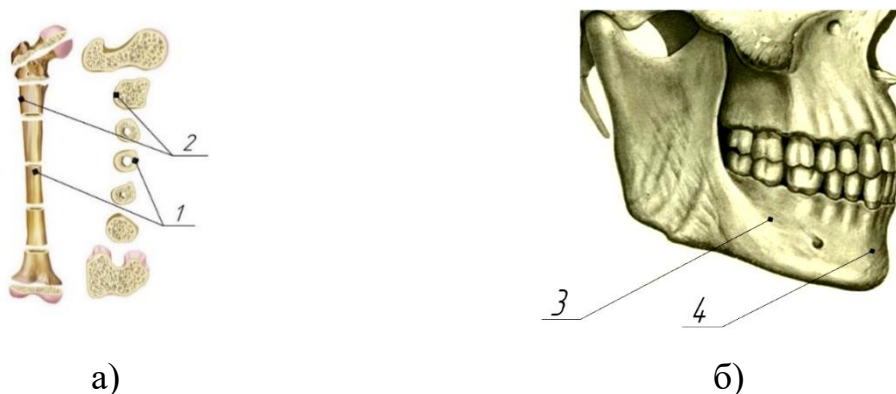


Рис. 3.1. Розташування виготовлених зразків №1,2 на стегновій кістці (а), та зразків №3,4 на нижній щелепі (б)

Через будову кістки та функціональної можливості виготовлення з неї зразків, їхні розміри відрізняються один від одного. Значення розмірів зразків наведено в табл. 3.1.

Таблиця 3.1

Виготовлені зразки, їх розміри та розташування в скелеті людини

| № зразка | Розташування                        | Розміри         |                 |                  |
|----------|-------------------------------------|-----------------|-----------------|------------------|
|          |                                     | висота<br>h, мм | ширина<br>b, мм | довжина<br>a, мм |
| 1        | Медіальна частина стегнової кістки  | 9,5             | 5,9             | 3,1              |
| 2        | Латеральна частина стегнової кістки | 11,3            | 6,7             | 2,9              |
| 3        | Нижня щелепа                        | 8,9             | 7,1             | 2,5              |
| 4        | Нижня щелепа                        | 8,2             | 7,5             | 2,8              |

Записані діаграми деформування даних зразків у двох різних напрямках: головний (вздовж орієнтації остеонів) та поперечний (впоперек орієнтації остеонів) при різних рівнях зволоженості (рис. 3.2 - 3.7).

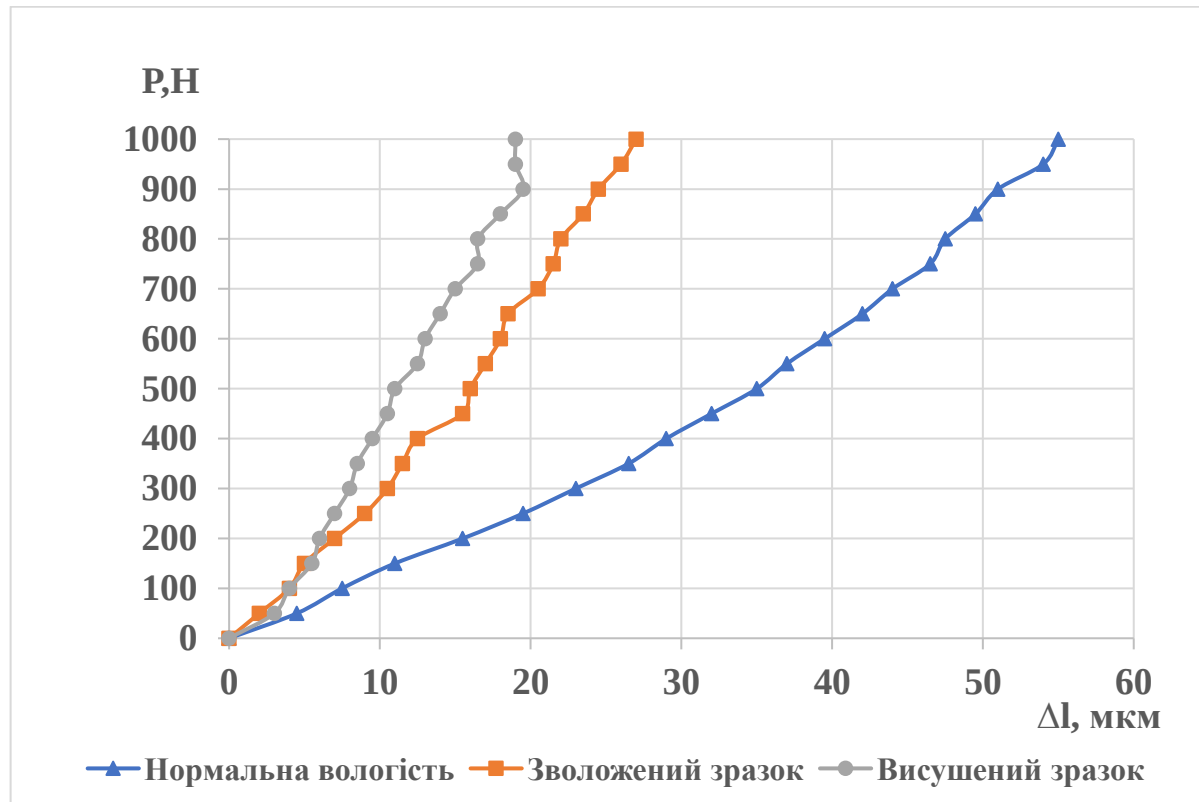


Рис. 3.2. Діаграми деформування зразку №1 з стегнової кістки за трьох різних рівнів зволоженості, в головному напрямку.

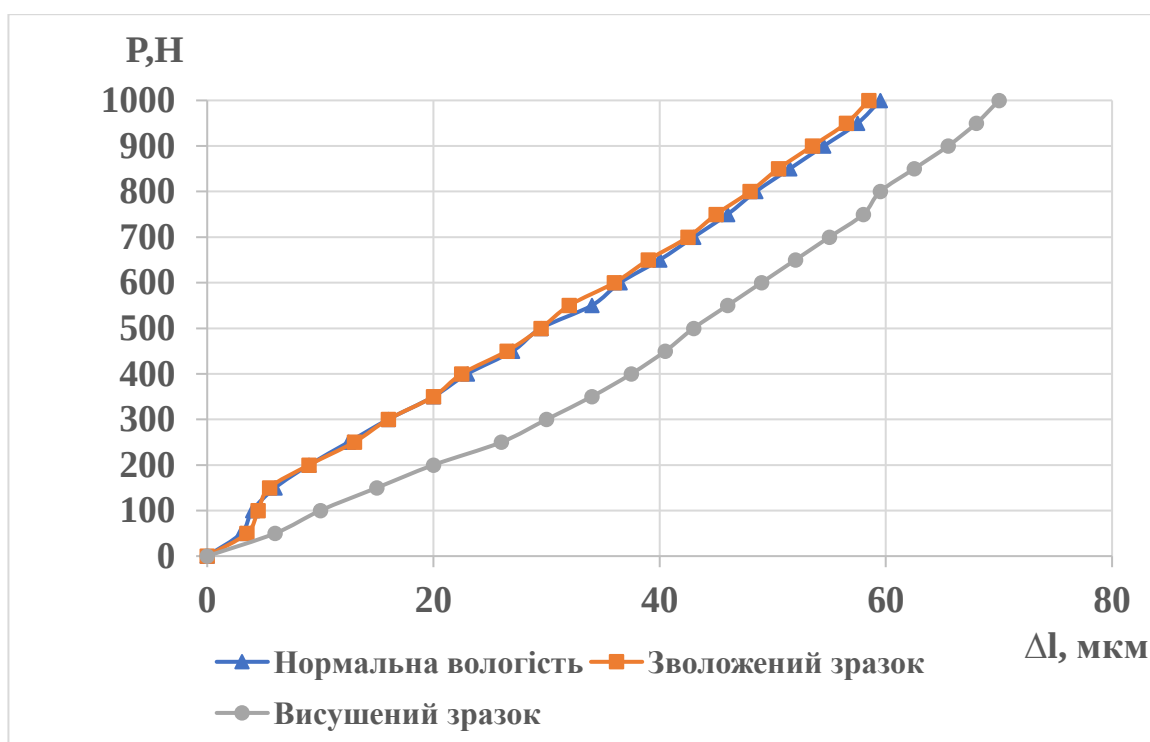


Рис. 3.3. Діаграми деформування зразку №1 з стегнової кістки за трьох різних рівнів зволоженості в поперечному напрямку.

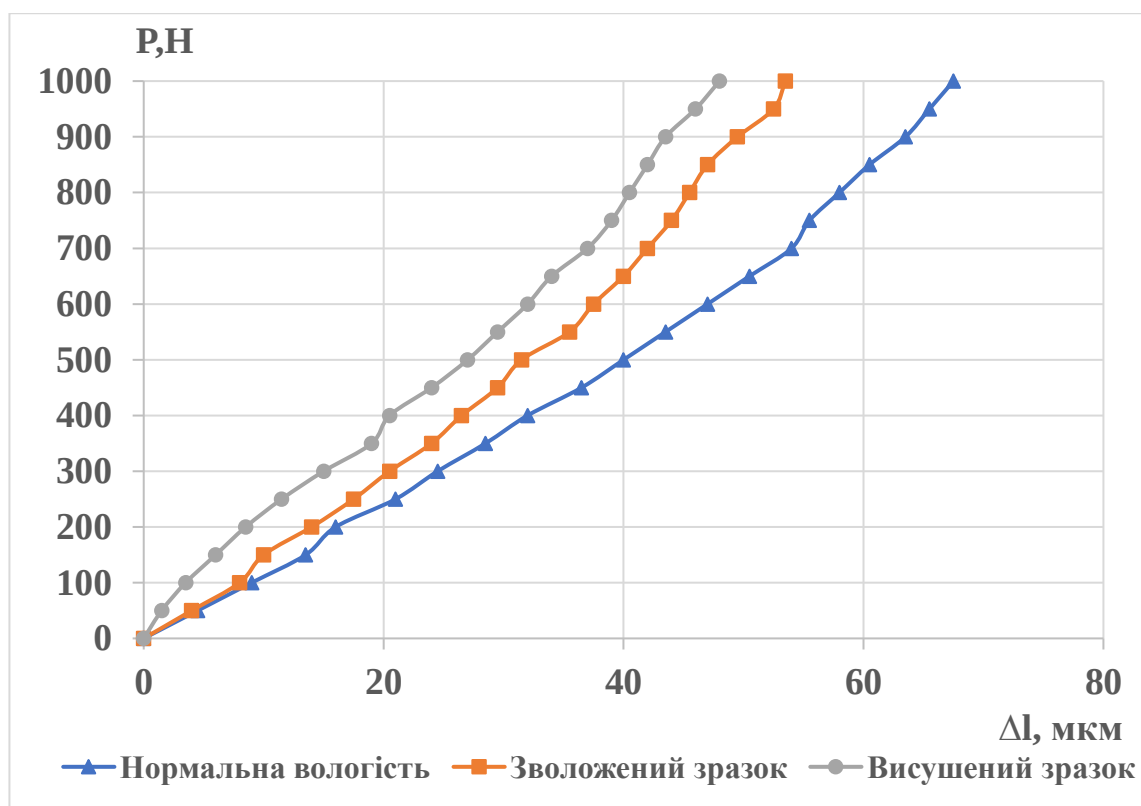


Рис. 3.4. Діаграми деформування зразку №2 з стегнової кістки за трьох різних рівнів зволоженості, в головному напрямку.

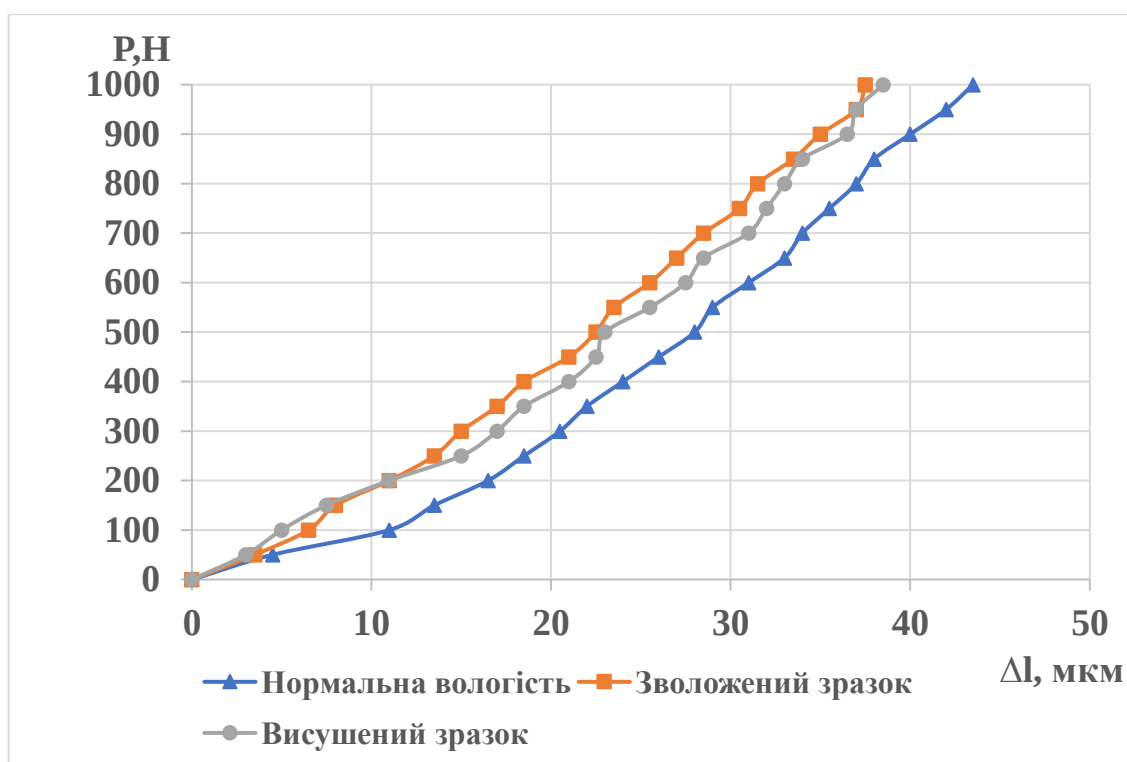


Рис. 3.5. Діаграми деформування зразку №2 з стегнової кістки за трьох різних рівнів зволоженості в поперечному напрямку.

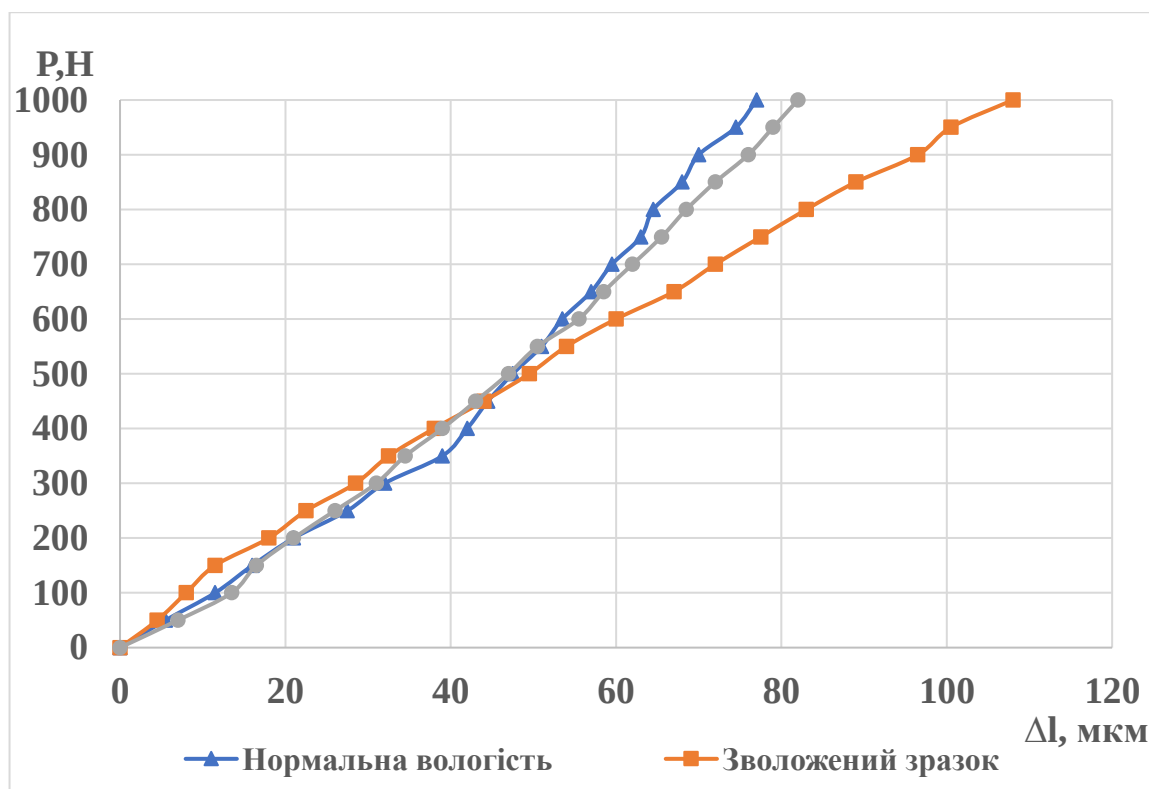


Рис. 3.6. Діаграми деформування зразку №3 з нижньої щелепи за трьох різних рівнів зволоженості в поперечному напрямку.

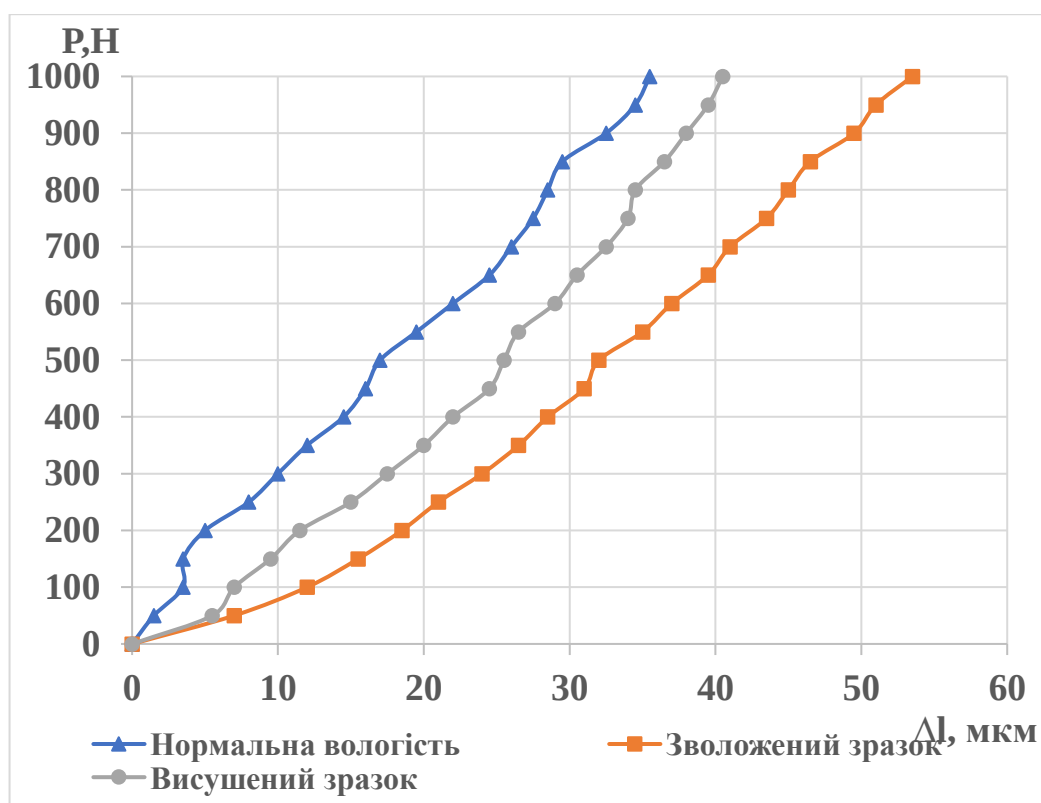


Рис. 3.7. Діаграми деформування зразку №4 з нижньої щелепи за трьох різних рівнів зволоженості в головному напрямку.

За отриманими діаграмами деформування для кожного зразка визначили модулі пружності. В табл. 3.2 представлені значення модулів пружності випробуваних зразків в різних напрямках:  $E_1$  - відповідає випробуванням, що проведені при прикладанні навантаження у напрямку, найбільш наближеному до орієнтації більшості остеонів та трабекул кісткової тканини (головний напрям);  $E_2$  – значення модулів пружності, отриманих у напрямку поперечному до орієнтації остеонів (поперечний напрям).

Таблиця 3.2

Модулі пружності зразків кісткової тканини в залежності від напрямку навантаження та степені зволоженості

| № зразка | Напрямок | Лабораторні умови | Сухий зразок | Зволожений зразок |
|----------|----------|-------------------|--------------|-------------------|
| 1        | E1, МПа  | 12112             | 15123        | 13320             |
|          | E2, МПа  | 3330              | 3756         | 3401              |
| 2        | E1, МПа  | 7754              | 12923        | 11184             |
|          | E2, МПа  | 6806              | 7074         | 6776              |
| 3        | E1, МПа  | 11938             | 15260        | 14102             |
|          | E2, МПа  | 5983              | 4786         | 4841              |
| 4        | E1, МПа  | 10275             | 13333        | 11388             |
|          | E2, МПа  | 7651              | 7621         | 7586              |

З отриманих результатів видно, що в кістковому матеріалі підтверджується анізотропія механічних властивостей. Модулі пружності, що відповідають напрямку найбільш наближеному до орієнтації більшості остеонів, є більшими ніж модулі пружності в поперечному напрямку. Відношення  $E_1/E_2$  в залежності від області кістки, її структурно-функціонального призначення та умов зберігання та складають від 1,14 до 4,02.

Зміна вологості зразків кісткової тканини також впливає на значення модулів пружності. В напрямку орієнтації остеонів в зразках, що підлягали просушуванню, модуль Юнга збільшується на 24,8 - 44%. В напрямку, поперечному до орієнтації остонів після просушування модуль змінюється не так суттєво, в межах 5%, що можна віднести до похибки експерименту. При подальшому зволоженні зразків кісткової тканини модуль Юнга в головному напрямку зменшується на 7,6 - 14,6%, але здебільшого не повертається до початкового стану при лабораторних умовах. На значення модулів пружності в поперечному напрямку як зволоження так і просушування зразків значного впливу не дає. З отриманих результатів можна зробити висновок, що при проведенні випробувань, для отримання достовірних

даних потрібно зберігати зразки в умовах, які відповідають значенням при яких кістка знаходиться в тілі людини.

Дослідження впливу температури на механічні властивості кісткової тканини проводили на зразку №4, виготовленого з нижньої щелепи людини. Записані діаграми деформування зразка кісткової тканини в головному та поперечному напрямках за трьох різних рівнів температури зображені на рис. 3.8.

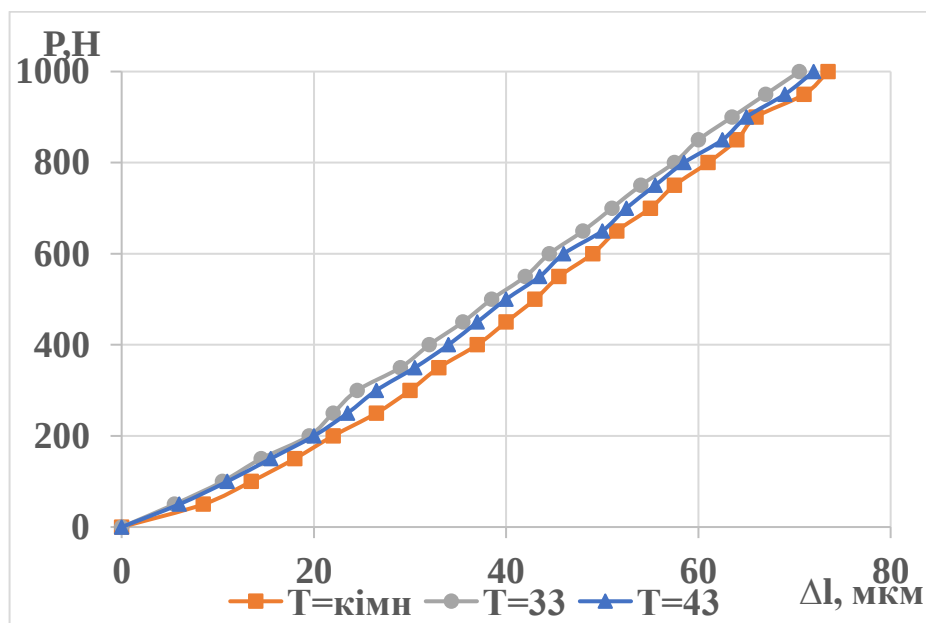


Рис 3.8 Діаграма деформування зразків кісткової тканини в головному напрямку при різних температурах

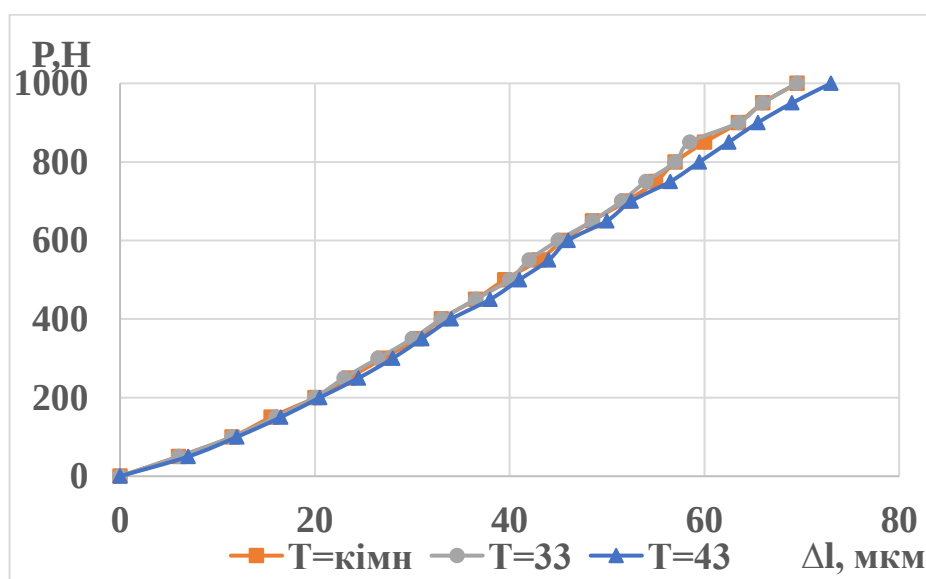


Рис 3.9 Діаграма деформування зразків кісткової тканини в поперечному напрямку при різних температурах

З діаграм видно, що температура яка варіюється від кімнатної до максимальної температури тіла людини не впливає на пружні характеристики кісткової тканини.

### 3.1.2 В'язко-пружні характеристики кісткової тканини

**Релаксація напружень кісткової тканини при стисканні.** Дослідження релаксації напружень кісткової тканини проводились на випробувальній машині TIRATEST 2151. Релаксація напружень вивчалась при сталій величині відносної деформації та змінному значенню зусилля, що вимірювалися динамометром випробувальної машини. Випробування проводились на зразку № 2 в різних напрямках та при різних ступенях вологості.

За результатами експерименту були побудовані криві релаксації зразка кісткової тканини (рис. 3.10-3.11).

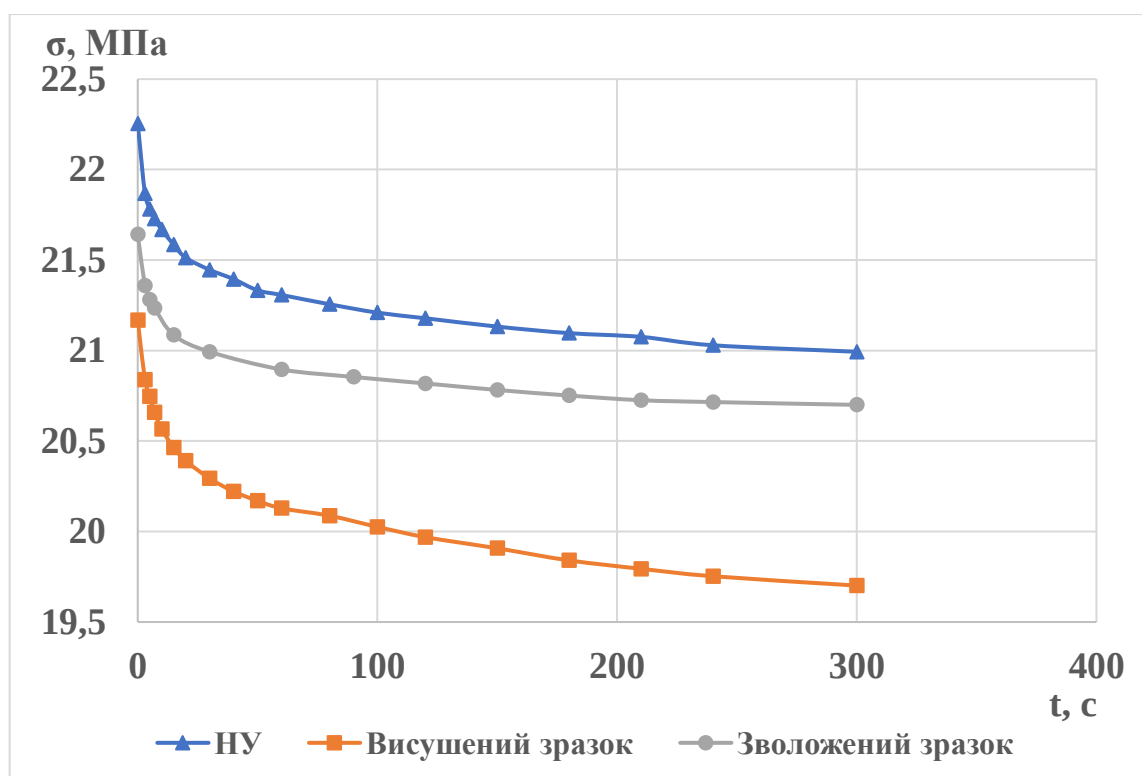


Рис 3.10. Криві релаксації напружень зразка кісткової тканини №2 в головному напрямку при різній ступеня зволоженості зразка.

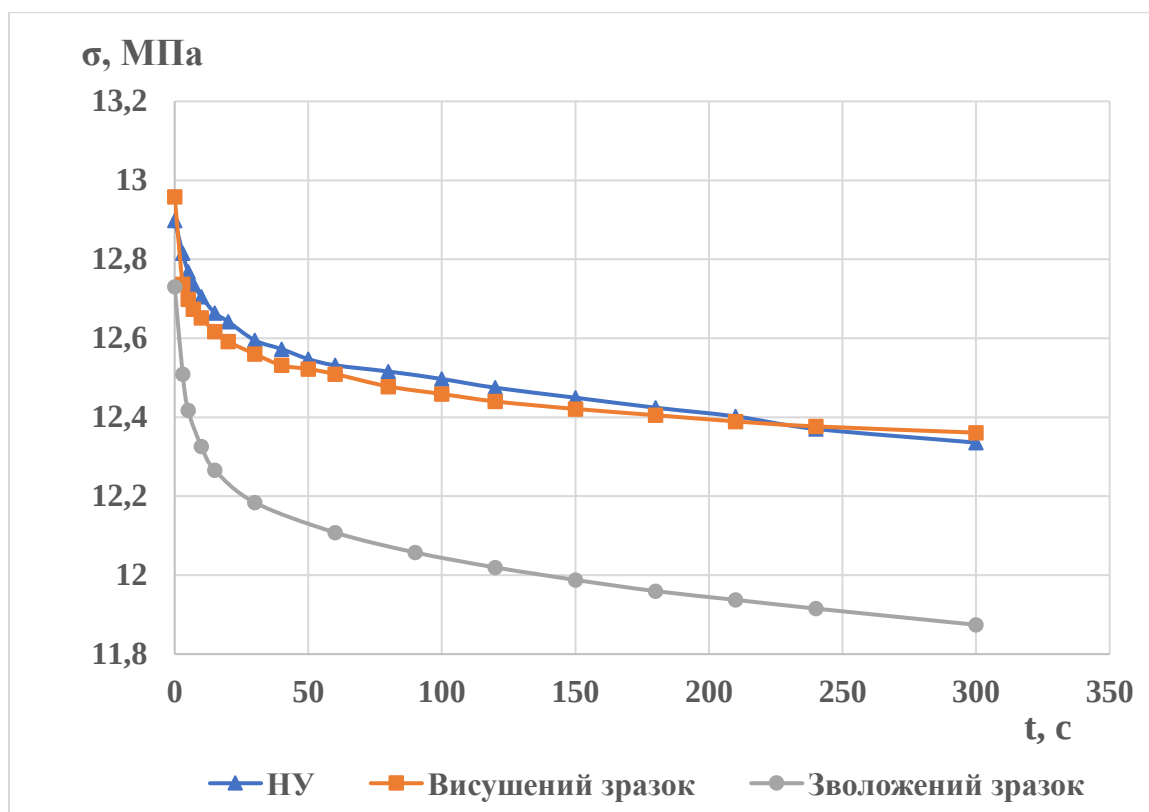


Рис 3.11. Криві релаксації напружень зразка кісткової тканини №2 в поперечному напрямку при різній ступеня зволоженості зразка.

В табл. 3.3 приведені значення швидкостей релаксації напружень для зразка кісткової тканини № 2 з стегнової кістки, в напрямках 1 - головний напрям, що відповідає орієнтації остеонів та 2 - поперечний напрям. Значення представлені при різному ступені зволоженості зразка.

Таблиця 3.3

Швидкість процесу релаксації напружень у різні моменти часу в МПа/сек

| Час<br>с | Нормальні умови |        | Висушений зразок |         | Зволожений зразок |         |
|----------|-----------------|--------|------------------|---------|-------------------|---------|
|          | 1               | 2      | 1                | 2       | 1                 | 2       |
| 3        | 0,1287          | 0,0274 | 0,1098           | 0,07375 | 0,09436           | 0,07375 |
| 5        | 0,0437          | 0,0237 | 0,04632          | 0,01896 | 0,0386            | 0,04583 |
| 10       | 0,0206          | 0,0105 | 0,03088          | 0,00737 | 0,01866           | 0,01833 |
| 15       | 0,0165          | 0,0082 | 0,02059          | 0,00695 | 0,00618           | 0,01201 |
| 30       | 0,0067          | 0,0047 | 0,00978          | 0,00316 | 0,00326           | 0,00548 |
| 60       | 0,0026          | 0,0016 | 0,00412          | 0,00126 | 0,00137           | 0,00253 |
| 90       | 0,0026          | 0,0008 | 0,00206          | 0,00158 | 0,0012            | 0,00169 |
| 120      | 0,0015          | 0,0011 | 0,00283          | 0,00095 | 0,0012            | 0,00126 |
| 150      | 0,0015          | 0,0008 | 0,00206          | 0,00063 | 0,00103           | 0,00105 |
| 180      | 0,0012          | 0,0008 | 0,00223          | 0,00053 | 0,00086           | 0,00095 |
| 210      | 0,0007          | 0,0007 | 0,00154          | 0,00053 | 0,00034           | 0,00074 |
| 240      | 0,0015          | 0,0011 | 0,00137          | 0,00042 | 0,00094           | 0,00074 |
| 300      | 0,0006          | 0,0006 | 0,00086          | 0,00026 | 0,00026           | 0,00068 |

В табл. 3.4 приведені дані зменшення напруження у відсотках для зразка кісткової тканини № 2 протягом 5 хвилин в головному (напрямок 1) та поперечному (напрямок 2) напрямках. Значення представлені при різних ступенях зволоженості зразка.

Таблиця 3.4

Зменшення напружень у % за час 5 хв

| Нормальна вологість |               | Висушений зразок |               | Зволожений зразок |               |
|---------------------|---------------|------------------|---------------|-------------------|---------------|
| Напрямок<br>1       | Напрямок<br>2 | Напрямок<br>1    | Напрямок<br>2 | Напрямок<br>1     | Напрямок<br>2 |
| 5,66                | 4,36          | 6,92             | 4,60          | 4,35              | 6,72          |

Отримані дані свідчать, що релаксація напружень в зразках, що зберігаються в різних умовах, відбувається з різною швидкістю. За період спостереження 5 хвилин напруження зменшувались на 4-7%.

Дослідженням швидкості релаксаційних процесів зразків в різних напрямках було виявлено анізотропність поведінки кісткової тканини.

З рис. 3.10 видно, що швидкість релаксації напружень в головному напрямку, що відповідає орієнтації остенів, після просушування зменшується на перших секундах, далі переходить у той самий режим, що і звичайний зразок. Після зволоження швидкість в цьому напрямку зменшується, порівняно з сухим або нормальним зразком, поступово вирівнюючись з ними після хвилини спостережень.

В поперечному напрямку відбувається майже обернений процес. Швидкість релаксації напружень зразка після просушування збільшується на перших секундах, але вже з п'ятої секунди швидкість стає меншою, ніж у зразка після зберігання в лабораторних умовах. Після зволоження, швидкість релаксації в поперечному напрямку збільшується, порівняно з сухим або нормальним зразком, поступово вирівнюючись з ними після хвилини спостережень. Така поведінка також свідчить про анізотропію властивостей цього матеріалу.

**Повзучість деформації кісткової тканини при стиску.** Повзучість кісткової тканини досліджували на випробувальній машині TIRATEST 2151 при постійному навантаженні на зразках кісткової тканини № 2 та №3.

Постійне навантаження забезпечувалось випробувальною машиною у режимі циклічного навантаження. В цьому режимі задавався один цикл з потрібним навантаженням та його тривалістю. Таким чином, після досягнення необхідного навантаження машина зупинялась і підтримувала дане навантаження протягом певного часу. Деформації зразка знімали за показами індикаторів.

Зразок №2 випробовували при сталому навантаженні чотирьох рівнів - 400, 600, 800 та 1000 Н протягом 5 хвилин у головному та поперечному напрямках. Час 0 секунд – відповідає моменту досягнення потрібного навантаження на зразок. За отриманими результатами побудовані криві релаксації у координатах відносна деформація – час. Експеримент повторювали при різних степенях зволоженості зразка: нормальна зволоженість (зберігання зразка у лабораторних умовах) –

рис.3.8 - рис.3.9, зволожений зразок – рис.3.10 - рис.3.11, висушений зразок – рис.3.12 - рис.3.13.

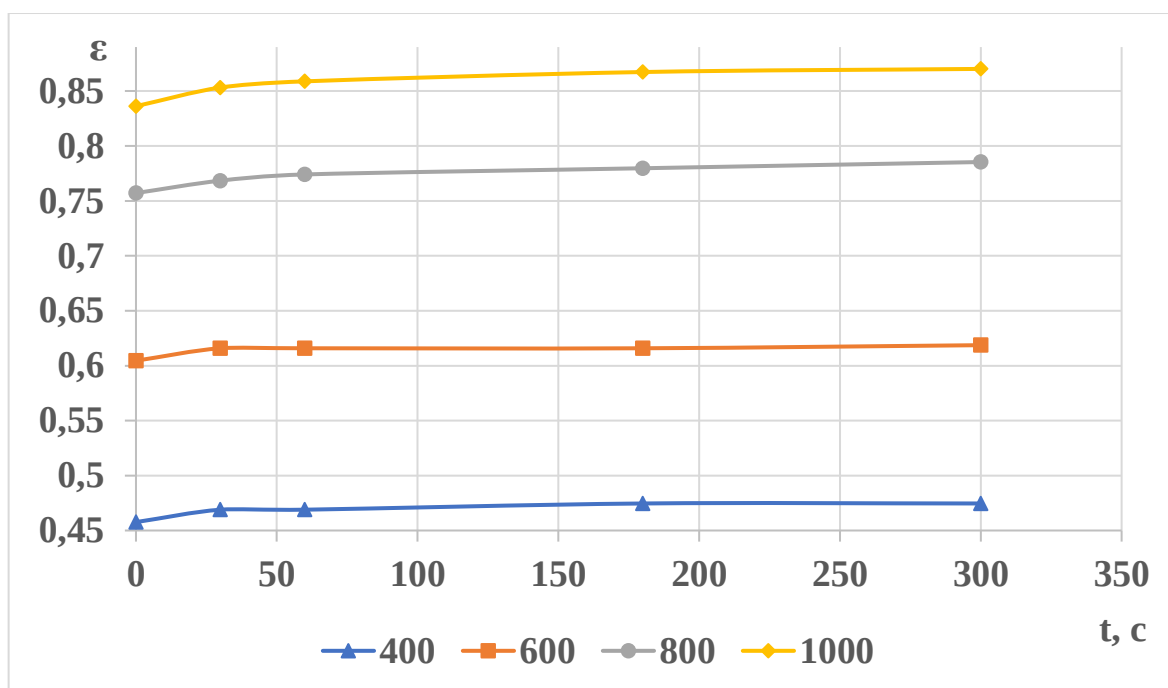


Рис 3.12. Криві повзучості зразка №2 при нормальній зволоженості в головному напрямку

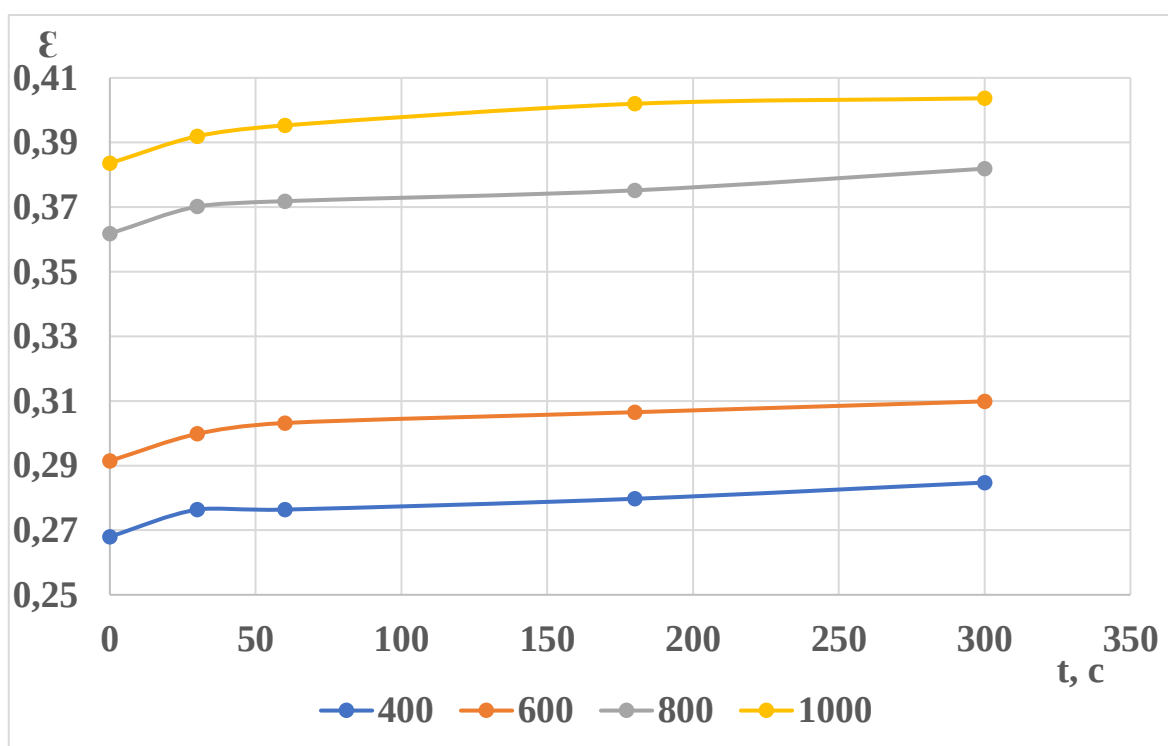


Рис 3.13. Криві повзучості зразка №2 при нормальній зволоженості в поперечному напрямку

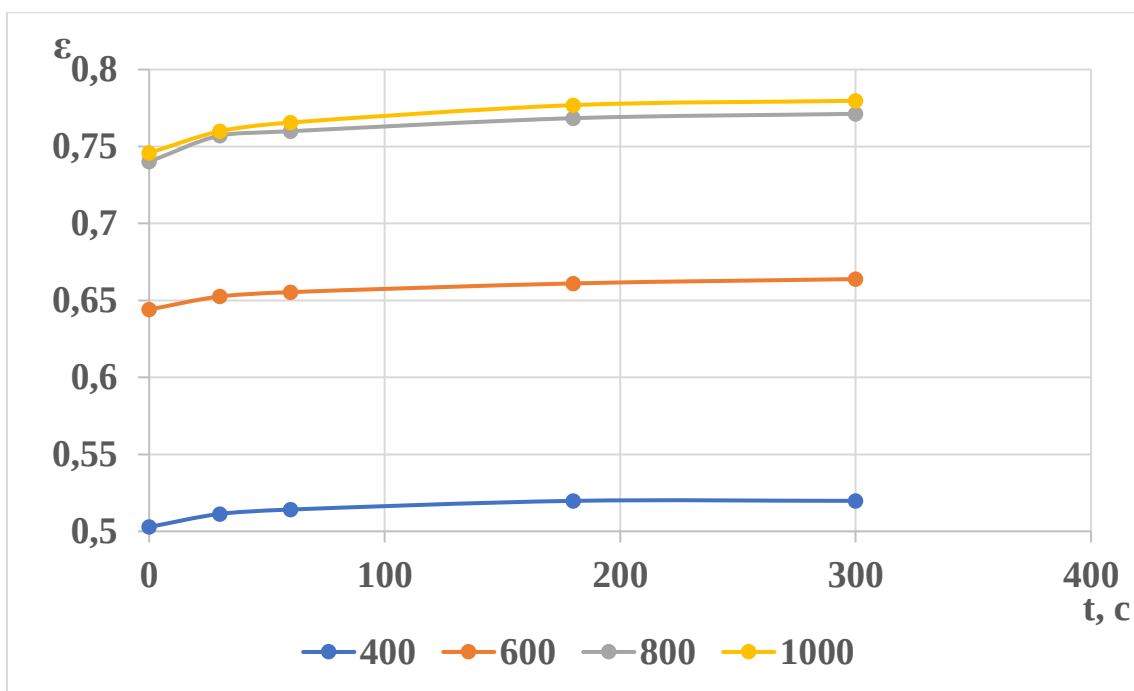


Рис 3.14. Криві повзучості зволоженого зразка №2 в головному напрямку

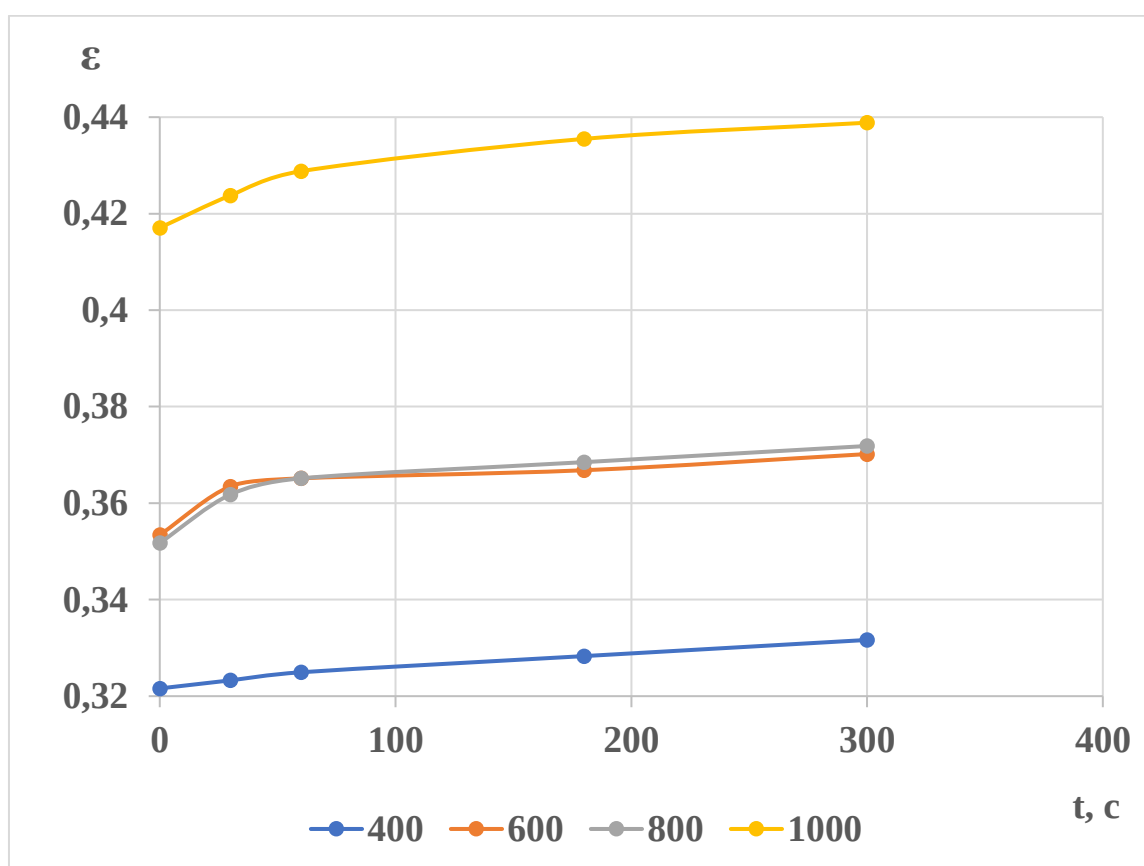


Рис 3.15. Криві повзучості зволоженого зразка №2 в поперечному напрямку

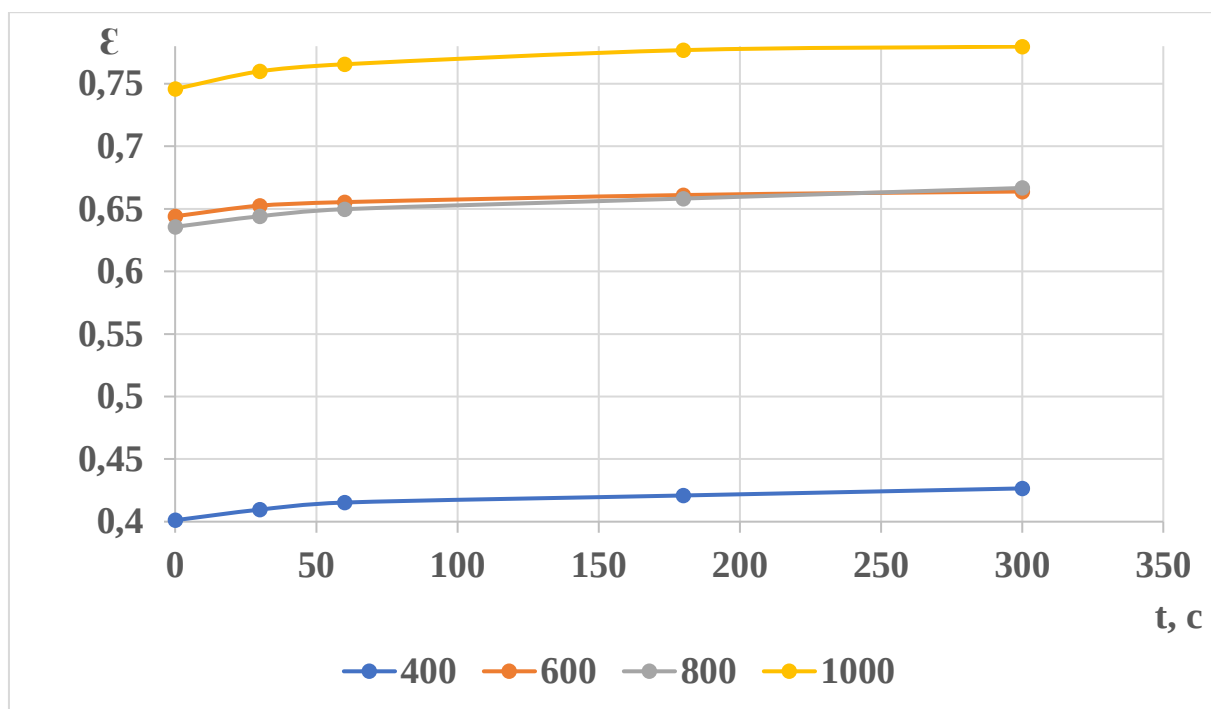


Рис 3.16. Криві повзучості висушеного зразка №2 в головному напрямку

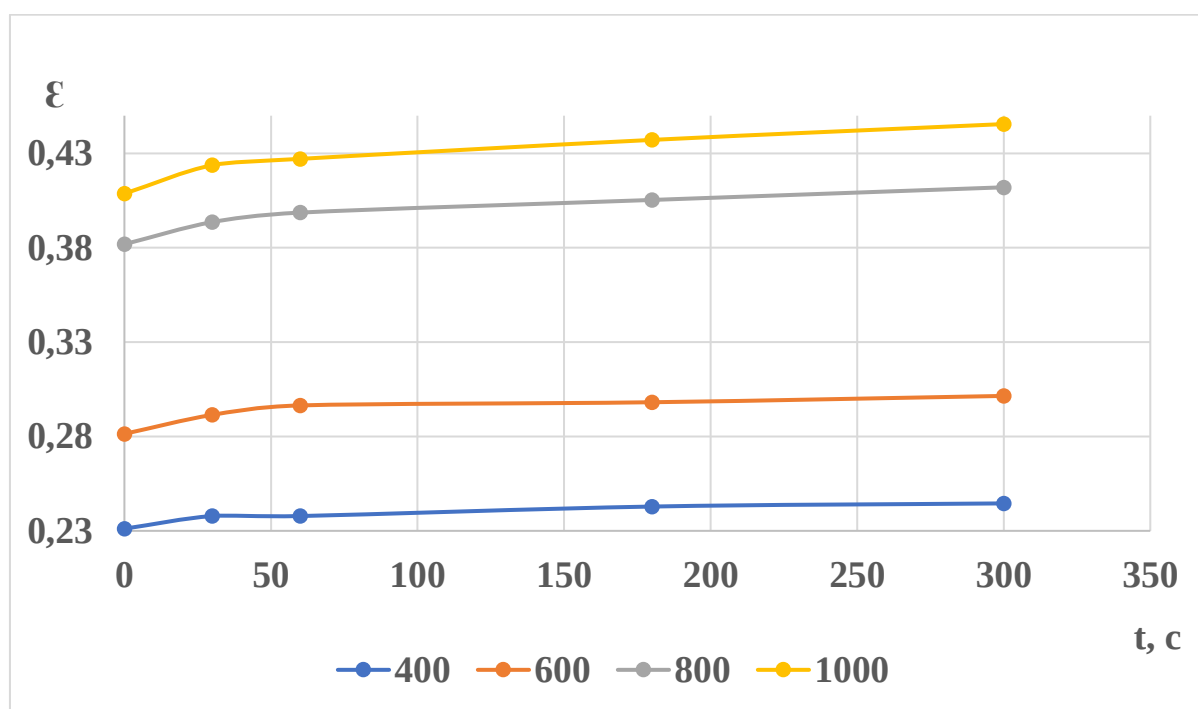


Рис 3.17. Криві повзучості висушеного зразка №2 в поперечному напрямку

На рис. 3.18 - рис. 3.19 представлені підраховані значення накопиченої деформації у відсотках за час спостереження 5 хвилин. Значення представлені для різних напрямків деформування та при різній зволоженості зразка.

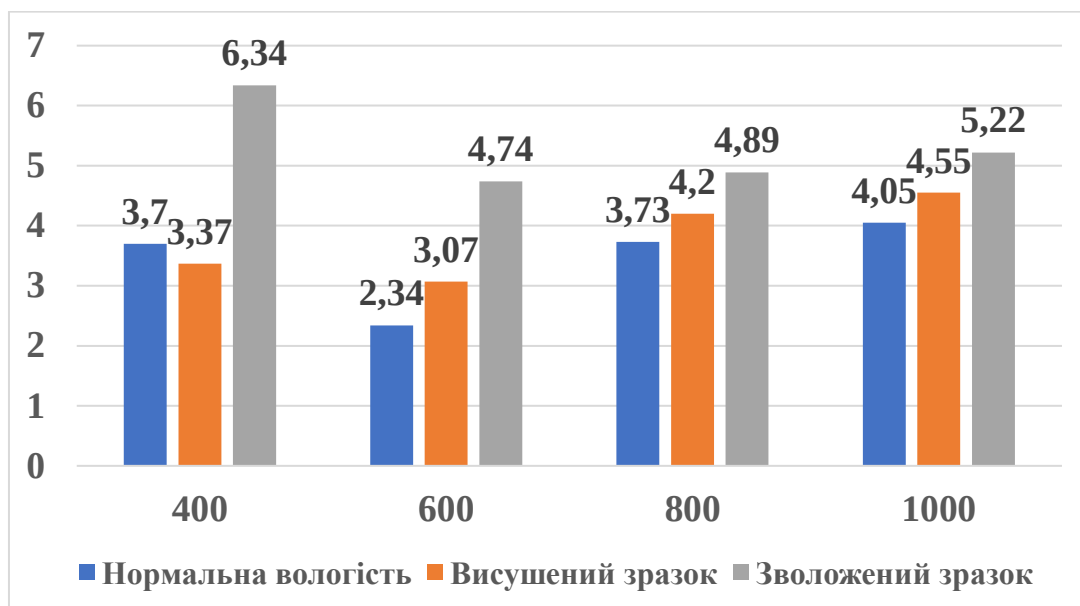


Рис 3.18. Гістограми накопичення деформацій зразка у % при різній степені зволоженості у головному напрямку.

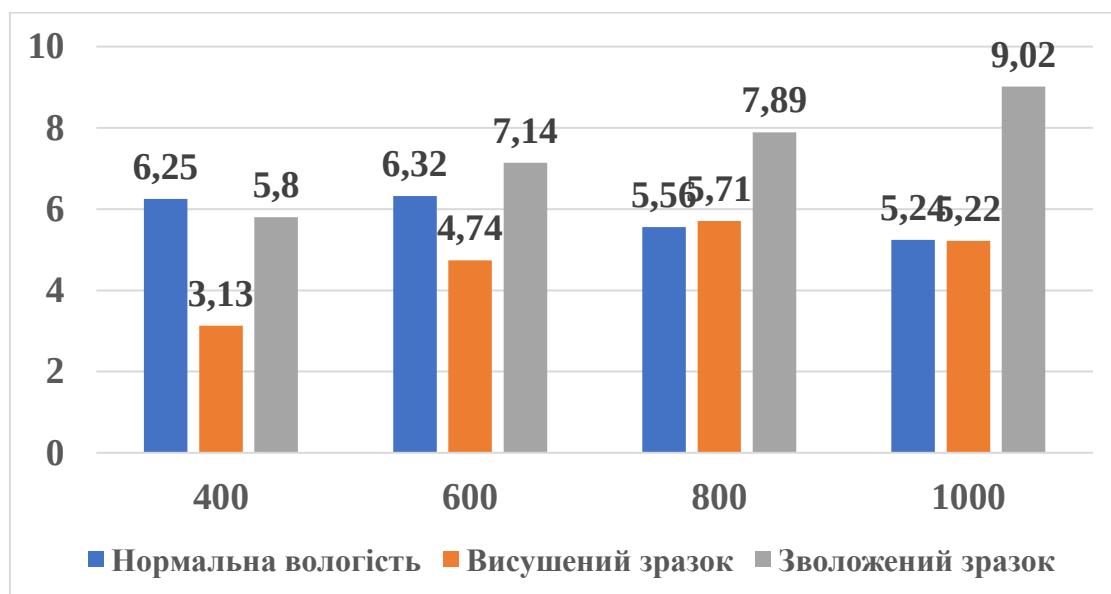


Рис 3.19. Гістограми накопичення деформацій зразка у % при різній степені зволоженості в поперечному напрямку.

За 5 хвилин спостереження у зразку, що зберігався в лабораторних умовах у головному напрямку деформації накопичувались до рівня 2,34 – 4,05 %, а в поперечному до 5,24 – 6,25%. Після просушування зразка накопичення деформацій в головному напрямку збільшилось до 3,07 – 4,55 %, а в поперечному зменшилось

до 3,13 – 5,56%. Після зволоження деформації збільшились як в одному, так і в іншому напрямках, приріст деформацій склав 4,74 – 6,34% в головному напрямку та 5,8 – 9,02% у поперечному.

Отримані результати ще раз підтверджують неоднорідність властивостей кісткової тканини та вплив на них умов зберігання.

**Опис в'язкопружної поведінки кісткової тканини за допомогою вдосконаленої моделі Работнова.** Дослідження процесів повзучості також проводилось на основі експериментальних даних, що були отримані при випробуваннях зразка кісткової тканини №3 та шляхом моделювання процесу повзучості із використанням вдосконаленої моделі Работнова.

В дисертаційній роботі [177] було встановлено, що найбільш докладно процеси повзучості та релаксації в'язкопружних матеріалів за умов нестационарного навантаження досліджено із застосуванням лінійної теорії в'язкопружності Больцмана-Вольтерра. Проте, для більшості в'язкопружних матеріалів область лінійності в'язкопружних властивостей обмежується низькими рівнями напружень і є досить вузькою. При високих рівнях напружень умова лінійності, як правило, не виконується, а для багатьох в'язкопружних матеріалів область лінійності взагалі відсутня. Необґрунтоване застосування лінійної теорії в'язкопружності призводить до суттєвих похибок в розрахунках і, як наслідок, до не виправдано завищених оцінок працездатності конструкцій.

Нелінійна теорія в'язкопружності все ще знаходиться на стадії розвитку. Перспективною вважається нелінійна модель в'язкопружності Работнова, що є частинним випадком нелінійного інтегрального подання Вольтера-Фреше. Модель апробовано на задачах розрахунку деформацій повзучості деяких нелінійно-в'язкопружних матеріалів при постійних напруженнях. Але визначальні рівняння моделі містять дві невідомі функції, через що визначення структури ядер спадковості та параметрів ядер ускладнюється. Це обмежує можливості моделі при розв'язку задач нестационарної повзучості та релаксації напружень.

Наведений аналіз досліджень процесів нелінійної повзучості та релаксації в'язко-пружних матеріалів за умов нестаціонарного навантаження засвідчив, що проблема є актуальною.

В роботі [177] при формулюванні розв'язувальних рівнянь в моделі Работнова використано експериментально апробовану гіпотезу єдиної ізохронної діаграми деформування. Гіпотеза дозволила скоротити число невідомих функцій і спростити методику визначення параметрів моделі, що являє собою подальший розвиток нелінійної моделі Работнова і спрямована на розв'язок задач нестаціонарної повзучості.

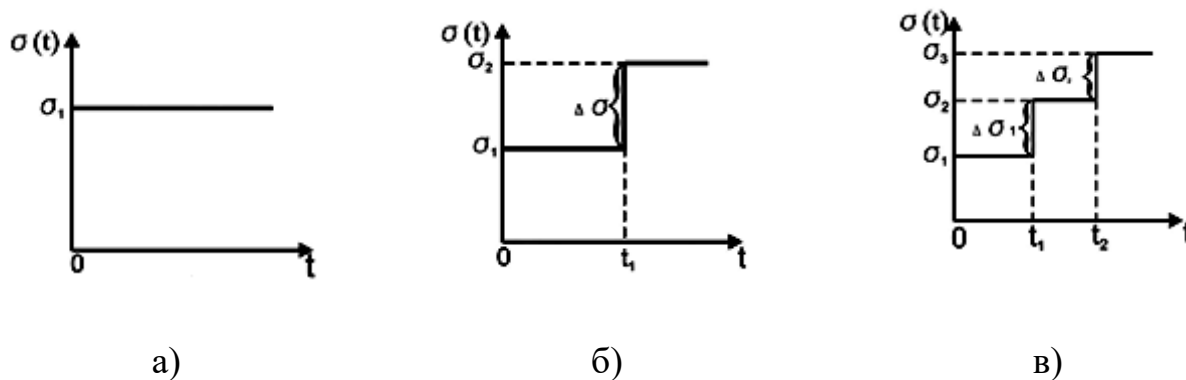
Розглядається нестаціонарна повзучість та релаксація за умов змінних режимів одновісного навантаження розтягом та стиском.

Довільний закон зміни напружень  $\sigma_\tau$  в момент завантаження  $\tau$  задається у вигляді суми множин постійних напружень  $\sigma_k$ :

$$\sigma(\tau) = \sum_{k=1}^{\infty} (h(t - \tau_k) - h(t - \tau_{k+1})) \sigma_k, \quad (3.1)$$

де  $h(t - \tau_k)$  – одинична функція Хевісайда з розривом першого роду та при  $t = \tau$ ;  $t$  – момент часу, коли відбувається спостереження ( $t \geq \tau$ ).

В рамках рівняння (3.1) реалізуються режими одноразового навантаження (рис. 3.16,а), одноразового довантаження (рис. 3.16,б), багаторазового довантаження (рис. 3.16,в), повного розвантаження (рис. 3.16,г), чергування довантажень та розвантажень (рис 3.12д), циклічне навантаження (рис 3.12е).



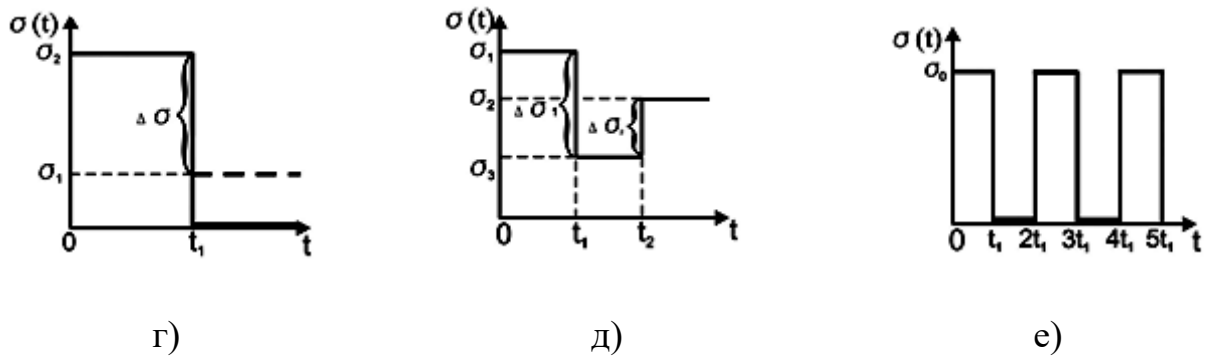


Рис 3.16. Режими навантаження, що реалізуються в рамках рівняння 3.1

Задача полягає у побудові системи визначальних рівнянь, що встановлюють залежність між напруженнями  $\sigma(t)$ , деформаціями  $\varepsilon(t)$  та часом  $t$  для нелінійно-в'язкопружних матеріалів, враховують навантаження та мають набір матеріальних констант. Рішенням такої задачі буде конкретизація наступного функціоналу:

$$\varepsilon(t) = F \left[ \sigma(t-\tau), \sigma(t) \right], \quad (3.2)$$

що дозволяє перетворювати кожен історію зміни напружень  $\sigma_t$  у відповідну історію зміни деформацій  $\varepsilon(t)$ .

Функціонал (3.2) конкретизується у вигляді парних інтегральних рівнянь

$$\begin{cases} \varphi_0(\varepsilon(t)) = \sigma(t) + \lambda \int_0^t K(t-\tau) \sigma(\tau) d\tau \\ \sigma(t) = \varphi_0(\varepsilon(t)) - \lambda \int_0^t R(t-\tau) \varphi_0(\varepsilon(\tau)) d\tau, \end{cases} \quad (3.3)$$

Ці рівняння є визначальними рівняннями нелінійної в'язкопружної моделі типу Работнова. Тут  $\varepsilon(t)$  – повна деформація, що містить пружну компоненту  $\varepsilon_e$  і компоненту повзучості  $\varepsilon_k$ ;  $\varphi_0(\cdot)$  – функція діаграми миттєвого деформування (визначається експериментально);  $\lambda$  – реологічний параметр;  $K(t-\tau)$ ,  $R(t-\tau)$  – ядра повзучості і релаксації.

Функція  $\varphi_0(\varepsilon(0))$ , що визначає нелінійність моделі (3.3), задається згладжуючим кубічним сплайном

$$\phi_0(\varepsilon_e) = a_{0,j} + a_{1,j}\varepsilon_e + a_{2,j}\varepsilon_e^2 + a_{3,j}\varepsilon_e^3; \quad j = \overline{1, n}, \quad (3.4)$$

де  $a_{0,j}; a_{1,j}; a_{2,j}; a_{3,j}$  – коефіцієнти сплайну, які залежать від інтервалу розподілу осі деформацій і мають розмірність напруження.

Ядра спадковості  $K(t - \tau)$  та  $R(t - \tau)$  задаються дробово-експоненційними функціями, так що [177]:

$$K(t - \tau) = \frac{1}{(t - \tau)^{-\alpha}} \sum_{n=0}^{\infty} \frac{(-\beta)^n (t - \tau)^{(1+\alpha)n}}{\Gamma[(1+\alpha)(1+n)]}, \quad (3.5)$$

$$R(t - \tau) = \sum_{n=0}^{\infty} \frac{-(\lambda + \beta)^n \cdot (t - \tau)^{(1+\alpha)(1+n)}}{\Gamma[1 + (1+\alpha)(1+n)]}, \quad (3.6)$$

де  $\alpha, \beta$  – експериментально визначені параметри ядер ( $-1 < \alpha < 0$ ;  $\beta > 0$ ).

Вважається, що матеріал деформується нелінійно пружно при напруженнях  $\sigma$ , що не перевищують деяке критичне значення  $\sigma_*$ . Значення  $\sigma_*$  – ордината точки на діаграмі „ $\sigma - \varepsilon$ ”, для якої дотичний модуль  $\bar{E}(\varepsilon)$  задовольняє співвідношенню [177]:

$$\bar{E}(\varepsilon) = \frac{1}{2 \ln 2} E, \quad (3.7)$$

де  $E$  – модуль лінійної пружності. У разі, коли  $\sigma > \sigma_*$  – матеріал поводить себе як пружно-пластичний, так, що траєкторії навантаження та розвантаження не співпадають.

Визначальні рівняння (3.3) побудовано виходячи із гіпотези єдиної ізохронної діаграми деформування, яка відповідає умові подібності ізохронних діаграм повзучості та діаграми миттєвого деформування [178]. Гіпотеза дозволяє задати функцію  $\phi_0(\cdot)$  в (3.3) від повної деформації  $\varepsilon(t)$  у формі (3.4), так що нелінійність моделі (3.3) визначається нелінійністю діаграми миттєвого деформування і не залежить від часу.

Використовуючи подалі процедуру обернення функцій, визначальні рівняння (3.3) записуються у формі

$$\begin{cases} \varepsilon(t) = \psi_0 \left[ \sigma(t) + \lambda \int_0^t K(t-\tau) \sigma(\tau) d\tau \right] \\ \sigma(t) = \varphi_0(\varepsilon(t)) - \lambda \int_0^t R(t-\tau) \varphi_0(\varepsilon(\tau)) d\tau, \end{cases} \quad (3.8)$$

де  $\psi_0(\cdot) = \varphi_0^{-1}(\cdot)$  – обернення функції  $\varphi_0(\cdot)$ , яке задається співвідношенням

$$\varphi_0(\sigma) = b_{0,j} + b_{1,j}\sigma + b_{2,j}\sigma^2 + b_{3,j}\sigma^3; \quad j = \overline{1, n} \quad (3.9)$$

де  $b_{0,j}, b_{1,j}, b_{2,j}, b_{3,j}$  – коефіцієнти сплайну, що апроксимують обернену функцію  $\varphi_0^{-1}(\cdot)$ . Схематично функція  $\varphi_0^{-1}(\cdot)$  показана на рис. 3.16 штрих-пунктирною лінією.

Визначальне рівняння нелінійної нестационарної повзучості, виходячи із (3.8) із урахуванням закону навантаження (3.1), задається співвідношенням

$$\varepsilon(t) = \psi_0 \left\{ \sum_{k=1}^{\infty} [h(t-\tau_k) - h(t-\tau_{k+1})] \sigma_k \times \left[ 1 + \lambda \int_0^t K(t-\tau) d\tau \right] \right\}, \quad (3.10)$$

яке із урахуванням ядра повзучості (3.5) та обернення (3.9) функції  $\psi_0(\cdot)$  зводиться до співвідношення

$$\begin{aligned} \varepsilon(t) = \sum_{i=0}^3 b_{i,j} \left\{ \left\{ \sum_{k=1}^{\infty} (h(t-\tau_k) - h(t-\tau_{k+1})) \sigma_k \right\} \times \right. \\ \left. \times \left\{ 1 + \lambda \int_0^t \sum_{n=0}^{\infty} \frac{(-\beta)^n (t-\tau)^{(1+\alpha)n+\alpha}}{\Gamma[(1+\alpha)(1+n)]} d\tau \right\} \right\}^i, \end{aligned} \quad (3.11)$$

яке дозволяє розраховувати значення деформацій повзучості  $\varepsilon(t)$  для усіх режимів навантаження, що наведено на рис 3.16.

Швидкість нелінійної повзучості, виходячи із (3.8), задається рівнянням

$$\frac{d\varepsilon(t)}{dt} = \frac{d}{dt} \left[ \sigma(t) + \int_0^t K(t-\tau) \sigma(\tau) d\tau \right] \left[ \frac{d\varphi_0(\varepsilon(t))}{d\varepsilon} \right]^{-1}, \quad (3.12)$$

яке свідчить, що швидкість повзучості нелінійно-в'язкопружних матеріалів визначається, в протилежність лінійно-в'язкопружним матеріалам, не тільки

історією навантаження та ядром повзучості, але й дотичним модулем, який, в свою чергу, залежить від поточної деформації повзучості.

Визначальне рівняння нелінійної релаксації, виходячи із (3.8), задається співвідношенням

$$\sigma(t) = \left( 1 - \lambda \int_0^t R(\tau) d\tau \right) \varphi_0(\varepsilon_k(0)), \quad (3.13)$$

а швидкість нелінійної релаксації, виходячи із (3.13), задається рівнянням

$$\frac{d\sigma(t)}{dt} = -\lambda \varphi_0(\varepsilon(0)) \sum_{n=0}^{\infty} \frac{-(\lambda + \beta) t^{(1+\alpha)(1+n)}}{\Gamma[1 + (1+\alpha)(1+n)]}, \quad (3.14)$$

яке свідчить, що швидкість нелінійної релаксації, як і у лінійному випадку, пропорційна ядру релаксації та значенню початкового напруження.

**Визначення нелінійності в'язко пружної поведінки кісткової тканини, визначення параметрів ядер спадковості.** Діапазон напружень, де матеріал може розглядатися як нелінійно-пружний, обмежується напруженням  $\sigma_*$ , для якого задовольняється співвідношення (3.7). Величина  $\sigma_*$  визначається із рівняння для поточного значення дотичного модуля  $\bar{E}(\varepsilon)$ . Диференціюючи (3.4) по  $\varepsilon$ , для величини  $\bar{E}(\varepsilon)$  отримуємо співвідношення

$$\bar{E}(\varepsilon) = \frac{d\phi_0(\varepsilon)}{d\varepsilon} = a_{1,j} + a_{2,j}\varepsilon + a_{3,j}\varepsilon^2, \quad (3.15)$$

яке із урахуванням (3.7) приводиться до квадратичного рівняння

$$a_{1,j} + a_{2,j}\varepsilon + a_{3,j}\varepsilon^2 = \frac{1}{2 \ln 2} E, \quad (3.16)$$

де коефіцієнти  $a_{1,j}, a_{2,j}, a_{3,j}$  визначаються за результатами апроксимації діаграми миттєвого деформування співвідношенням (3.4).

Коренями рівняння (3.16) є два значення  $\varepsilon_*$ . Підставляючи найбільше значення  $\varepsilon_*$  в (3.4), отримуємо рівняння для напруження  $\sigma_*$

$$\sigma_* = \varphi_0(\varepsilon_*) = a_{1,j}\varepsilon_* + a_{2,j}\varepsilon_*^2 + a_{3,j}\varepsilon_*^3, \quad (3.17)$$

яке дозволяє визначити область нелінійно-пружного деформування.

Область напружень, де матеріал деформується нелінійно-в'язкопружно, визначається, виходячи із порушення умови однорідності деформування.

Якщо функція повзучості  $J(t)$

$$\begin{aligned} J_1(t_1) &= \frac{\varepsilon(t_1, \sigma_1)}{\sigma_1} \neq J_2(t_1) = \frac{\varepsilon(t_1, \sigma_2)}{\sigma_2} \neq \dots \neq J_m(t_1) = \frac{\varepsilon(t_1, \sigma_m)}{\sigma_m} \\ J_1(t_2) &= \frac{\varepsilon(t_2, \sigma_1)}{\sigma_1} \neq J_2(t_2) = \frac{\varepsilon(t_2, \sigma_2)}{\sigma_2} \neq \dots \neq J_m(t_2) = \frac{\varepsilon(t_2, \sigma_m)}{\sigma_m} \\ J_1(t_j) &= \frac{\varepsilon(t_j, \sigma_1)}{\sigma_1} \neq J_2(t_j) = \frac{\varepsilon(t_j, \sigma_2)}{\sigma_2} \neq \dots \neq J_m(t_j) = \frac{\varepsilon(t_j, \sigma_m)}{\sigma_m} \end{aligned} \quad (3.18)$$

не інваріантна по відношенню до рівня напружень  $\sigma_m (m=1, k)$ , а розрахункове значення квантиля статистики  $t_{\alpha, k}$  менше його критичного значення  $t_{\alpha, k}^*$ , яке визначається із таблиць.

$$t_{\alpha, k} = \frac{\sqrt{n} \cdot \delta}{S_J(t_j)} \cdot \frac{1}{m} \sum_{k=1}^m \bar{J}_k(t_j) < t_{\alpha, k}^*, \quad (j = \overline{1, \ell}) \quad (3.19)$$

Для визначення параметрів моделі зразок кісткової тканини № 3 досліджувався на повзучість при одновісному стиску за трьох рівнів навантаження 600, 800, та 1000Н. Стиск зразка проводився в напрямку вісі, що найбільш наближена до орієнтації остеонів. Кожен експеримент тривав 1 годину. Напруження, що виникають в зразку при навантаженні до 400, 600, 1000 Н, наведені в табл. 3.5.

Таблиця 3.5

Напруження в зразку при навантаженнях 600,800 та 1000Н

| Площа поперечного перерізу зразка, мм <sup>2</sup> | Навантаження, Н | Напруження, МПа |
|----------------------------------------------------|-----------------|-----------------|
| 17,75                                              | 600             | 33,802          |
|                                                    | 800             | 45,070          |
|                                                    | 1000            | 56,338          |

За отриманими даними побудовані криві повзучості зразка у координатах відносна деформація – час, годин (рис 3.17).

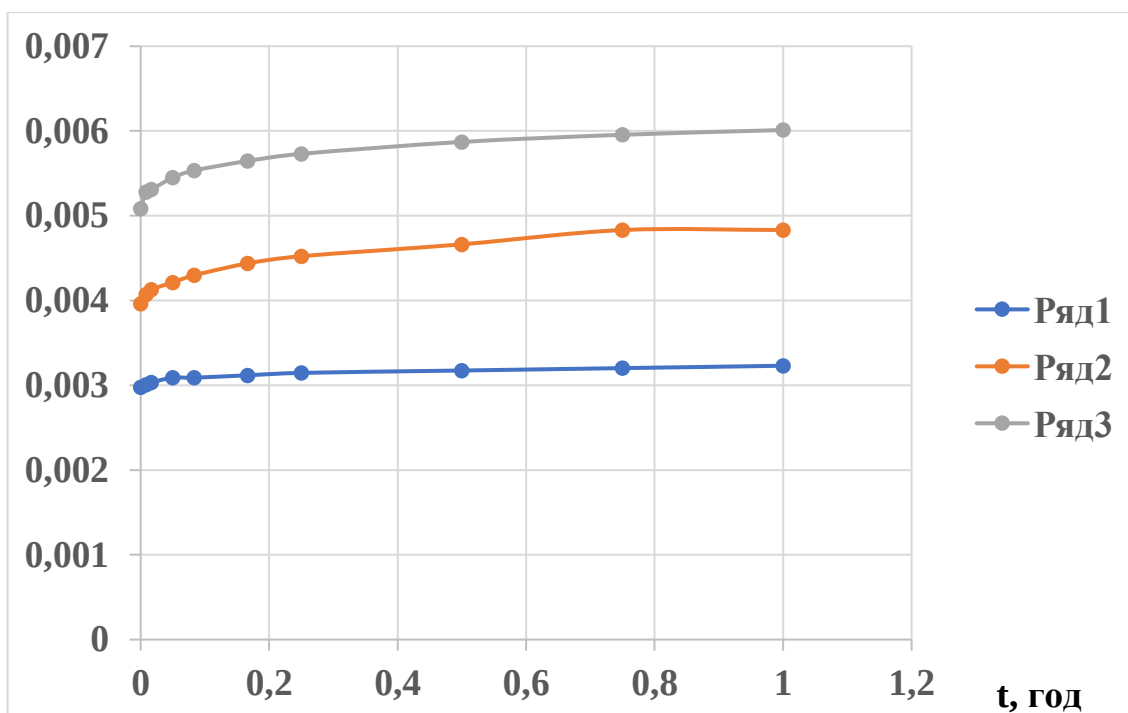


Рис 3.17. Експериментальні криві повзучості за умов постійних напружень (ряд 1 – 600 Н, ряд 2 – 800Н, ряд 3 – 1000 Н)

За експериментальними даними розраховані значення повзучості в кожен момент часу (рис 3.18).

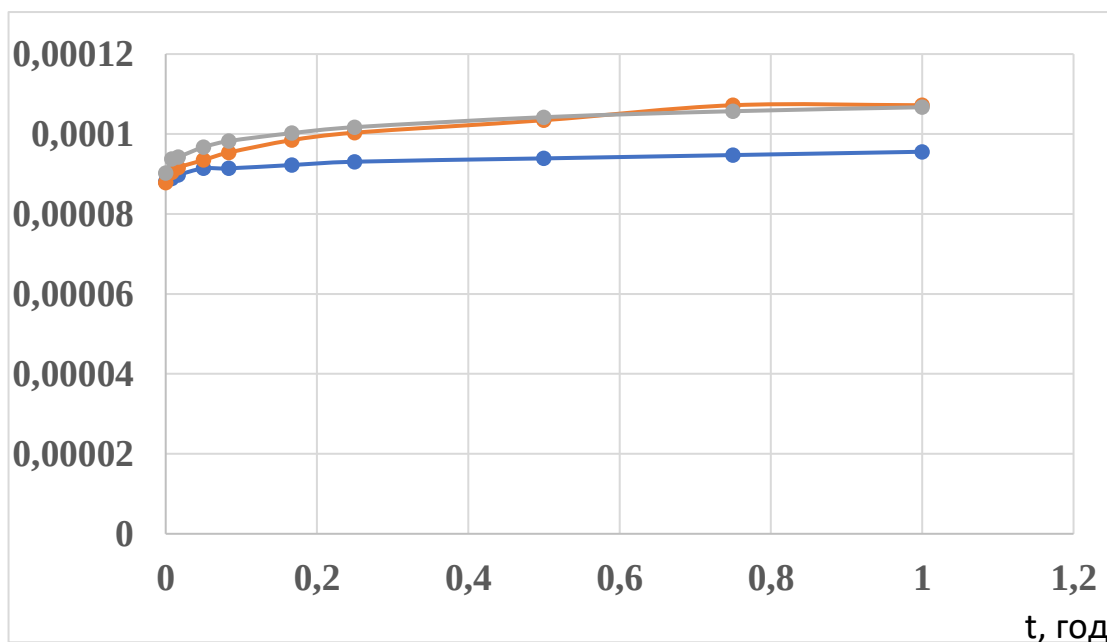


Рис 3.18. Функції повзучості зразка кісткової тканини №2 пораховані на основі експериментальних даних

Для перевірки нелінійності кривих повзучості, розраховуємо значення квантиля статистики  $t_{\alpha,k}$

$$t_{\alpha,k} = \frac{\sqrt{n} \cdot \delta}{S_J(t_j)} \cdot \frac{1}{m} \sum_{k=1}^m \bar{J}_k(t_j) \quad (j = \overline{1, \ell}) \quad (3.20)$$

Тут  $\bar{J}(t_j)$  – вибіркове середнє значення функції повзучості;  $S_J(t_j)$  – середнє квадратичне відхилення величини  $\bar{J}(t_j)$ ;  $n$  – об'єм вибірки;  $\delta$  – максимальна похибка між значеннями  $J_k(t_j)$  і  $\bar{J}(t_j)$ . Величина похибки  $\delta$  у розрахунках дорівнює  $\pm 5\%$ , а ймовірність  $p$  попадання експериментальних функцій повзучості  $J_k(t_j)$  в інтервал по відношенню до величини  $\bar{J}(t_j)$ , повинна бути не менше 90% [178].

Розрахункові значення середніх квадратичних відхилень  $S_J(t_j)$ , квантилів статистики  $t_{\alpha,k}$ , та критичне значення  $t_{\alpha,k}^*$  представлені в на рис 3.19.

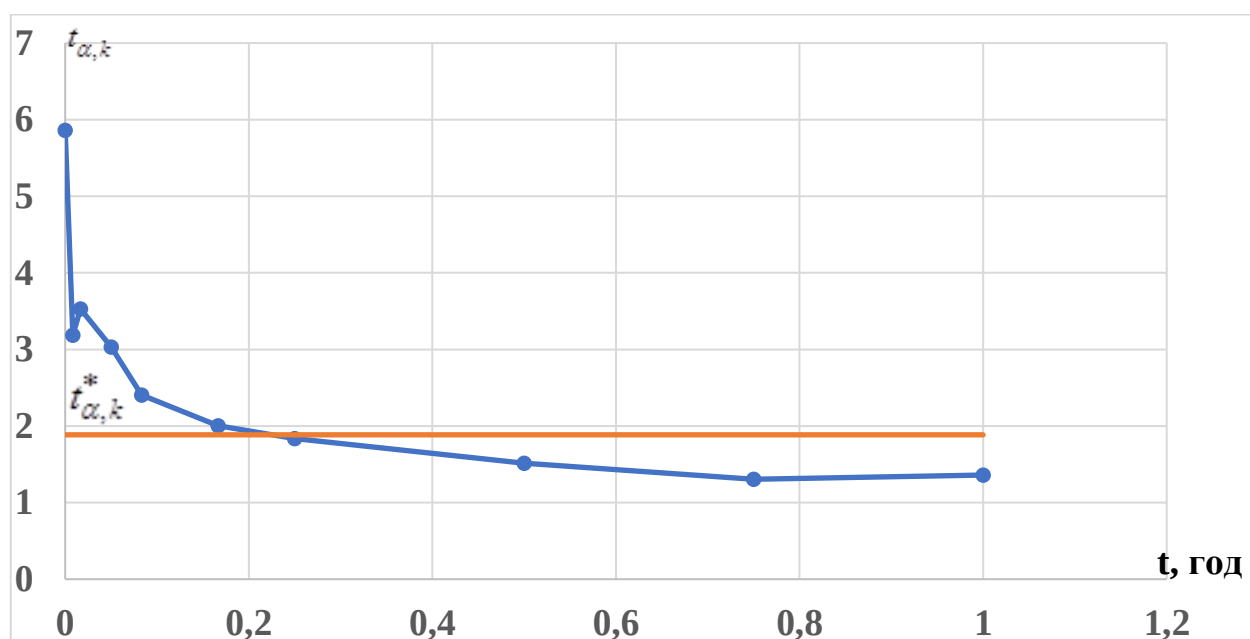


Рис 3.19. Розрахункові та критичні значення квантиля статистики (критичне значення – чорна лінія, розрахункові – синя)

Як видно з малюнку на більшій частині графіка  $t_{\alpha,k}$  менше величини  $t_{\alpha,k}^*$ , що задовольняє умові нелінійності (3.19).

Параметри ядер спадковості  $\alpha, \beta, \lambda$  у визначальних рівняннях нелінійної повзучості та релаксації визначаються із умови існування єдиної ізохронної діаграми миттєвого деформування по усередненій функції подібності  $\overline{1+G(t_j)}$ . Задача зводиться до мінімізації функціоналу

$$F(\alpha, \beta, \lambda) = \sum_{k=1}^m \sum_{i=1}^N \left\{ \overline{(1+G(t_j))}_{\text{exp}} - \left[ 1 + \lambda \sum_{n=0}^{\infty} \frac{(-\beta)^n t^{(1+\alpha)(1+n)}}{\Gamma[1+(1+n)(1+\alpha)]} \right] \right\}^2, \quad (3.21)$$

із використанням експериментальних даних на повзучість при постійних напруженнях [177].

Розраховані за експериментальними кривими повзучості зразка кісткової тканини №3 значення параметрів ядер спадковості представлені в табл. 3.6.

Таблиця 3.6

Значення параметрів ядер спадковості

| $\alpha$  | $\beta$   | $\lambda$ |
|-----------|-----------|-----------|
| -0,510605 | -0,065559 | 0,26878   |

Розрахунки деформацій повзучості виконуються за рівнянням (3.11) із завданням режиму навантаження згідно умови (3.1). В розрахунках використовуються значення параметрів ядер спадковості.

**Повзучість за умов постійних напружень.** Режим навантаження постійними навантаженнями  $\sigma_k$  (рис.3.1а) задається згідно умови:

$$\sigma(t) = h(t)\sigma_k; \quad (k = \overline{1, m}), \quad (3.22)$$

де  $\sigma_k$  – постійне напруження.

Виходячи із (3.11) із урахуванням (3.13) рівняння повзучості нелінійно-в'язкопружних матеріалів за умов постійних напружень записується у вигляді:

$$\varepsilon(t) = \sum_{i=0}^3 b_{i,j} \sigma_k h(t) \left\{ \left( 1 + \lambda \sum_{n=0}^{\infty} \frac{(-\beta)^n t^{(1+\alpha)(1+n)}}{\Gamma[1 + (1+\alpha)(1+n)]} \right) \right\}^i, \quad (3.23)$$

де коефіцієнти  $b_0$ ,  $b_{i,j}$  визначають за результатами апроксимації функції  $\psi_0(\cdot)$  згладжуючим кубічним сплайном (3.9) [177].

Значення коефіцієнтів  $b_{i,j}$  обирається в залежності від того в який інтервал при розрахунку попадає значення ядра спадковості (таблиця 3.7)

Таблиця 3.7

Значення коефіцієнтів апроксимуючої функції, при апроксимуванні  $\psi_0(\cdot)$  згладжуючим кубічним сплайном

| Інтервал значення ядра | b0        | b1        | b2        | b3       |
|------------------------|-----------|-----------|-----------|----------|
| 0 - 37,07391           | -3,67E-13 | -4,73E-11 | 8,79E-05  | 0        |
| 37,07391 - 51,41036    | 1,87E-08  | -2,08E-06 | 0,000165  | -0,00096 |
| 51,41036 - 66          | -1,41E-08 | 2,98E-06  | -9,54E-05 | 0,003509 |

Оскільки експеримент на повзучість проводився саме за умов постійних напружень, результати розрахунків, що виконано за рівнянням (3.23) порівняно на рис 3.20 із експериментальними даними.

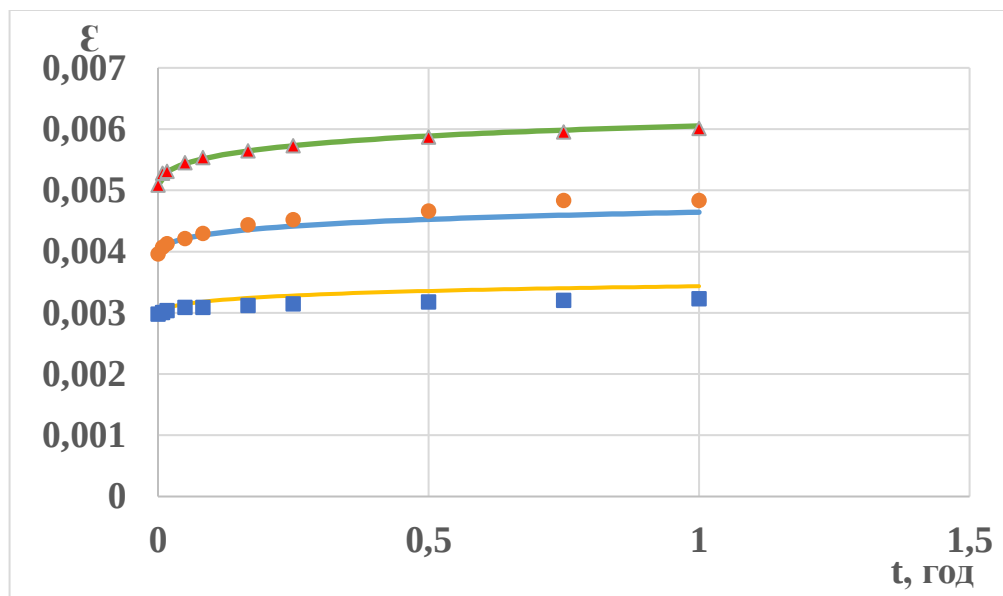


Рис 3.20. Порівняння експериментальних та розрахованих кривих повзучості

**Релаксація напружень.** Як вже згадувалось раніше за допомогою отриманих параметрів нелінійної в'язкопружної моделі, можна описати не тільки повзучість за умов постійного навантаження, а й окремі випадки повзучості та, в тому числі, процес релаксації. В режимі релаксації напружень навантаження задається згідно умови (3.22), а початкова пружна деформація утримується постійною.

$$\varepsilon_k(0) = b_0 + b_1\sigma_k + b_2\sigma_k^2 + b_3\sigma_k^3 \quad (3.24)$$

Залежність напруження  $\sigma_k$  від часу  $t$ , виходячи із (3.22) із врахуванням кубічного сплайну (3.4) та ядра релаксації (3.6), записується у вигляді

$$\sigma_k(t) = \left( a_0 + a_1 \cdot \varepsilon_k(0) + a_2 \cdot \varepsilon_k(0)^2 + a_3 \cdot \varepsilon_k(0)^3 \right) \times \left( 1 - \lambda \sum_{n=0}^{\infty} \frac{-(\lambda + \beta)^n t^{(1+\alpha)(1+n)}}{\Gamma[1 + (1+\alpha)(1+n)]} \right), \quad (3.25)$$

де початкова пружна деформація  $\varepsilon_k(0)$  розраховується за формулою (3.24).

Результати розрахунків релаксації напружень, що виконані за рівнянням (3.25), порівняно на рис 3.21 із експериментальними даними для зразку кісткової тканини №3. Початкові напруження складали значення  $\sigma_k = 22,6$  та  $34,7$  МПа.

Як видно з рисунка, результати розрахунків за сформульованими визначальними рівняннями нелінійної нестационарної повзучості та релаксації кісткової тканини досить задовільно узгоджуються із експериментальними даними.

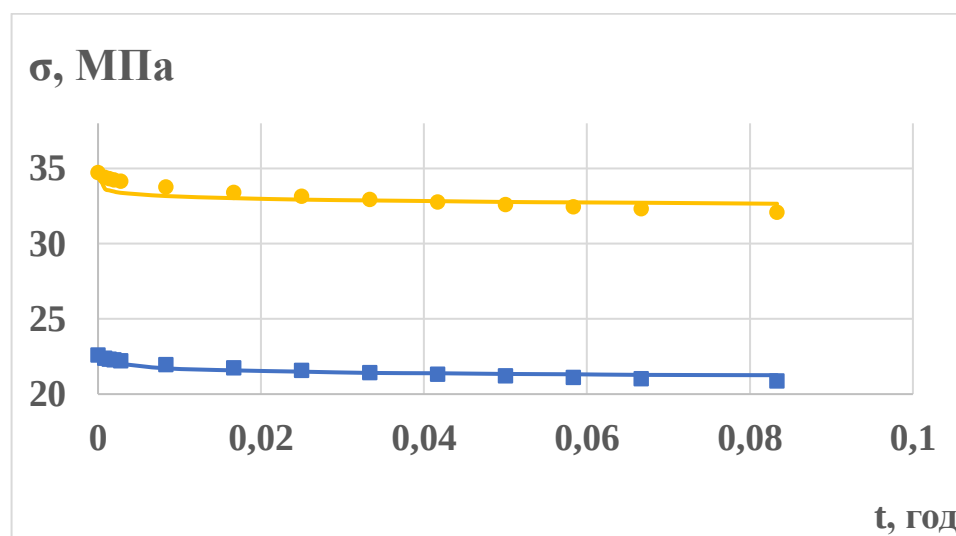


Рис 3.21. Порівняння експериментальних та розрахованих кривих релаксації

Це свідчить про адекватність запропонованих визначальних рівнянь реальним процесам.

**Циклічна повзучість.** Розглядається режим навантаження із циклічним чергуванням навантажень та розвантажень рівної амплітуди за прямокутними циклами (рис. 3.16 е). Умова навантаження (3.1) конкретизується у вигляді (тривалість напівциклів навантаження та розвантаження співпадають)

$$\sigma(t) = \sum_{v=1}^{\infty} \{h[t - 2(v-1)t_0]\sigma_0 - h[t - (2v-1)t_0]\sigma_0\}, \quad (3.26)$$

де  $\sigma_0$  – амплітуда напруження у циклі;  $t_0$  – тривалість напівциклу навантаження;  $V$  – кількість циклів навантаження.

Визначальне рівняння циклічної повзучості записується, виходячи з (3.11) із урахуванням (3.26), для першого циклу навантаження у вигляді

$$\varepsilon(t) = \sum_{i=0}^{i=3} b_{i,j} \left( \sum_{k=1}^{\infty} \sum_{v=1}^{\infty} (\sigma_0 h[t - 2(v-1)t_0] - \sigma_0 h[t - (2v-1)t_0]) \times \right. \\ \left. \times \left( 1 + \lambda \sum_{n=0}^{\infty} \frac{(-\beta)^n t^{(1+\alpha)(1+n)}}{\Gamma[1 + (1+\alpha)(1+n)]} \right) \right)^i. \quad (3.27)$$

Результати розрахунків деформацій циклічної повзучості  $\varepsilon(t)$ , що розраховані за рівнянням (3.27), наведено на рис. 3.22 для зразка кісткової тканини №3 в повздовжньому напрямку.

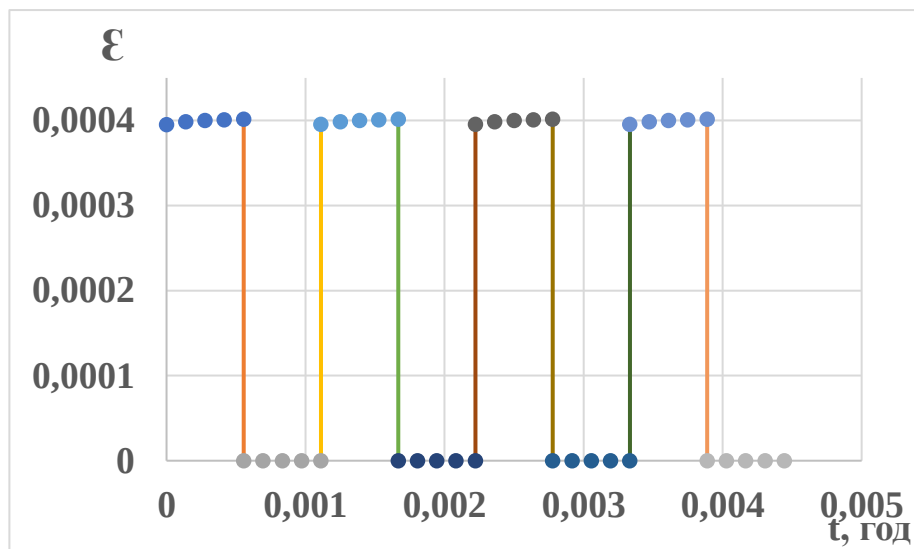


Рис 3.22. Розрахункові криві циклічної повзучості

Амплітуда циклічного напруження складала 4,5 МПа, тривалість напівциклу навантаження  $t_0 = 2$  секунди, кількість циклів навантаження  $\nu = 4$ .

### **3.1.3 Кореляція між пружними та рентгенологічними характеристиками кісткової тканини [179-181]**

Одним зі способів оцінки стану кісткової тканини є вимірювання її рентгенологічної щільності, яка визначається як послаблення рентгенівського випромінювання при прониканні через середовище. Оцінка проводиться із використанням шкали Хаунсфилда (HU), згідно до якої порівняння проводиться із проходженням випромінювання через повітря і дистільовану воду.

Для дослідження залежності модуля пружності кісткової тканини від її рентгенологічної щільності використовували 14 зразків трабекулярної (спонгіозної) кісткової тканини, отримані від пацієнтів при хірургічному лікуванні, а також 28 зразків трупної кісткової спонгіозної тканини та 10 зразків трупної кортикальної кісткової тканини. Фрагменти спонгіозної кісткової тканини пацієнтів із переломами великогомілкової та малогомілкової кісток вилучалися під час виконання хірургічної операції. Крім того, експериментальне дослідження проведено на 28 зразках спонгіозної кісткової тканини та 10 зразках кортикальної кісткової тканини, які було взято з неушкоджених нижніх кінцівок свіжих трупів. Кістки не були травматично ушкоджені. Перед проведенням механічних випробувань було зроблене КТ-обстеження зразків (рис. 3.23). Для визначення модуля пружності кісткової тканини проводили випробування зразків на стиск.



Рис. 3.23. КТ-обстеження зразків кісткової тканини

За результатами дослідження виявили, що рентгенологічна щільність зразків кортикальної кісткової тканини великогомілкової кістки знаходилась в межах від 1700 HU до 2112 HU (рис.3.24). Модуль пружності цих же зразків від 8597,2 МПа до 11123,8 МПа. На підставі регресійного аналізу отримали кореляційну залежність рентгенологічної щільності від модуля пружності:

$$E = 6,3 \cdot HU - 1905 \quad (3.28)$$

де  $HU$  – рентгенологічна щільність кісткової тканини

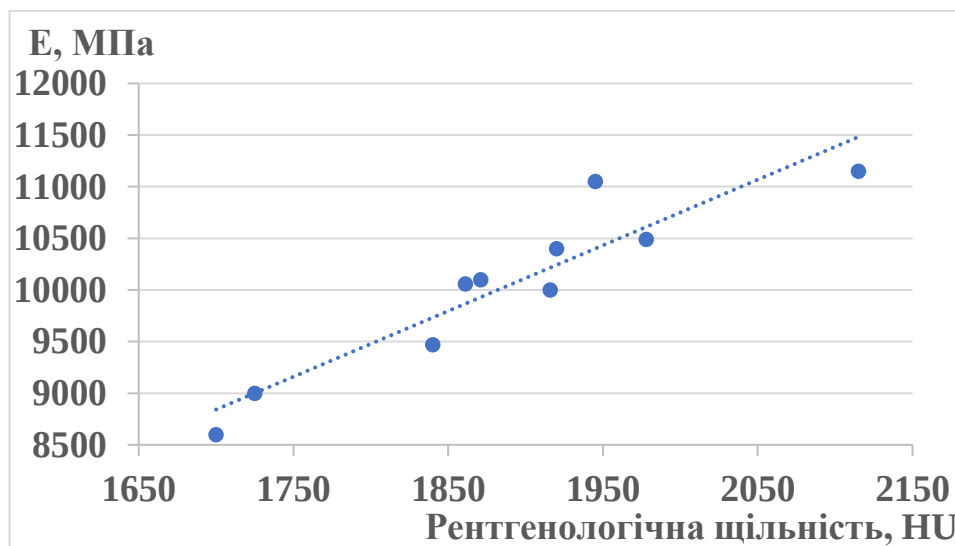


Рис. 3.24. Діаграма залежності модуля пружності кортикальної кісткової тканини великогомілкової кістки від її рентгенологічної щільності.

Проаналізувавши результати експериментальних досліджень зразків спонгіозної кісткової тканини, виявили, що рентгенологічна щільність зразків дистального метаепіфіза великогомілкової кістки знаходилась в межах від 244 HU до 381 HU при цьому модуль пружності досліджуваних зразків становив від 297,4 МПа до 834,9 МПа. Для дистального відділу малогомілкової кістки рентгенологічної щільності становила 232 HU - 298 HU, а модуль пружності в межах від 258,3 МПа до 534,2 МПа. Рентгенологічна щільність зразків спонгіозної кісткової тканини надп'яркової кістки становила 212 HU - 300 HU, а модуль пружності 337,7 МПа до 678,2 МПа.

Тож було виявлено, що рентгенологічні та пружні властивості кісткової тканини мають відмінності, в залежності від зони розташування. Діаграма залежності модуля пружності від рентгенологічної щільності наведена на рис. 3.25.

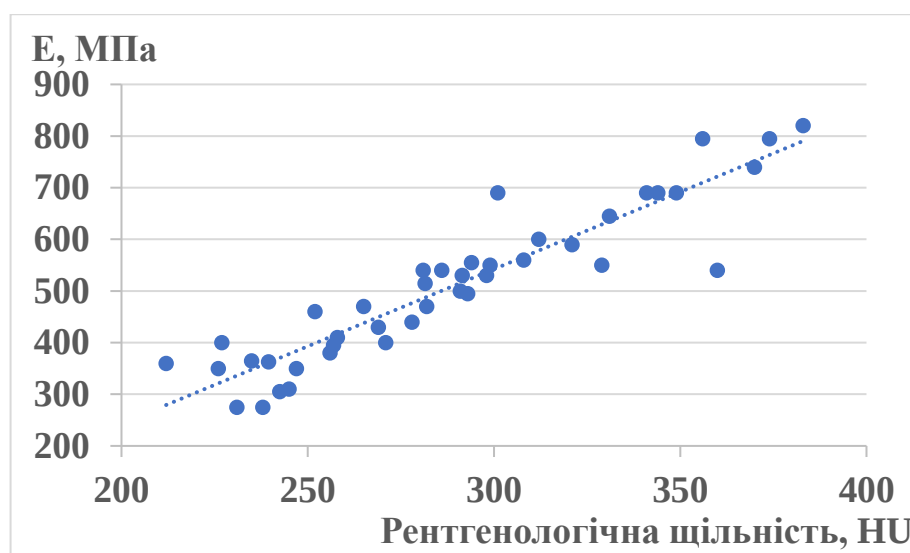


Рис. 3.25. Загальна діаграма залежності модуля пружності спонгіозної кісткової тканини від рентгенологічної щільності кісток в зоні надп'ярково-гомілкового суглоба.

Залежність модуля пружності від рентгенологічної щільності описується формулою:

$$E = 3 \cdot HU - 407 \quad (3.29)$$

Застосування отриманих формул дає змогу визначати модуль пружності кісткової тканини на підставі вимірювання рентгенологічної щільності під час

стандартного КТ-дослідження. Точність такого визначення є достатньою, зокрема, для створення імітаційних моделей напружено-деформованого стану систем «пошкоджена кістка – апарат фіксації».

### 3.2 Встановлення жорсткості засобів фіксації вогнепальних переломів

**Аналіз зміни властивостей кісткової тканини.** При визначенні рівня змін структури кісткової тканини під впливом вогнепального поранення були взяті переміщення, виміряні в межах лінійної ділянки діаграми деформування, що були побудовані в координатах «навантаження  $P$  ~ переміщення індентора  $\Delta$ ». Даний спосіб обробки характеризує зміни в кістковій тканині, які проявляються при дії невеликих стискаючих навантажень (до рівня 500 Н), коли ще не відбулося ущільнення тканини і дефекти кісткової тканини виявляються в більшій мірі.

На рис. 3.21 зображені залежності відносної зміни переміщень точок кістки на різних відстанях від місця поранення

$$\Delta = [(\Delta_y - \Delta_H) / \Delta_H] \cdot 100\%; \quad (3.30)$$

де  $\Delta_y$  - переміщення індентора при випробуваннях кістки після вогнепального поранення;  $\Delta_H$  - переміщення індентора при випробуваннях непошкодженої кістки.

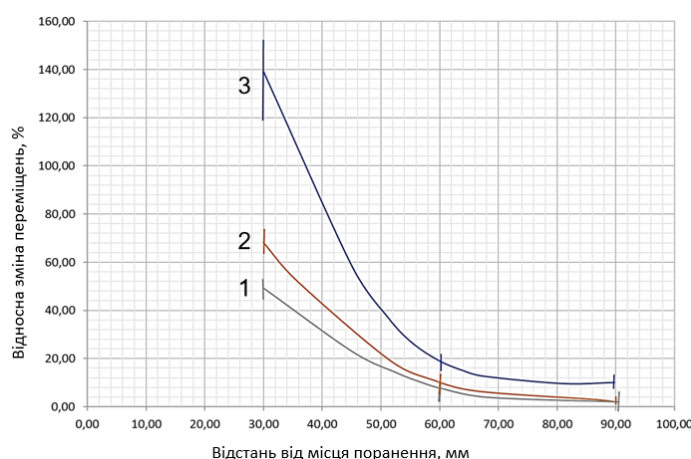


Рис. 3.26. Зміни деформаційних властивостей кістки після вогнепального поранення: 1 - одноразові навантаження, лінійні ділянки діаграм деформування; 2, 3 - циклічні навантаження; 2 - максимальні переміщення; 3 - незворотні переміщення

З рис. 3.26 (крива 1) видно, що при одноразовому навантаженні деформація в точках 1 та 4 кістки (найближчі до вогнепального перелому точки, відстань від поранення до 30 мм) значно більша (на 43 - 55 %), у порівнянні з непошкодженою. У віддалених точках рівень пошкоджень суттєво менший: не більше 14 % у точках 2 та 5 (відстань 60 мм) та від 1 до 7 % у точках 3 та 6 (відстань 90 мм) [170].

Цілі та пошкоджені кістки випробували при дії циклічно змінних навантажень. Препарати піддавали 10 циклам навантаження. При цьому реєстрували деформації при навантаженні 100, 200, 300, 400 та 500 Н у точках кістки на 1, 2, 3 та 10 циклах навантаження та записані діаграми деформування.

Для подальшого аналізу використовували: максимальні переміщення  $\Lambda_{\text{MAX}}$ , що спостерігалися наприкінці 10-го циклу та незворотні (залишкові) переміщення  $\Lambda_z$ , накопичені протягом 10 циклів навантаження і які не зникли після розвантаження препарату.

На рис. 3.26 (крива 2) показано зміну абсолютних переміщень  $\Lambda_{\text{MAX}}$  точок цілих та пошкоджених препаратів, що виникають після десятиразового циклічного навантаження силою 500 Н. Переміщення  $\Lambda_{\text{MAX}}$  розраховували як суму пружного (зворотного) переміщення, що виміряне на 10-му циклі, та незворотних переміщень, що накопичуються з 1-го по 10-й цикли [170].

Переміщення індентора, що виникають після десятиразового циклічного навантаження в точках 1 та 4, на 60-80 % більші в пошкодженій кістці, ніж в непошкодженій. Зміна деформацій кісткової тканини у точках 2, 3, 5 та 6 (60 мм і більше від поранення) не перевищує 16%.

Співвідношення деформацій  $\Lambda_z$ , що накопичуються з 2-го по 10-й цикли навантаження силою 500 Н у пошкоджених та інтактних кістках, на рис. 3.26 представлено кривою 3. Незворотні переміщення точок препаратів, що накопичуються з другого по десятий цикл навантаження, на 120-160 % більші в пошкодженій кістці, ніж в непошкодженій. На віддаленні від 60 мм від поранення зміна деформацій не перевищує 20%.

Зменшення жорсткості кісткової тканини в ділянках кістки, наближених до вогнепального перелому, обумовлені проявами ударно-хвильового остеопорозу:

дезінтеграцією пластинчастих структур, появою мікротріщин кісткового матриксу, схильних до злиття.

**Аналіз жорсткості засобів фіксації вогнепальних переломів.** Одержану інформацію фіксували у вигляді діаграм деформування в координатах  $P-\Delta$ , де  $P$  - навантаження, яке прикладали до системи;  $\Delta$  - переміщення точки, до якої прикладали навантаження.

Систему розміщували на столі установки, навантаження прикладали шляхом вертикального переміщення цього стола. При випробуванні реалізовано чотири види навантаження: стиск, згин у площині розміщення стрижнів, згин перпендикулярно до цієї площини, кручення.

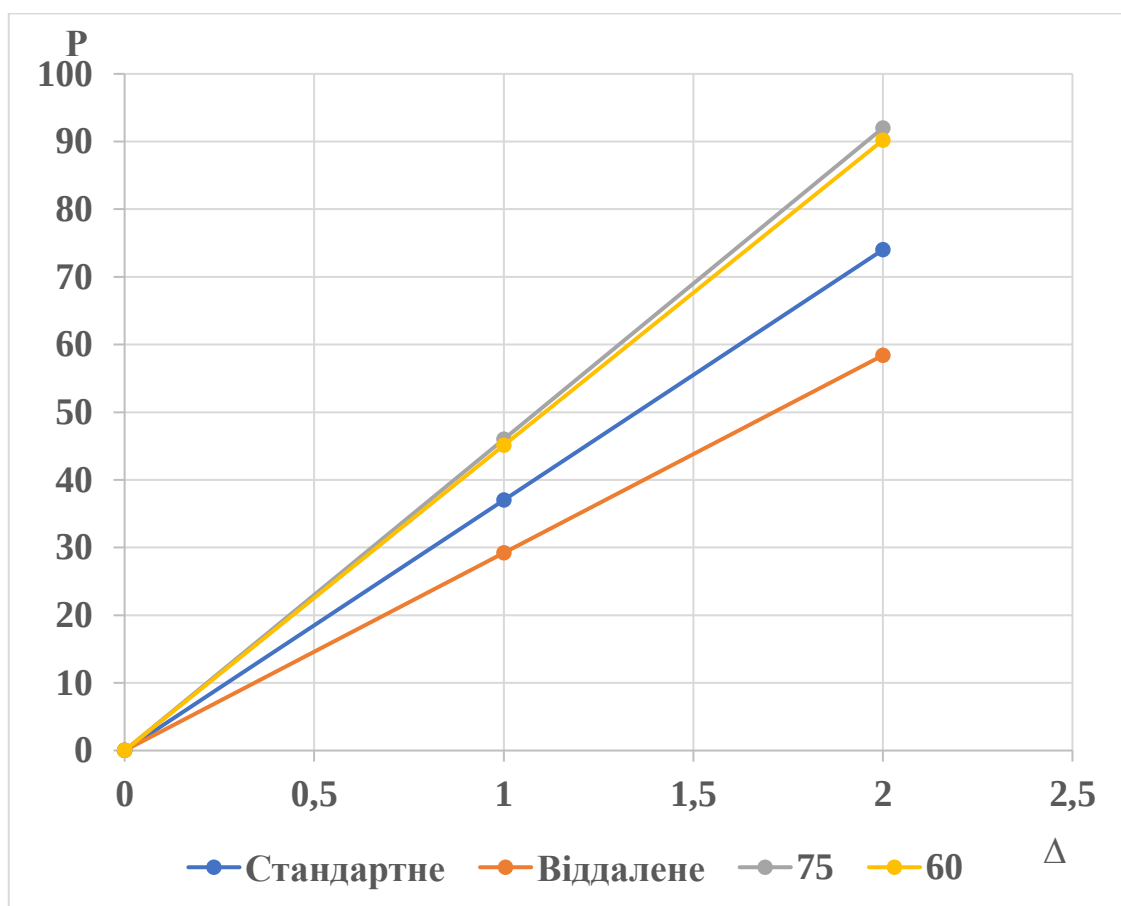


Рис. 3.27 Діаграми деформування при стиску для сталевих системи

Ці діаграми при заданому навантаженні практично лінійні, тому для порівняння способів розташування стрижнів зручно використовувати жорсткості систем. Дані про жорсткість системи представили у вигляді таблиці (табл. 3.7).

Таблиця 3.7

Порівняння жорсткостей систем СтАЗФ при різному просторовому розміщенні стрижнів за дії різних видів навантажень (Н/мм)

| Розташування стрижнів                       | Стиск | Згин                          |                            | Кручення |
|---------------------------------------------|-------|-------------------------------|----------------------------|----------|
|                                             |       | у площині розміщення стрижнів | перпендикулярно до площини |          |
| Сталевий стрижень (імітатор кістки) - СтАЗФ |       |                               |                            |          |
| Стандартне розташування (А1)                | 37.0  | 3.48                          | 1.64                       | 16.2     |
| Розведення стрижнів 2, 3 (В1)               | 29.2  | 2.56                          | 1.07                       | 15.5     |
| Стрижні 2 і 3 під кутом 75° (С1)            | 46.0  | 4.17                          | 2.02                       | 16.7     |
| Стрижні 2 і 3 під кутом 60° (D1)            | 45.1  | 4.31                          | 2.6                        | 25.2     |
| Великогомілкова кістка - СтАЗФ              |       |                               |                            |          |
| Стандартне розташування (А2)                | 22,88 | 3,44                          | 1,01                       | 3,87     |
| Розведення стрижнів 2, 3 (В2)               | 19,44 | 2,85                          | 0,90                       | 3,45     |
| Стрижні 2 і 3 під кутом 75° (С2)            | 23,07 | 3,45                          | 1,03                       | 3,92     |
| Стрижні 2 і 3 під кутом 60° (D2)            | 28,62 | 3,53                          | 1,15                       | 3,93     |

Випробування показали, що кут нахилу стержнів суттєво впливає на загальну жорсткість системи «кістка з модельованим переломом - стержневий апарат зовнішньої фіксації».

Збільшення кута нахилу стержнів підвищує жорсткість системи при стиску та при згині у площині закріплення стержнів та в меншій мірі впливає на жорсткість при крученні та згині в площині, що перпендикулярна стержням.

### 3.3 Вплив регенерації кісткової тканини на деформівність систем остеосинтезу [182-184].

Для дослідження впливу регенерації кісткової тканини на деформівність систем остеосинтезу необхідно провести дослідження і проаналізувати жорсткості систем з врахуванням регенерату та без.

**Випробування з використанням гуми, пінопласту та поролону.** В табл. 3.8 наведені результати вимірювання переміщень ВГК з переломом, фіксованим медіальною великогомілковою блокованою пластиною, на стиск та згин. Результати одержані на трьох зразках ВГК по п'яти вимірюванням на кожному зразку з подальшим усередненням даних.

Результати випробувань ВГК з переломом, фіксованим медіальною великогомілковою блокованою пластиною, на стиск при навантаженні  $P = 150$  Н та згин при навантаженні  $P = 30$  Н наведені в табл. 3.8.

Таблиця 3.8

Взаємні переміщення точок перелому

| Матеріал, що моделює регенерат | Позацентричний стиск, мм | Згин, мм      |
|--------------------------------|--------------------------|---------------|
| без регенерату                 | 0.69. .. 0.72            | 0.11. .. 0.13 |
| поролон                        | 0.68. .. 0,73            | 0.12. .. 0.13 |
| пінопласт малої густини        | 0.58. .. 0.65            | 0.10. .. 0.13 |
| пінопласт підвищеної густини   | 0.37. .. 0.40            | 0.10. .. 0.12 |
| гума РП 101                    | 0.30. .. 0.34            | 0.07. .. 0.09 |

Встановлено, що наявність РКТ призводить до суттєвого зменшення взаємних зміщень частин перелому під дією навантажень. Модель РКТ з модулем пружності 8 - 9 МПа зменшує переміщення при стиску в 2 - 2.4 рази, при згині - в 1.2 - 1.9 разів.

Як встановлено в процесі випробувань, застосування пінопласту, гуми та поролону для моделювання не є ефективним та зручним для подальших досліджень. Це пов'язано з неможливістю варіювати модуль пружності зазначених матеріалів для моделювання РКТ.

**Випробування з використанням поліуретану.** В подальшому при проведенні експерименту на системі «кістка з переломом – модельований кістковий регенерат – засіб фіксації» використовували суміш № 2 поліуретану «UniCast 9» з модулем пружності  $E = 14.8 \dots 15.6$  МПа. При випробуваннях на позacentровий стиск кістки прикладали сили  $P = 100, 150$  та  $200$  Н, при випробуваннях на згин у фронтальній площині до бокової поверхні стержня прикладали сили  $P = 30, 50$  та  $70$  Н.

Визначали абсолютні переміщення  $\Delta$  медіальних (знаходяться біля пластини) та латеральних (найбільш віддалені від пластини) точок. Приведені переміщення  $\lambda$  визначали як відношення абсолютних взаємних переміщень суміжних точок переломів до навантаження  $P$ . Результати випробувань та розрахунків наведено в табл. 3.9, де  $\lambda_x$  - приведені переміщення вздовж поздовжньої осі кістки,  $\lambda_y$  - поперечні переміщення.

Таблиця 3.9

Приведені переміщення ( $\lambda_i \cdot 10^3$ , мм/Н) точок перелому ВГК під дією осьового та згинального навантажень

| Область перелому                                               | Вертикальне переміщення $\lambda_x \times 10^3$ | Горизонтальне переміщення $\lambda_y \times 10^3$ | Повне переміщення $\lambda \times 10^3$ |
|----------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------|---------------------------------------------------|-----------------------------------------|
| <b>Дія осьового навантаження без моделювання регенерату</b>    |                                                 |                                                   |                                         |
| Медіальні точки                                                | 2,63                                            | 1,63                                              | 3,09                                    |
| Латеральні точки                                               | 8,66                                            | 1,47                                              | 8,79                                    |
| <b>Дія осьового навантаження з моделюванням регенерату</b>     |                                                 |                                                   |                                         |
| Медіальні точки                                                | 0,37                                            | 0,26                                              | 0,45                                    |
| Латеральні точки                                               | 1,00                                            | 0,26                                              | 1,03                                    |
| <b>Дія згинального навантаження без моделювання регенерату</b> |                                                 |                                                   |                                         |
| Медіальні точки                                                | 0,40                                            | 1,79                                              | 1,83                                    |
| Латеральні точки                                               | 0,99                                            | 10,33                                             | 10,37                                   |
| <b>Дія згинального навантаження з моделюванням регенерату</b>  |                                                 |                                                   |                                         |
| Медіальні точки                                                | 0,40                                            | 0,60                                              | 0,72                                    |
| Латеральні точки                                               | 0,79                                            | 1,39                                              | 1,60                                    |

За отриманими в результаті випробувань значеннями приведених переміщень розраховано допустимі навантаження  $[P]$  на кістку з фіксованим переломом, що не викликають переміщень в області перелому  $[\Delta] = 1$  мм. Порівняльні гістограми результатів розрахунків зображено на рис. 3.28.

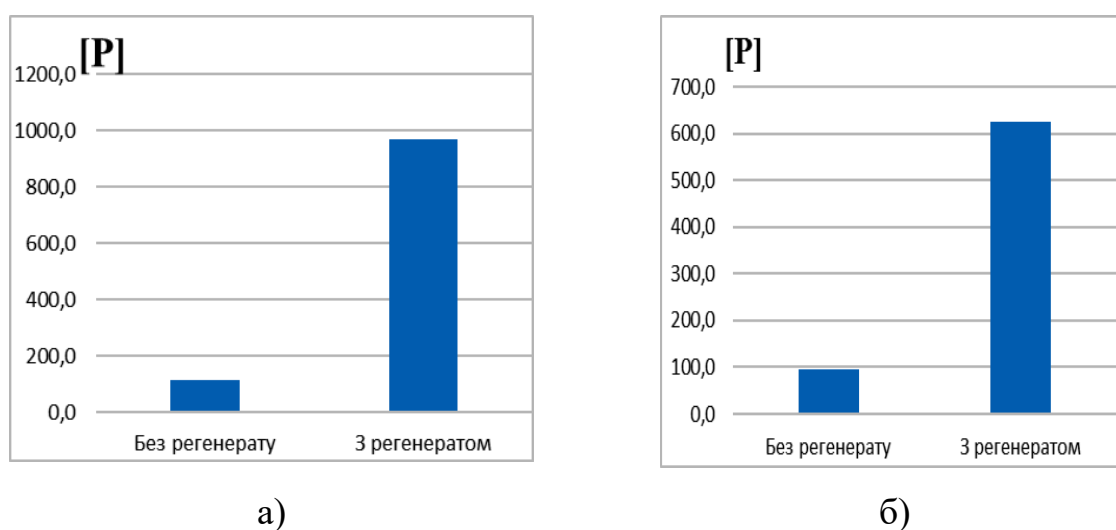


Рис. 3.28. Порівняння допустимих навантажень  $[P]$ , Н на великогомілкову кістку з переломом, фіксованим медіальною блокованою пластиною при стиску (а) та згині (б)

З представлених результатів видно, що утворення регенерату кісткової тканини суттєво покращує характеристики системи «кістка з переломом – кістковий регенерат – засіб фіксації» (зменшує переміщення в області перелому та збільшує допустимі навантаження на кінцівки).

**Випробування з використанням силіконового компаунду.** Проведені випробування з використанням як заміника РКТ компаунду «Силіфлекс 20» із співвідношенням складових частин 100:5 (модуль пружності при стиску  $E = 0.82 \dots 0.87$  МПа).

Заповнення діастазу компаундом проводили таким способом. Місце модельованого перелому на ВГК обмотали харчовою плівкою, щоб остання щільно прилягала до кістки. За допомогою шприца набрали компаунд та через невеликий отвір заливали його у місце перелому. Частину компаунду, що залишилась у тарі, в якій змішували суміш, лишили в якості контрольного зразка для перевірки готовності та затвердіння компаунду. Витримали цю конструкцію 72 години при кімнатній температурі. За допомогою контрольного зразка впевнилися, що компаунд затвердів. Знімали харчову плівку із зразка та за видаляли зайві частини затверділого компаунду.

Після повної полімеризації компаунду проводили випробування зразків на стиск, згин та кручення за наведеною вище методикою з вимірюванням взаємних переміщень в переломі методом цифрової фотозйомки. Результати випробувань та розрахунків наведено в табл. 3.10.

Таблиця 3.10

Приведені переміщення ( $\lambda_i \cdot 10^3$ , мм/Н) точок перелому під дією осьового, згинального ротаційного навантажень

| Вид навантаження | Вертикальне переміщення латеральної точки перелому $\lambda_x \times 10^3$ |                            |
|------------------|----------------------------------------------------------------------------|----------------------------|
|                  | без моделювання регенерату                                                 | з модельованим регенератом |
| Стиск            | 11.13                                                                      | 8.80                       |
| Згин             | 10.6                                                                       | 8.36                       |
| Кручення         | 32.4                                                                       | 18.7                       |

Видно, що наявність модельованого регенерату навіть з таким малим модулем пружності знижує переміщення в переломі приблизно на 20% при стиску та згині і приблизно на 70% при крученні.

**Розрахунок допустимих навантажень в системі остеосинтезу з урахуванням наявності регенерату кісткової тканини.** Математична модель, що враховує наявність кісткового регенерату. Схематично зобразимо розрахункову систему «кістка з переломом - засіб фіксації - кістковий регенерат» (рис. 3.29). При прикладанні осьового навантаження  $P$  відбувається деформування кістки та кріплення (зони навколо гвинтів, зсув у місці закріплення та інше), пластини (переважно згин) та регенерату (переважно стиск).

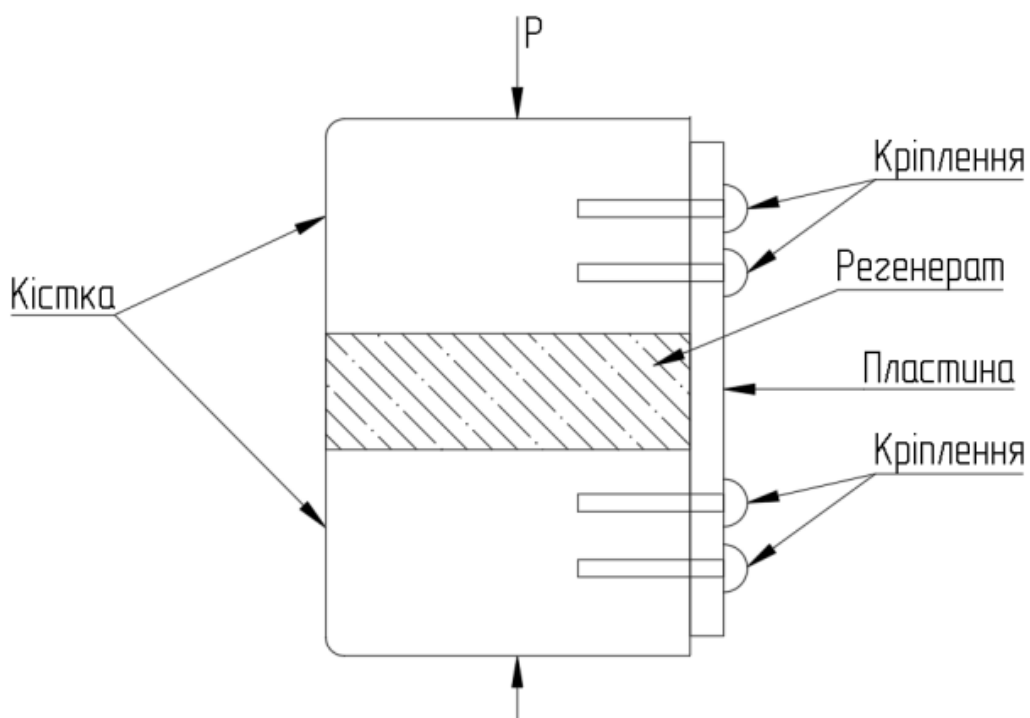


Рис. 3.29. Система «кістка з переломом – модельований регенерат – засіб фіксації»

Розглянуту систему можна описати за допомогою пружних елементів (рис. 3.30), де  $K$  - сумарна деформацію кістки та кріплень, елемент  $\Pi$  – деформація пластини, елемент  $p$  – деформація регенерату.

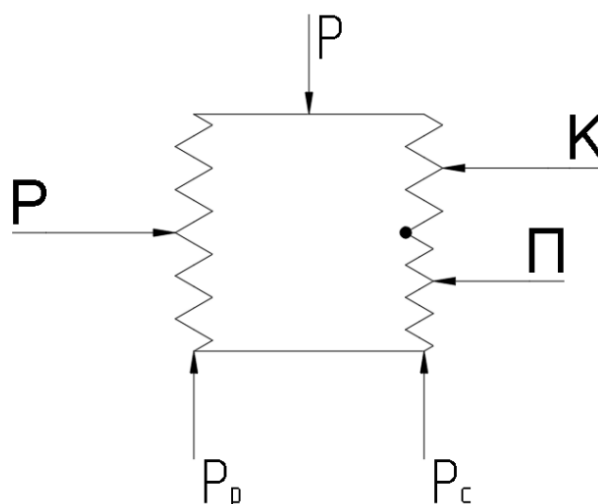


Рис. 3.30. Розрахункова схема системи остеосинтезу з регенератом за допомогою простих елементів

Вводимо такі позначення:

$\Delta$  – загальне переміщення точки перелому під дією навантаження  $P$ ;

$P_p$  – навантаження на елемент  $P$ ;

$P_c = P_k = P_{\Pi}$  – навантаження в елементах  $K$  та  $\Pi$  (рис. 3.31);

$\lambda = \Delta/P$  – приведені переміщення системи в цілому;

$\lambda_p = \Delta_p/P_p$  – приведені переміщення регенерату;

$\lambda_k = \Delta_k/P_k$ ,  $\lambda_{\Pi} = \Delta_{\Pi}/P_{\Pi}$  – приведені переміщення кістки із кріпленнями та

пластини.

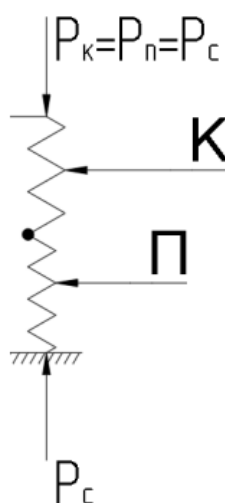


Рис. 3.31. Система «кістка з переломом (K) та пластина (П)»

Літерою «е» позначимо приведені переміщення, які були визначені в експерименті і будемо вважати їх «базовим».

За допомогою експериментальних досліджень визначені:

$\lambda^e$  – приведена деформація «базового» зразка з модельованим регенератом;

$\lambda_C^e = \lambda_K^e + \lambda_{II}^e$  – сума приведених деформацій зразка без регенерату.

Для даного варіанту з'єднання:

$$P \cdot \lambda = (P_C + P_P) \cdot \lambda = \Delta; \quad (3.31)$$

$$P_P \cdot \lambda_P = \Delta; \quad (3.32)$$

$$P_K \cdot \lambda_K + P_{II} \cdot \lambda_{II} = \Delta; \quad (3.33)$$

$$P_K = P_{II} = P_C; \quad (3.34)$$

$$P_C \cdot (\lambda_K + \lambda_{II}) = \Delta; \quad (3.35)$$

Порівнюємо (3.35) та (3.31) враховуючи  $\lambda_K + \lambda_{II} = \lambda_C$  :

$$P_C \cdot (\lambda_K + \lambda_{II}) = P_C \cdot \lambda_C = P_P \cdot \lambda_P; \quad (3.36)$$

$$P_P = P_C \cdot (\lambda_C - \lambda) / \lambda; \quad (3.37)$$

Прирівняємо (3.32) та (3.35):

$$P_P \cdot \lambda_P = P_C \cdot (\lambda_K + \lambda_{II}) = P_C \cdot \lambda_C; \quad (3.38)$$

та (3.36), (3.37) підставляємо в (3.38).

Приведене переміщення регенерату матиме вигляд:

$$\lambda_P = \lambda \cdot \lambda_C / (\lambda_C - \lambda) \quad (3.39)$$

Причому тільки приведені переміщення системи «кістка - пластина» залежать від розмірів та модулів пружності регенерату.

Припустимо, що приведені переміщення регенерату прямо пропорційні відстані між уламками та обернено пропорційні модулю пружності:

$$\Delta_P = \lambda_P^e \cdot (h/h^e) \cdot (E_P^e/E_P) = \lambda_P^e \cdot R; \quad (3.40)$$

де  $R = (h/h^e) \cdot (E_p^e/E_p)$  – коефіцієнт, що залежить від розмірів діастазу та пружних властивостей регенерату

$h$  – розмір діастазу;

$h^e$  – розмір діастазу «базового» зразку;

$E_p$  – модуль пружності регенерату;

$E_p^e$  – модуль пружності регенерату «базового» зразка;

$\lambda_p^e$  – приведені переміщення «базового» зразка:

$$\lambda_p^e = \lambda^e \cdot \lambda_c / (\lambda_c - \lambda^e) \quad (3.41),$$

де  $\lambda^e$  – приведені переміщення «базового» зразка з розміром діастазу  $h^e$  та модулем пружності  $E_p$ .

Сумарне приведені переміщення зразка без регенерату визначатиметься за формулою:

$$\lambda_K + \lambda_{II} = \lambda_c \quad (3.42)$$

Переміщення у переломі знаходимо за допомогою наступного виразу:

$$\Delta = P / C_{заг}; \quad (3.43)$$

де  $C_{заг} = C_p + C_c$  – загальна жорсткість системи,  $C_p$  – жорсткість регенерату;  $C_c$  – жорсткість системи без регенерату.

Враховуючи (3.40):

$$C_p = 1/\lambda_p = 1/(\lambda_p^e \cdot R); \quad (3.44)$$

$$C_c = 1/\lambda_c = 1/(\lambda_K + \lambda_{II}) \quad (3.45)$$

Із врахуванням (3.43) - (3.45), кінцевий вираз для загального переміщення має вигляд:

$$\Delta = P \cdot (\lambda_p^e \cdot \lambda_c \cdot R) / (\lambda_p^e \cdot R + \lambda_c) = P \cdot \lambda. \quad (3.46)$$

В (3.46) заміняємо  $\lambda_p^e$  за формулою (3.41) і одержуємо кінцевий вираз для визначення приведенного переміщення точок перелому з заданими розміром діастазу та значенням модуля пружності регенерату кісткової тканини:

$$\lambda = \lambda_c \cdot R / (\lambda_c / \lambda^e + R - 1). \quad (3.47)$$

**Розрахунок приведених переміщень точок перелому.** Для того, щоб отримати переміщення навантаженого зразка з заданими діастазом  $h$  та модулями пружності регенерату  $E_p$ , необхідно виконати наступні кроки:

1. Навантажити зразок з діастазом  $h^e$  та засобом фіксації силою  $P_c$ . Причому, система розглядається без впливу регенерату. Виміряти переміщення  $\Delta_c$  та розрахувати приведену деформацію  $\lambda_c = \Delta_c / P_c$ ;

2. Навантажити силою  $P$  той самий зразок, але вже з врахуванням регенерату, який має модуль пружності  $E_p^e$  та виміряти переміщення частин перелому  $\Delta$ . Модуль пружності  $E_p^e$  вимірюється на стандартному зразку, виготовленому з матеріалу, що використовувався для імітації регенерату. Розрахувати приведені переміщення точок перелому цього зразка за формулою  $\lambda^e = \Delta / P$ ;

3. Для кістки, в якій діастаз перелому -  $h$  та модулем пружності  $E_p$ , який знаходиться за рентгенограмою, розрахувати коефіцієнт впливу за формулою:

$$R = (h/h^e) \cdot (E_p^e/E_p) \quad (3.47)$$

Модуль пружності регенерату та коефіцієнт впливу  $R$  для діастазу 10 мм вказані в табл. 3.11.

Таблиця 3.11

Значення модуля пружності регенерату  $E_p$  та коефіцієнту впливу  $R$  для реальних кісток, в залежності від тижня реабілітації.

| Тиждень реабілітації | $E_p$ , МПа | $R$    |
|----------------------|-------------|--------|
| 3                    | 0,83        | 0,7000 |
| 6                    | 7,5         | 0,0787 |
| 12                   | 11,4        | 0,0518 |
| 16                   | 15,7        | 0,0376 |
| 18                   | 50          | 0,0118 |
| 20                   | 70          | 0,0084 |

4. Приведене переміщення такого перелому визначається за формулою (3.47). Значення приведених переміщень випробуваних зразків надані в табл. 3.9. На рис. 3.32 зображено графічне представлення результатів розрахунків.

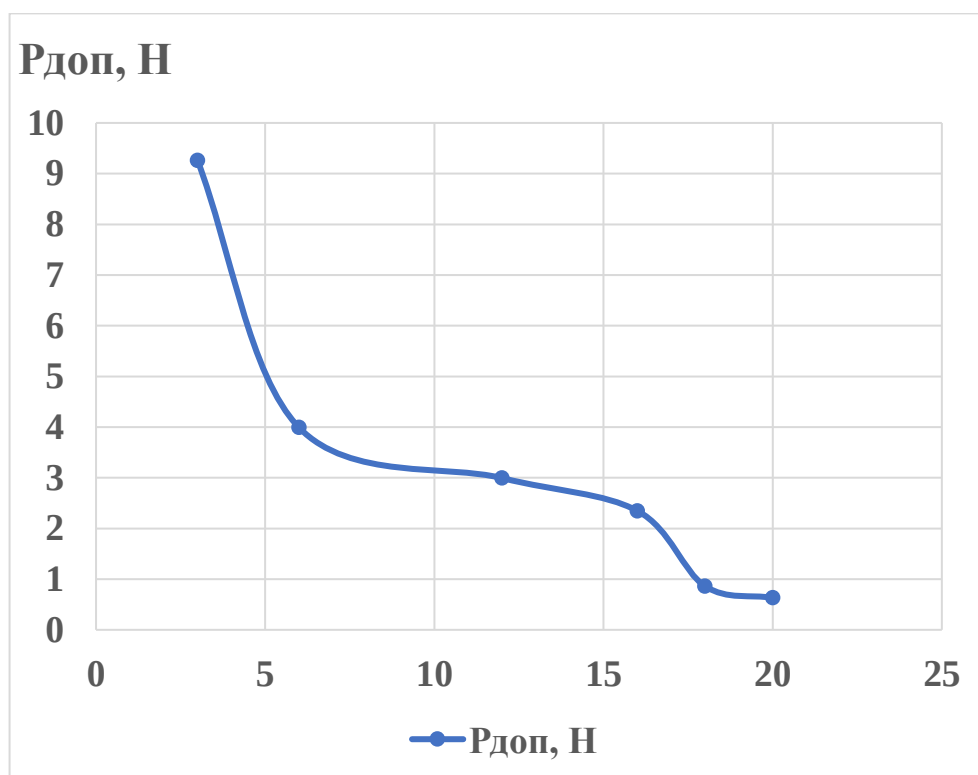


Рис. 3.32. Приведене переміщення великогомілкової кістки з переломом, фіксованим медіальною блокованою пластиною, при різних термінах реабілітації

Наведена вище методика дозволяє визначити допустимі навантаження на кістку на різних стадіях утворення регенерату кісткової тканини.

**Визначення допустимих навантажень на кінцівку з врахуванням особливостей перелому.** Величина допустимих навантажень визначається виходячи з величин допустимих переміщень, які в свою чергу обираються виходячи із необхідних умов фіксації перелому.

Розглянемо допустимі переміщення  $[\Delta]$  в області перелому не більше ніж 1 мм при розмірі діастазу  $h_{cm} = 10mm$ .

Зі збільшенням діастазу допустиме переміщення буде збільшуватися та навпаки. Припускаємо, що збільшення  $[\Delta]$  пропорційно розміру діастазу  $h$ . Тому:

$$[\Delta] = [\Delta^e] \cdot (h/h_{cm}) \quad (3.48)$$

Умова жорсткості з врахуванням регенерату знаходимо з формули (3.47):

$$P \cdot ((\lambda_c \cdot R) / (\lambda_c / \lambda^e + R - 1)) \leq [\Delta] \quad (3.49)$$

Формула для визначення допустимого навантаження матиме вигляд :

$$[P] = [\Delta] \cdot ((\lambda_c \cdot R) / (\lambda_c / \lambda^e + R - 1))^{-1} \quad (3.50)$$

Для кісток з переломом на різних тижнях реабілітації, з відповідним модулем пружності регенерату, розраховані допустимі переміщення за формулою (3.50) та допустимі навантаження для стиску (рис. 3.33).

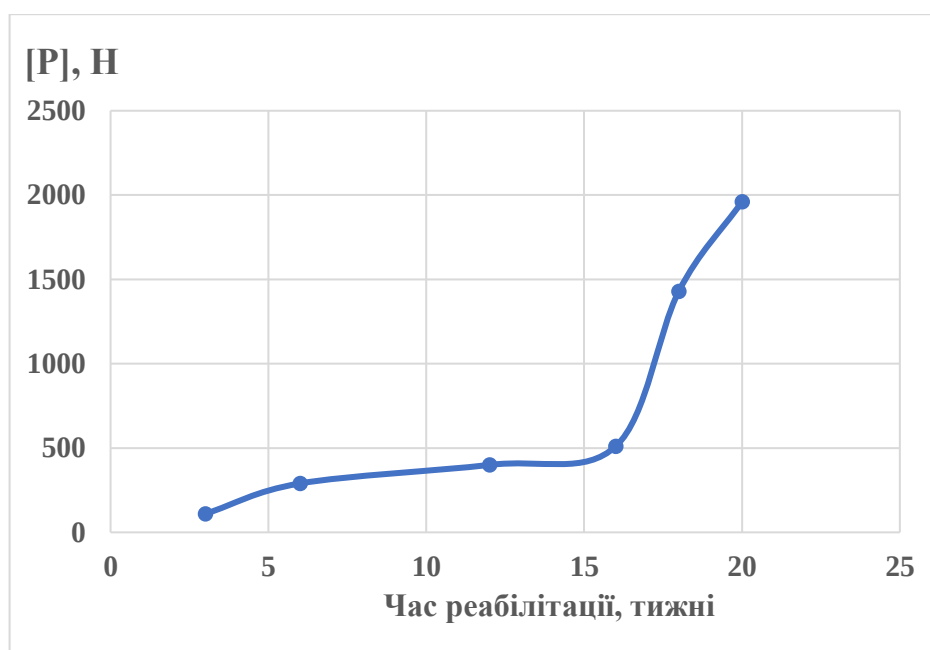


Рис. 3.33 Допустимі стискаючі навантаження  $[P]$  на великогомілкову кістку з переломом, фіксованим медіальною блокованою пластиною, при різних термінах реабілітації

Слід відмітити, що наведені значення допустимих навантажень одержані шляхом формального підходу до розрахунку пружних систем, прийнятого в технічній механіці. Ці результати, а також запропоновані методи оцінки впливу регенерату кісткової тканини на функціональні характеристики систем ОС, надалі можуть бути використані лікарями-травматологами тільки після всебічних біомеханічних досліджень зазначених систем.

Складність питання збільшення фізіологічних навантажень на кістки з переломами у стані зрощування обумовлена, у тому числі, відсутністю надійних та однозначних відомостей про допустимі деформації (переміщення) у області перелому під дією зовнішніх навантажень на кінцівки.

### Висновки до третього розділу

1. На основі проведених експериментальних досліджень було підтверджено анізотропію характеристик кісткової тканини. Відношення модулів пружності в напрямку орієнтації остенів до модулів в напрямку перпендикулярному до

орієнтації остенів складає від 1,14 до 4,02. Анізотропія поведінки кісткової тканини також спостерігається при релаксації та повзучості.

2. Експериментально підтверджено, що степінь зволоження зразка досить сильно впливає на його механічні характеристики. Тому для отримання більш достовірних даних, зразки кісткової тканини після вилучення з тіла людини потрібно зберігати за умов наближених до умов в яких зразок знаходиться в тілі людини.

3. На основі експериментів і розрахунків доведено, що кісткова тканина є нелінійно в'язко пружним матеріалом.

4. Встановлено, що область розповсюдження пошкоджень кісткової тканини досягає 40 мм, а зміні жорсткості становлять до 20% від жорсткості інтактної кістки, що необхідно враховувати при закріпленні стрижневих апаратів зовнішньої фіксації переломів.

5. При дослідженні впливу способу розміщення стержнів в СтАЗФ, було виявлено, що кут нахилу стержнів суттєво впливає на загальну жорсткість системи. Збільшення кута нахилу стержнів підвищує жорсткість системи при стиску, згині та крученні. Запропоновано раціональне розташування стержнів, яке враховує наявність областей деградації кісткової тканини і компенсує втрату жорсткості при вогнепальному переломі.

6. Досліджено деформування систем «кістка з переломом - засіб фіксації» на етапах регенерації кісткової тканини під дією стиску та згину. Встановлено, що утворений регенерат суттєво підвищує жорсткість системи «кістка з переломом – кістковий регенерат – засіб фіксації». Наявність регенерату суттєво підвищує рівень навантажень, що допускаються при ходьбі та виконанні фізичних вправ при лікуванні.

7. Розроблено математичну модель для врахування вкладу регенерату у взаємні зміщення точок переломів та оцінки допустимих навантажень на кістку. Розраховано рівні допустимих навантажень, що можна прикладати до кінцівки, з врахуванням відомих допустимих взаємних переміщень точок перелому. Дані випробувань та розрахунків можуть будуть використані для удосконалення методів

лікування пошкоджених кінцівок на проміжних та заключних стадіях зрощування переломів.

8. Визначено залежність механічних властивостей кісткової тканини від їх рентгенологічної щільності що, дає можливість створювати комп'ютерні моделі з максимальним наближенням результатів до реальних. Моделювання хірургічного втручання та прогнозування його результатів, з застосуванням таких моделей дозволяє зменшити частоту помилок та ускладнень при реконструктивно-відновному лікуванні пацієнтів з наслідками пошкоджень гомілковостопного суглоба.

## РОЗДІЛ 4

### ДОСЛІДЖЕННЯ МІЦНОСТІ І ДЕФОРМІВНОСТІ СИСТЕМ ОСТЕОСИНТЕЗУ МЕТОДОМ СКІНЧЕНИХ ЕЛЕМЕНТІВ

В даному розділі представлено методику та результати чисельного моделювання для визначення жорсткості апаратів зовнішньої фіксації при різних варіантах розташування стержнів. Для визначення можливості спрощення розрахунків було проведено моделювання 3 постановках: об'ємній, стержневій і балочній. Проведено обробку, аналіз та порівняння отриманих результатів.

#### 4.1. Побудова розрахункових схем і дискретних моделей

**Чисельне моделювання процесу деформування системи остеосинтезу.** Проведення натурних експериментальних досліджень по визначенню жорсткості систем остеосинтезу не завжди є можливим, в силу своєї складності та трудомісткості. Таким чином для вирішення поставлених задач, як альтернативу експериментальним дослідженням, було проведено моделювання процесів деформування систем «великогомілкова кістка – апарат зовнішньої фіксації» з різними варіантами розташуваннями стержнів сучасними комп'ютерними засобами з використанням CAD/CAE методів для оцінки міцності, жорсткості та напружено-деформованого стану цих біомеханічних систем.

Комп'ютерні моделі систем «великогомілкова кістка – апарат зовнішньої фіксації» було створено в програмному комплексі SOLIDWORKS. Після чого геометричні моделі систем імпортувались в CAE пакет ANSYS.

**Об'єкт моделювання.** У якості об'єктів дослідження було вибрано великогомілкову кістку з апаратом зовнішньої фіксації, що зображено на рис. 4.1.

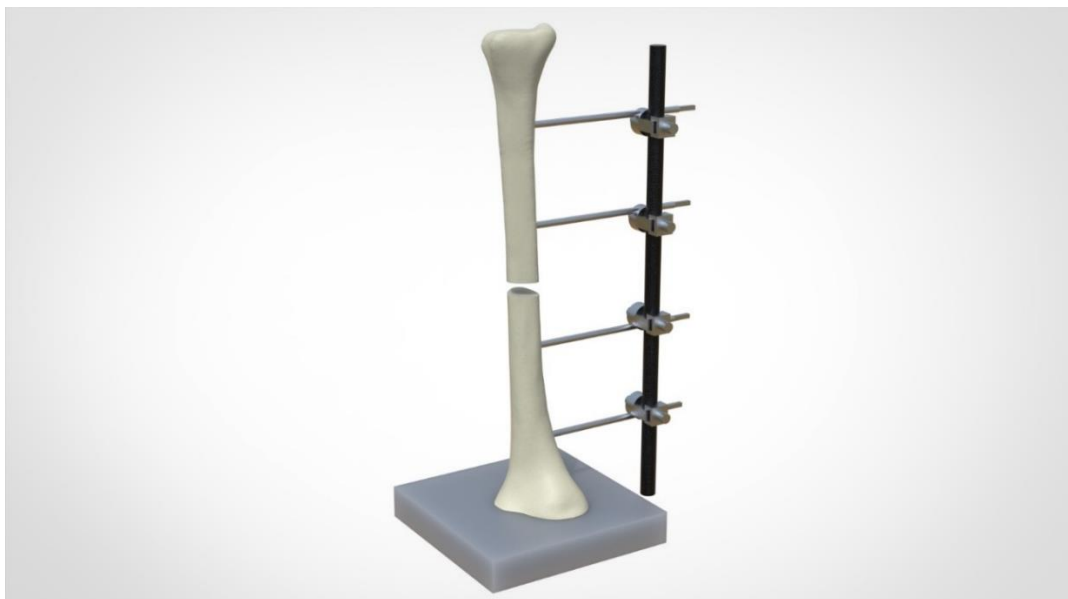
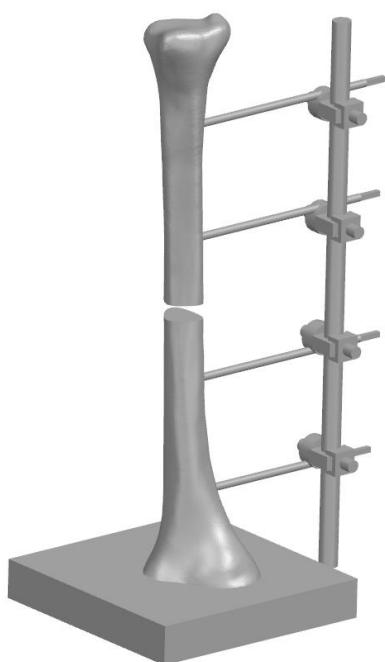


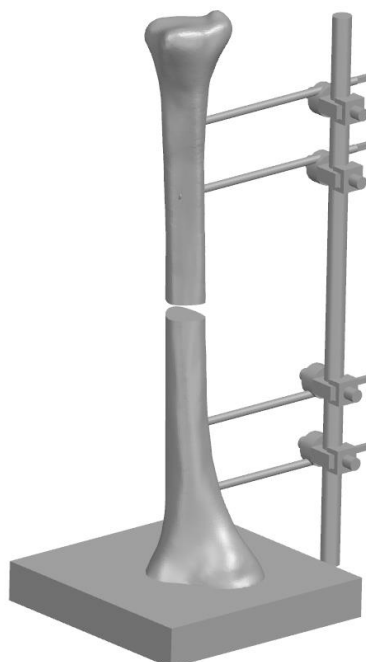
Рис. 4.1. Об'єкт дослідження

Розглядалось 4 варіанти розміщення стержнів (рис 4.2) досліджуваної моделі, що відповідає системам, які реалізувались в експерименті (розділ 2).

Для побудови 3D моделей кісток було використано дані зі знімків комп'ютерної томографії цих зразків. Розміри апаратів зовнішньої фіксації та їх розміщення на кістці було отримано з натурних систем, які піддавались експериментальним дослідженням.



а)



б)

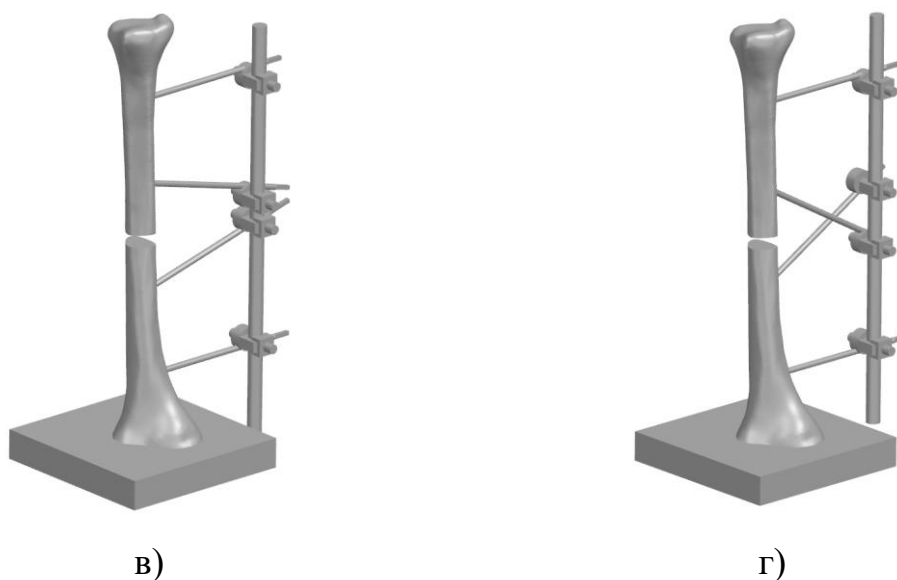


Рис. 4.2. Схеми розташування стержнів, де а) - стандартна схема розташування стержнів АЗФ, б) - схема з віддаленими стержнями 2 та 3 один від одного, в) - схема з розташуванням стержнів 2 та 3 під кутом  $75^\circ$  та г) - схема з розташуванням стержнів 2 та 3 під кутом  $60^\circ$ .

Для визначення можливості спрощення та пришвидшення розрахунків було запропоновано використання спрощеної геометрії для конструкції фіксатора великогомілкової кістки при створенні його скінченно-елементної моделі. Тому при чисельному моделюванні розрахунки проводили в 3 постановках: об'ємній(рис. 4.3а), стержневій(рис. 4.3б) і балочній (рис. 4.3в).

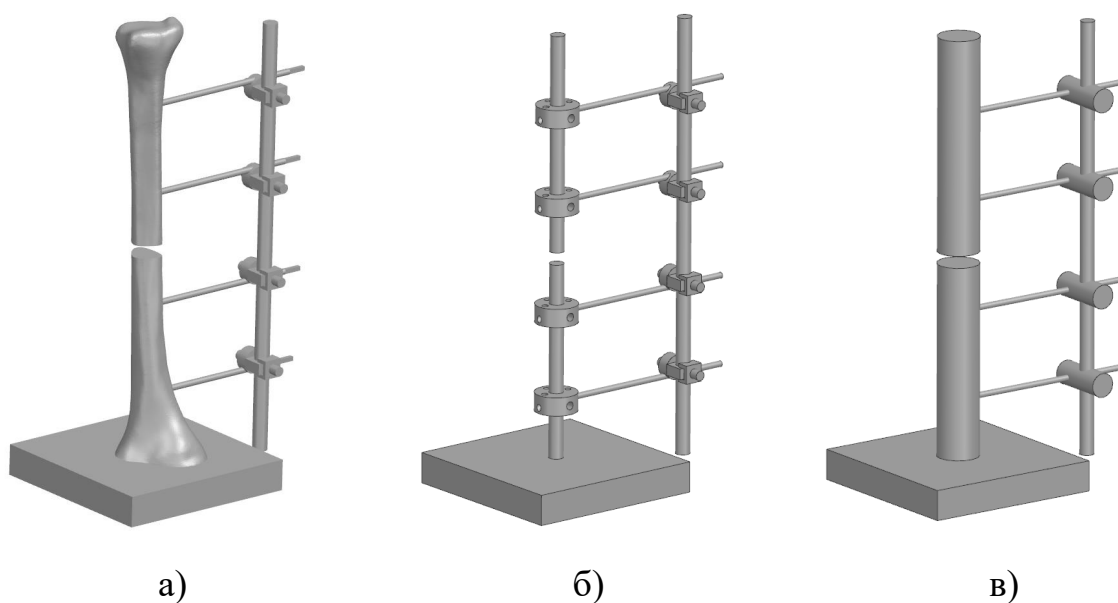


Рис. 4.3. 3D моделі для об'ємної, стержневої і балочної постановок задачі

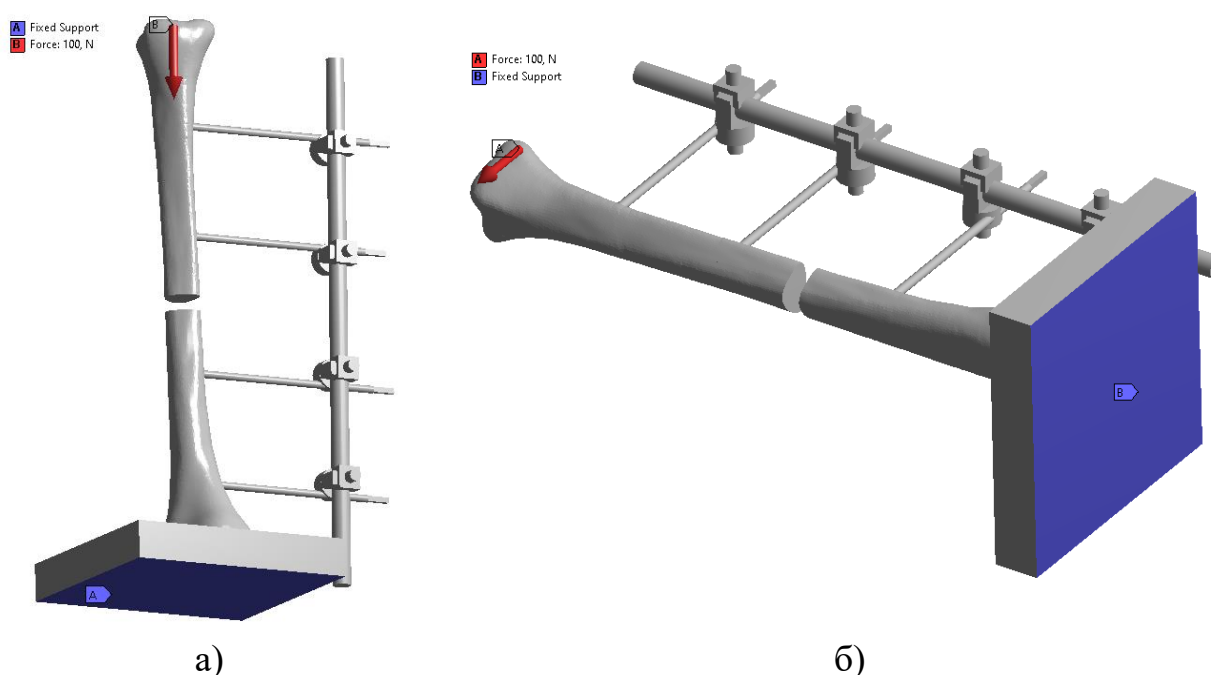
**Механічні характеристики моделі.** При дослідженні систем «великогомілкова кістка – апарат зовнішньої фіксації», кісткову тканину розглядали, як ізотропний пружний матеріал, властивості якого були досліджені в розділі 3. Деталі апарату зовнішньої фіксації, виготовлені з біологічно-інертного матеріалу – сталь 95X18 (медична сталь), який широко використовується при хірургічних операціях. Характеристики наведені в таблиці 4.1.

Таблиця 4.1

Моделі матеріалів біомеханічної системи

| Назва                  | E, МПа           | $\nu$ |
|------------------------|------------------|-------|
| Кортикальна кістка     | 15000            | 0,25  |
| Губчата кістка         | 800              | 0,27  |
| Сталь                  | $2 \cdot 10^5$   | 0,3   |
| Композиційний стержень | $1,4 \cdot 10^4$ | 0,18  |

**Крайові умови.** Крайові умови обрані таким чином, щоб відповідали умовам при яких проводяться реальні експериментальні дослідження. Так нижня частина кістки була жорстко закріплена, за аналогією закріплення зразка на робочому столі випробувальної установки. Дослідження проводились при чотирьох видах навантажень: стиск, згин здовж стержнів, згин поперек стержнів і кручення. Схеми закріплення та навантаження зображені на рис. 4.4.



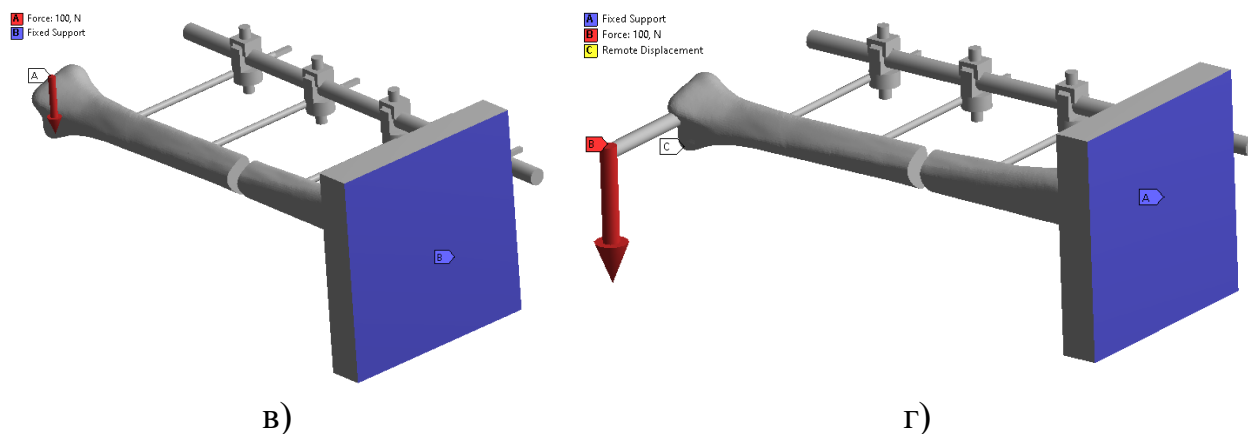


Рис.4.4. – Схеми закріплення та навантаження моделей при стиску (а), згині у площині розміщення стрижнів (б), згині перпендикулярно до площини розміщення стрижнів (в) та крученні (г)

При моделюванні систем «великогомілкова кістка – апарат зовнішньої фіксації» були використані скінченні елементи, що зображено на рис 4.5.

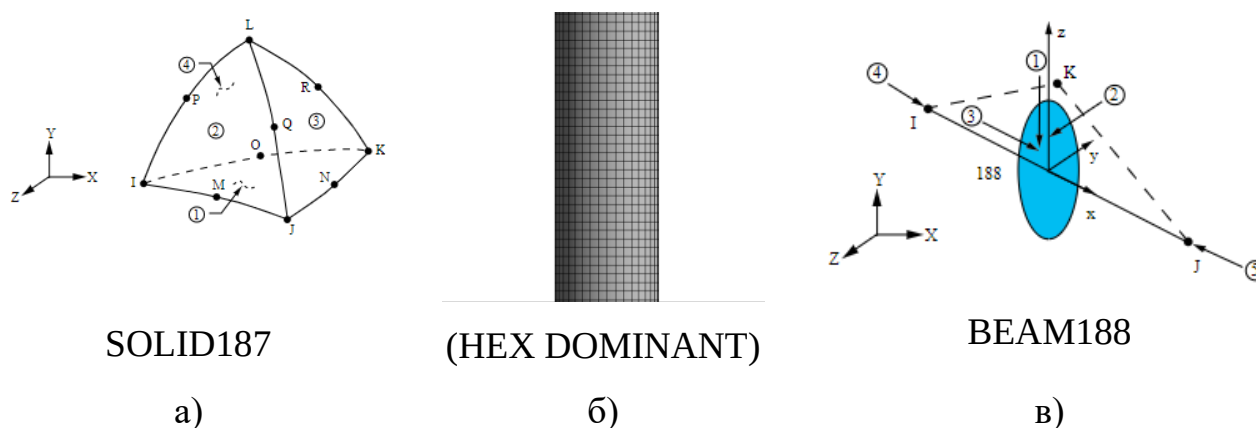


Рис. 4.5. Типи скінчених елементів для об'ємної (а), стрижневої (б), та балочної (в) моделей

Отримані скінчено-елементні моделі складаються з 1715399 вузлів та 765806 елементів для об'ємної, з 5772563 вузлів та 4108329 елементів для стрижневої і 4507 вузлів та 2254 елементів для балочної постановки (рис. 4.6).

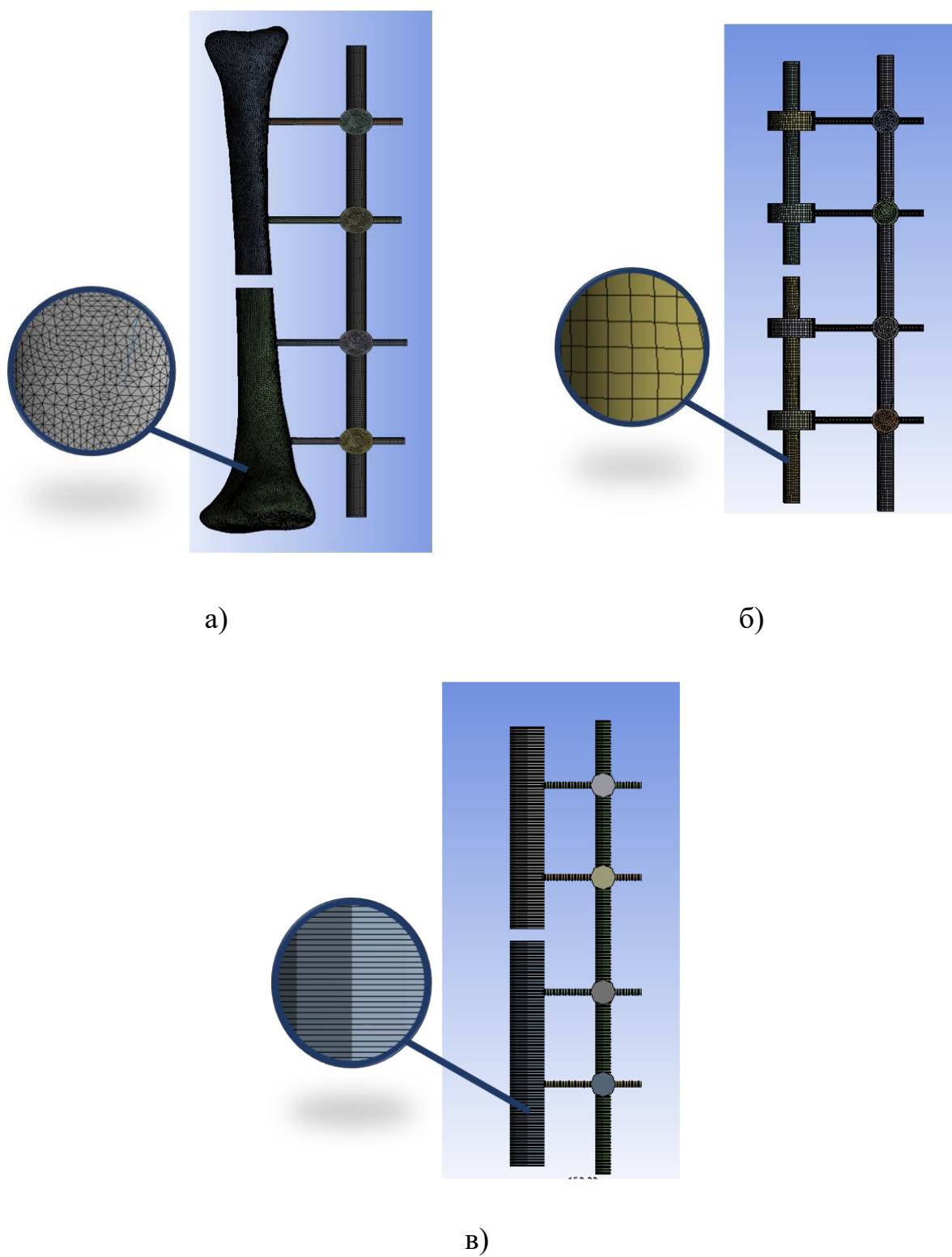


Рис.4.6. СЕ модель системи, де а) – об'ємна, б)- стрижнева, в) - балочна

## 4.2. Результати числових досліджень

Для представлених систем було проведено чисельне моделювання та отримано залежності переміщень кістки від прикладеної сили, також отримані поля розподілу переміщень для різних постановок розрахункової моделі та різних розташувань стержнів, як представлено на рис. 4.7.- рис.4.20.

На рис. 4.7. зображено результати чисельного моделювання системи при стиску зі стандартним розташування стержнів.

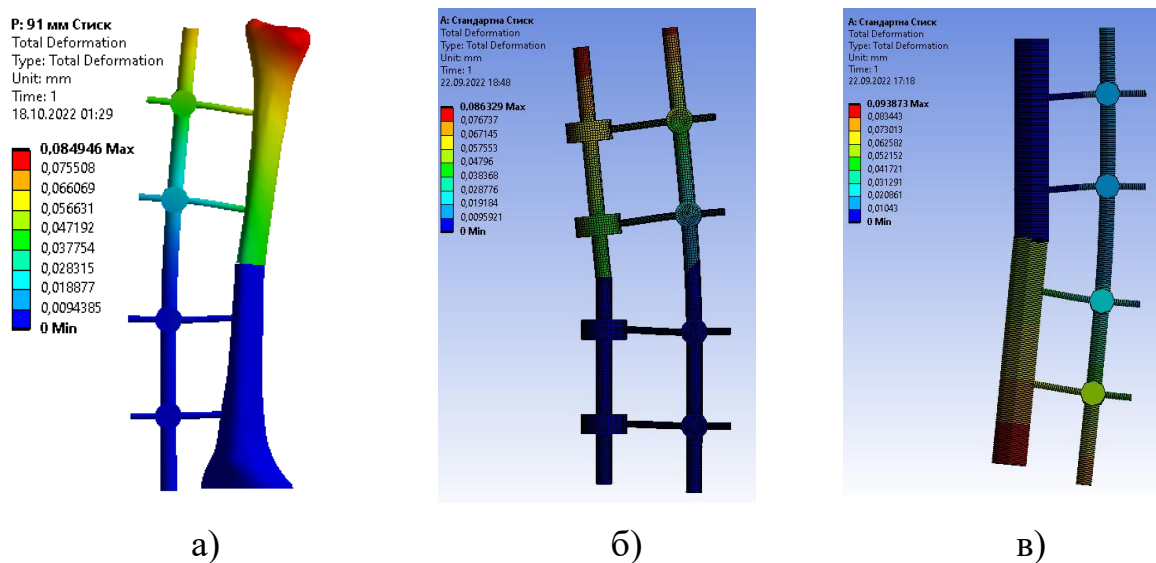


Рис. 4.7. Результати чисельного моделювання для об'ємної (а), стрижневої (б), та балочної (в) моделей

На рис. 4.8. зображено результати чисельного моделювання системи при стиску з віддаленим розташування стержнів.

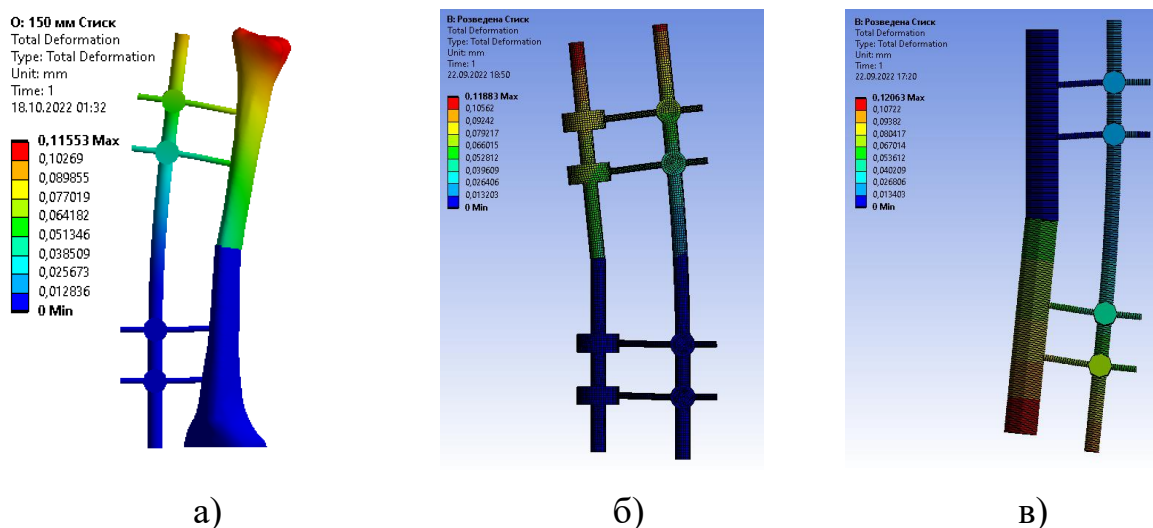


Рис. 4.8. Результати чисельного моделювання для об'ємної (а), стрижневої (б), та балочної (в) моделей

На рис. 4.9. зображено результати чисельного моделювання системи при стиску з розташування стержнів під кутом 75.

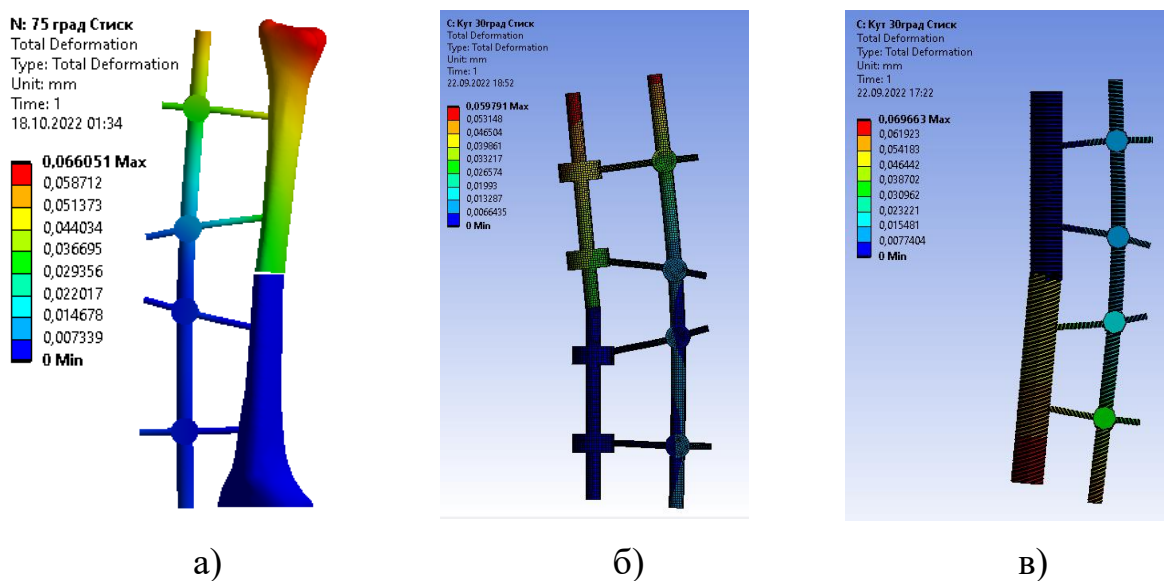


Рис. 4.9. Результати чисельного моделювання для об'ємної (а), стрижневої (б), та балочної (в) моделей

На рис. 4.10. зображено результати чисельного моделювання системи при стиску з в розташування стержнів під кутом 60.

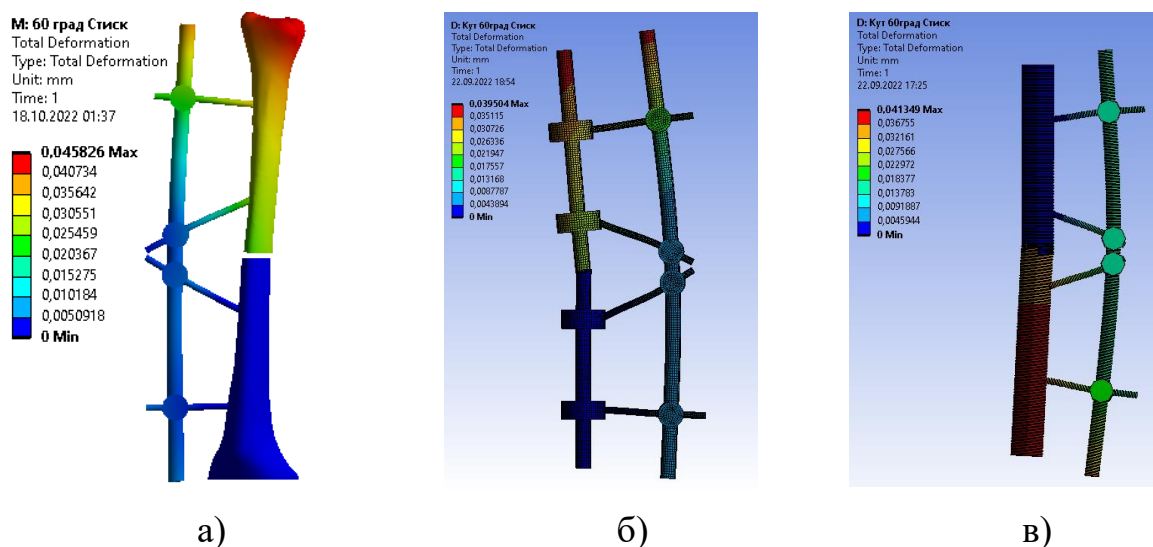


Рис. 4.10. Результати чисельного моделювання для об'ємної (а), стрижневої (б), та балочної (в) моделей

На рис. 4.11. зображено результати чисельного моделювання системи при згині у площині розміщення стрижнів зі стандартним розташування стержнів.

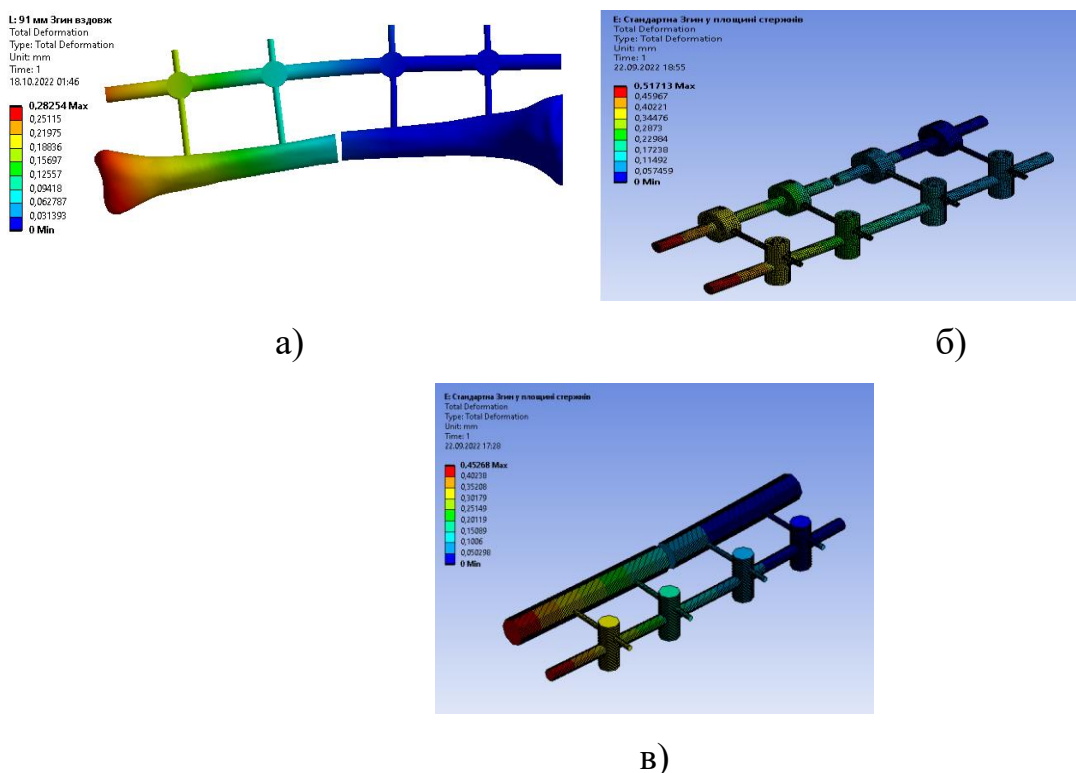


Рис. 4.11. Результати чисельного моделювання для об'ємної (а), стрижневої (б), та балочної (в) моделей

На рис. 4.12. зображено результати чисельного моделювання системи при згині у площині розміщення стрижнів з віддаленим розташування стержнів.

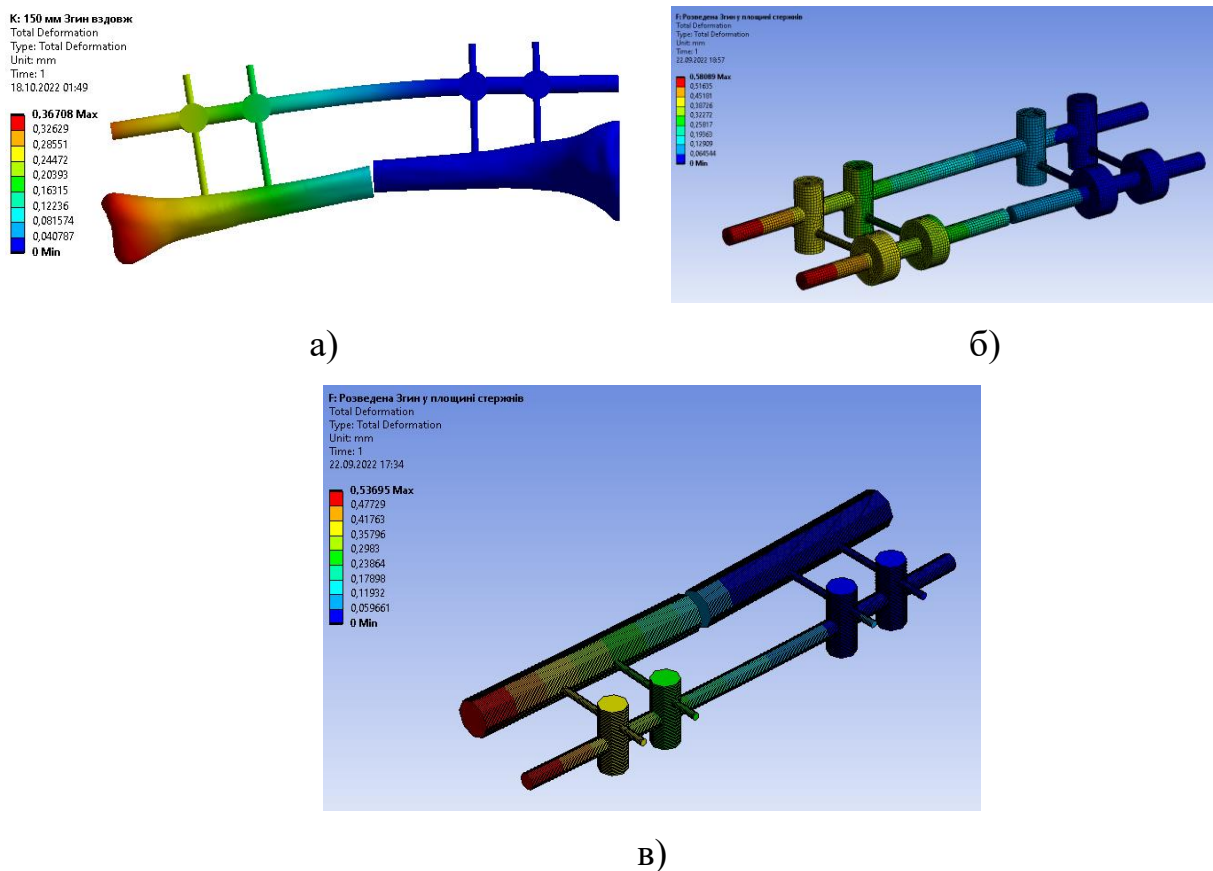
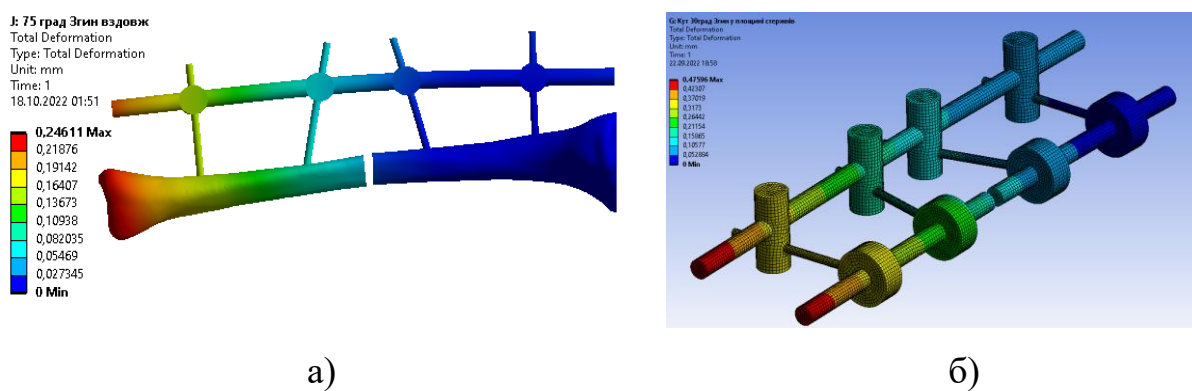
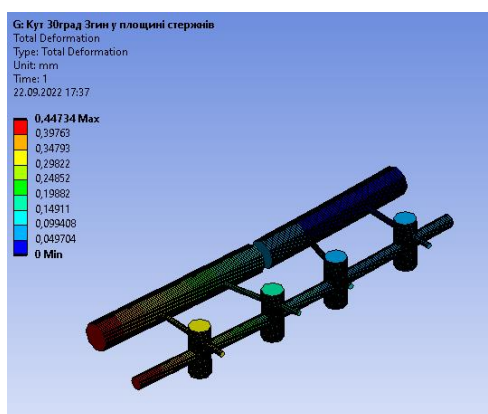


Рис. 4.12. Результати чисельного моделювання для об'ємної (а), стрижневої (б), та балочної (в) моделей

На рис. 4.13. зображено результати чисельного моделювання системи при згині у площині розміщення стрижнів з в розташування стержнів під кутом 75.

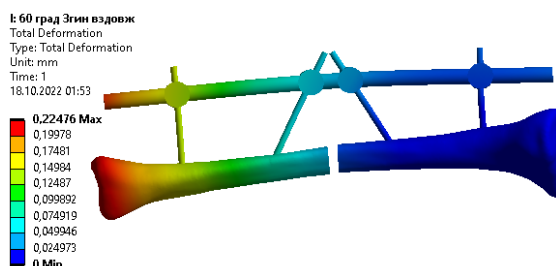




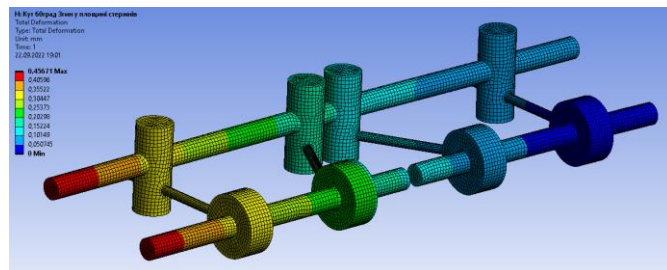
в)

Рис. 4.13. Результати чисельного моделювання для об'ємної (а), стрижневої (б), та балочної (в) моделей

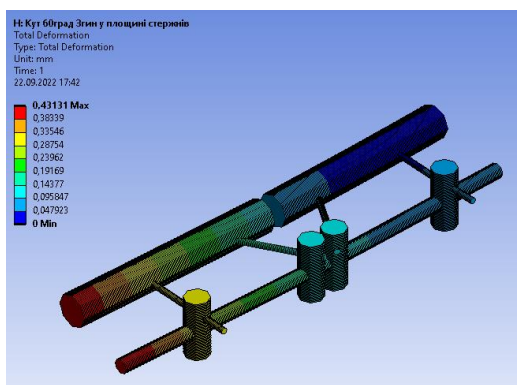
На рис. 4.14. зображено результати чисельного моделювання системи при згині у площині розміщення стрижнів з в розташування стержнів під кутом 60.



а)



б)



в)

Рис. 4.14. Результати чисельного моделювання для об'ємної (а), стрижневої (б), та балочної (в) моделей

На рис. 4.15. зображено результати чисельного моделювання системи при згині перпендикулярно до площини розміщення стрижнів зі стандартним розташуванням стержнів.

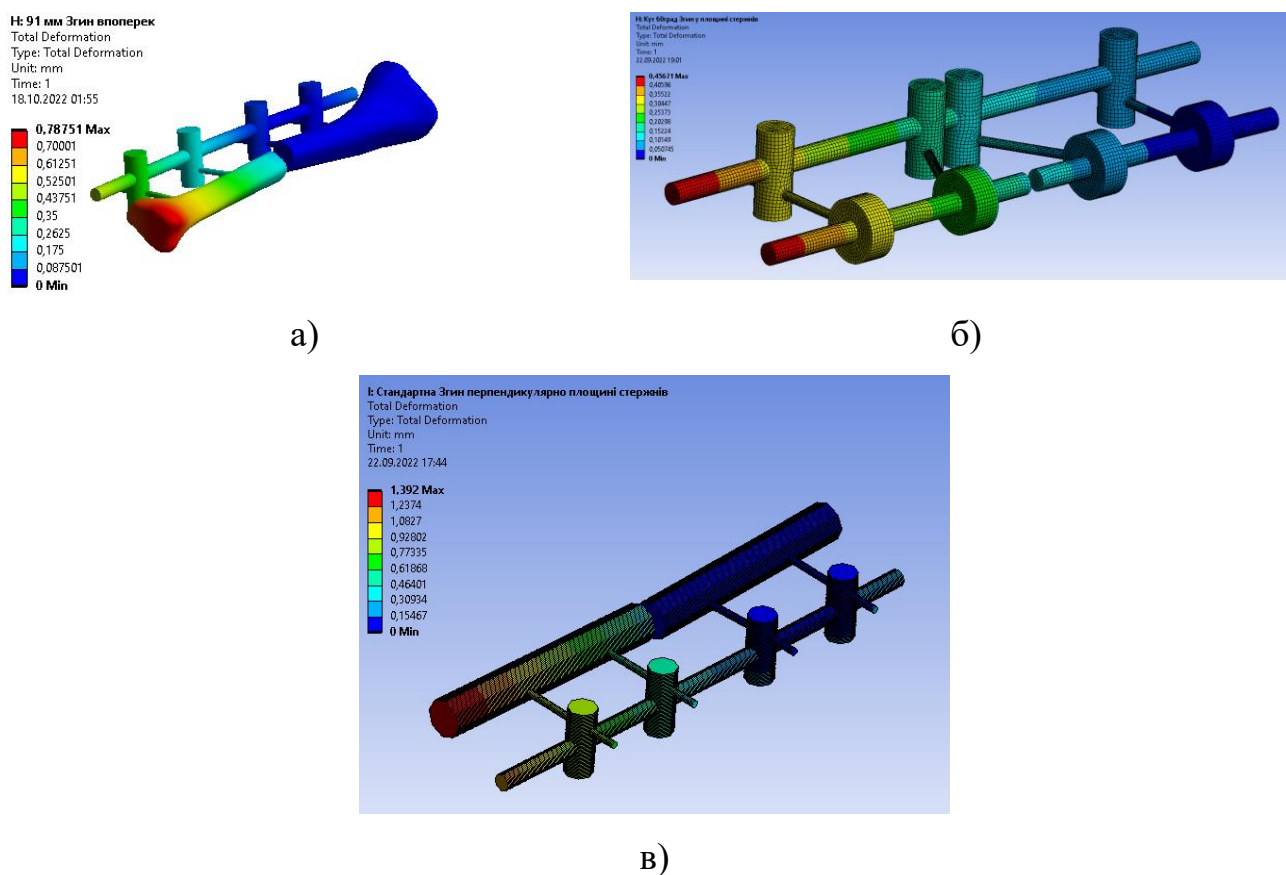
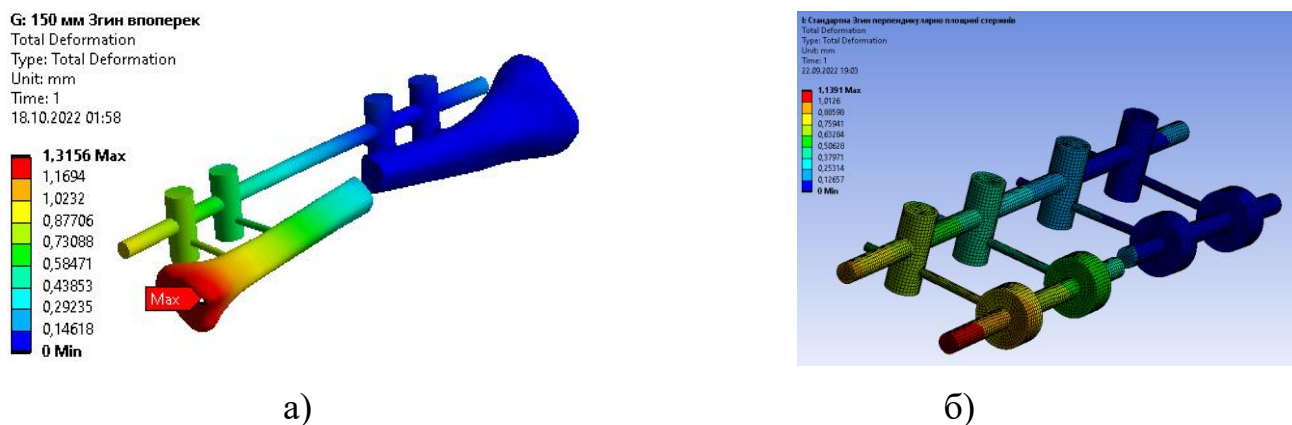
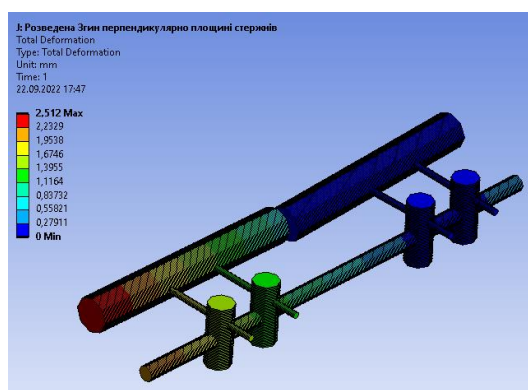


Рис. 4.15. Результати чисельного моделювання для об'ємної (а), стрижневої (б), та балочної (в) моделей

На рис. 4.16. зображено результати чисельного моделювання системи при згині перпендикулярно до площини розміщення стрижнів з віддаленим розташуванням стержнів.





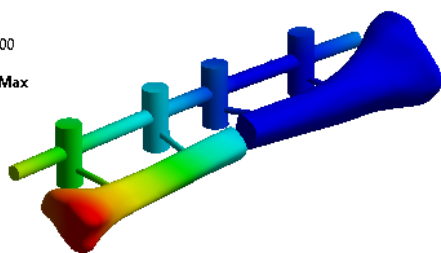
в)

Рис. 4.16. Результати чисельного моделювання для об'ємної (а), стрижневої (б), та балочної (в) моделей

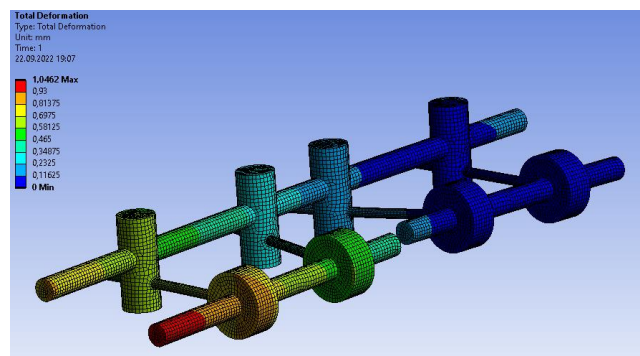
На рис. 4.17. зображено результати чисельного моделювання системи при згині перпендикулярно до площини розміщення стрижнів з в розташування стержнів під кутом 75.

Г: 75 град Згин впоперек  
Total Deformation  
Type: Total Deformation  
Unit: mm  
Time: 1  
18.10.2022 02:00

0.72476 Max  
0.64423  
0.5637  
0.48317  
0.40264  
0.32211  
0.24159  
0.16106  
0.080529  
0 Min



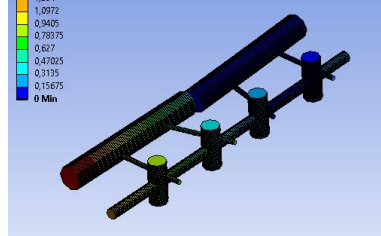
а)



б)

К: Ку: 30град Згин перпендикулярно площині стрижнів  
Total Deformation  
Type: Total Deformation  
Unit: mm  
Time: 1  
22.09.2022 17:49

1.4107 Max  
1.254  
1.0972  
0.9405  
0.78375  
0.627  
0.47025  
0.3135  
0.15675  
0 Min



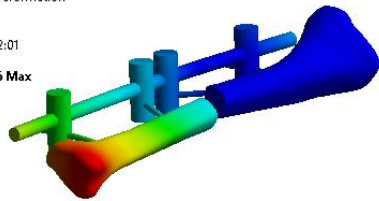
в)

Рис. 4.17. Результати чисельного моделювання для об'ємної (а), стрижневої (б), та балочної (в) моделей

На рис. 4.18. зображено результати чисельного моделювання системи при згині перпендикулярно до площини розміщення стрижнів з розташування стержнів під кутом 60.

E: 60 град Згин впоперек  
Total Deformation  
Type: Total Deformation  
Unit: mm  
Time: 1  
18.10.2022 02:01

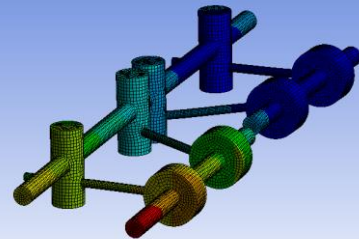
0.79176 Max  
0.70378  
0.61581  
0.52784  
0.43986  
0.35189  
0.26392  
0.17595  
0.087973  
0 Min



а)

I: Кул 60град Згин перпендикулярно площині стрижнів  
Total Deformation  
Type: Total Deformation  
Unit: mm  
Time: 1  
22.09.2022 15:00

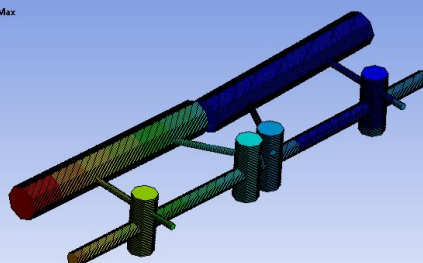
1.06002 Max  
0.95042  
0.85183  
0.75280  
0.59401  
0.47511  
0.35481  
0.23176  
0.11186  
0 Min



б)

I: Кул 60град Згин перпендикулярно площині стрижнів  
Total Deformation  
Type: Total Deformation  
Unit: mm  
Time: 1  
22.09.2022 17:53

1.2475 Max  
1.1089  
0.97028  
0.83167  
0.69506  
0.55445  
0.41593  
0.27722  
0.13861  
0 Min



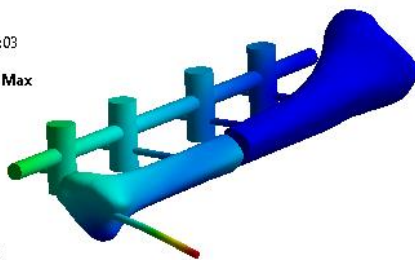
в)

Рис. 4.18. Результати чисельного моделювання для об'ємної (а), стрижневої (б), та балочної (в) моделей

На рис. 4.19. зображено результати чисельного моделювання системи при крученні зі стандартним розташування стержнів.

D: 91 мм Кручення  
Total Deformation  
Type: Total Deformation  
Unit: mm  
Time: 1  
18.10.2022 02:03

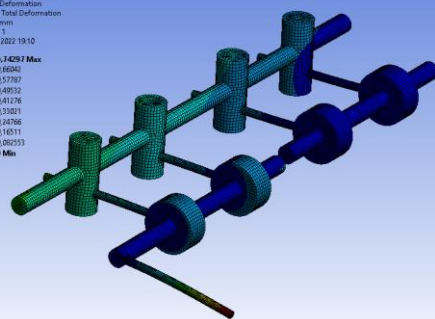
0.60866 Max  
0.54103  
0.4734  
0.40577  
0.33814  
0.27052  
0.20289  
0.13526  
0.067629  
0 Min



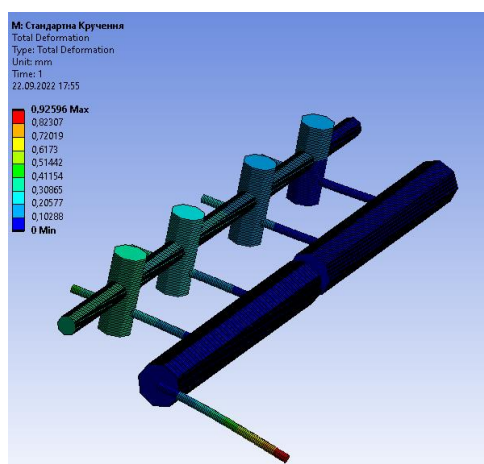
а)

M: Стандартне Кручення  
Total Deformation  
Type: Total Deformation  
Unit: mm  
Time: 1  
22.09.2022 15:10

0.74297 Max  
0.66042  
0.57787  
0.49532  
0.41276  
0.33021  
0.24766  
0.16511  
0.08253  
0 Min



б)



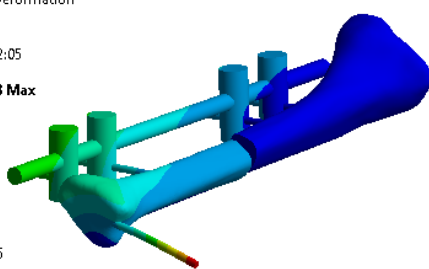
в)

Рис. 4.19. Результати чисельного моделювання для об'ємної (а), стрижневої (б), та балочної (в) моделей

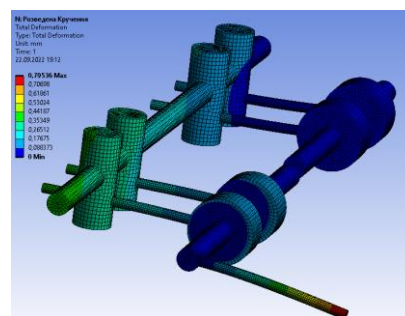
На рис. 4.20. зображено результати чисельного моделювання системи при крученні з віддаленим розташування стержнів.

С: 150 мм Кручення  
Total Deformation  
Type: Total Deformation  
Unit: mm  
Time: 1  
18.10.2022 02:05

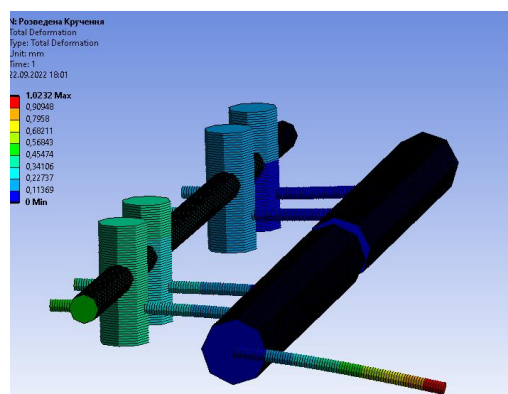
0.64778 Max  
0.5758  
0.50383  
0.43185  
0.35988  
0.2879  
0.21593  
0.14395  
0.071975  
0 Min



а)



б)



в)

Рис. 4.20. Результати чисельного моделювання для об'ємної (а), стрижневої (б), та балочної (в) моделей

На рис. 4.21. зображено результати чисельного моделювання системи при крученні з розташуванням стержнів під кутом 75.

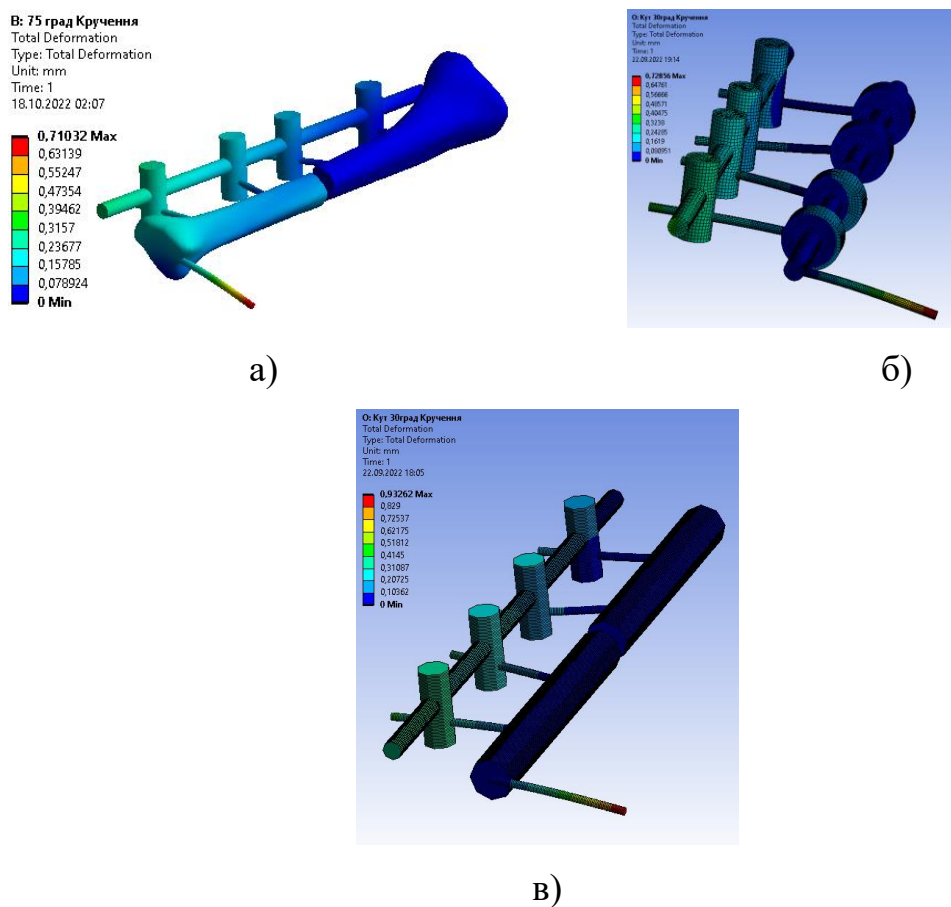
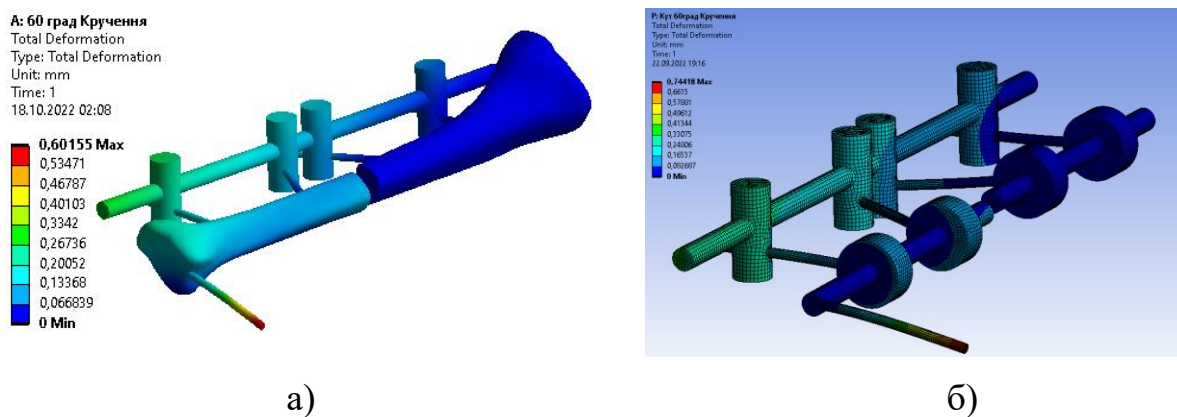
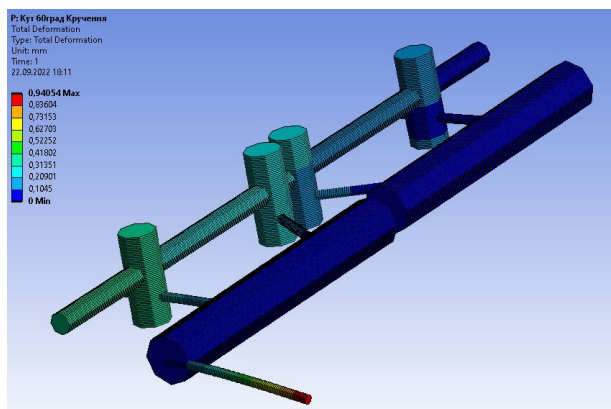


Рис. 4.21. Результати чисельного моделювання для об'ємної (а), стрижневої (б), та балочної (в) моделей

На рис. 4.22. зображено результати чисельного моделювання системи при крученні з розташуванням стержнів під кутом 60.





в)

Рис. 4.22. Результати чисельного моделювання для об'ємної (а), стрижневої (б), та балочної (в) моделей

Відповідно до представлених варіантів розміщення стержнів та згідно з результатами чисельного моделювання, були отримані залежності прикладеної сили до переміщення.

Діаграми залежності сили від переміщення для об'ємної системи зображені на рис. 4.23 – рис. 4.26.

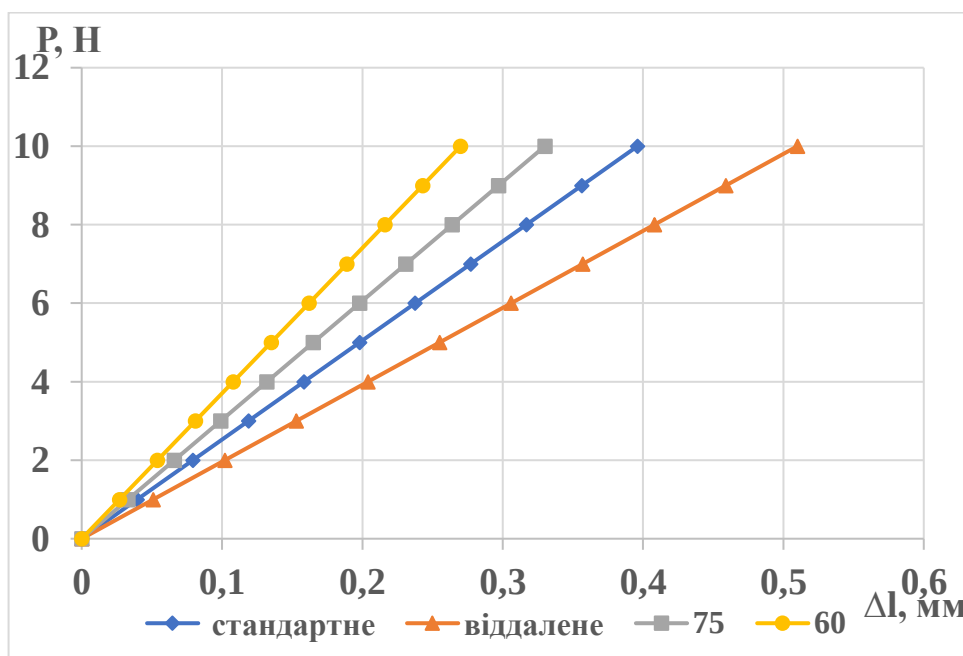


Рис. 4.23. Діаграми залежності сили від переміщення при стиску при різних видах розташування стиску

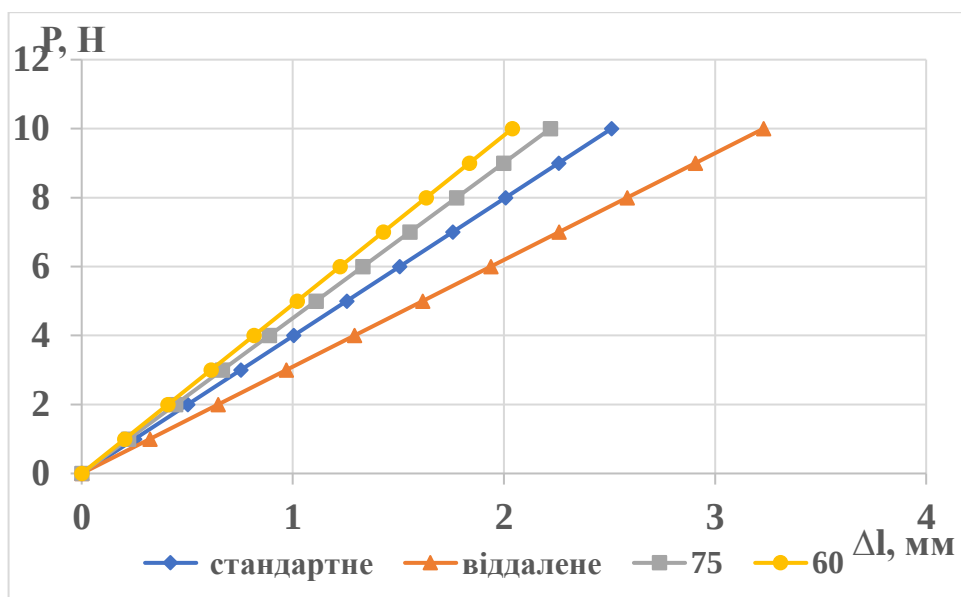


Рис. 4.24. Діаграми залежності сили від переміщення при згині у площині розміщення стрижнів при різних комбінаціях розташування стрижнів

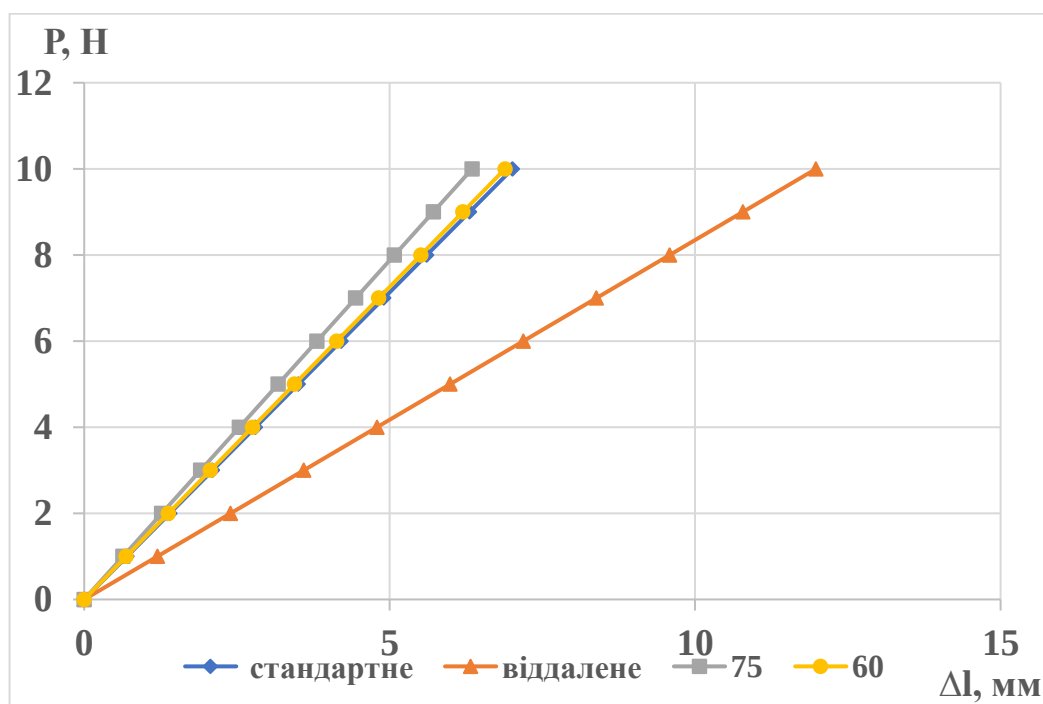


Рис. 4.25. Діаграми залежності сили від переміщення при згині перпендикулярно до площини стрижнів при різних комбінаціях розташування стрижнів

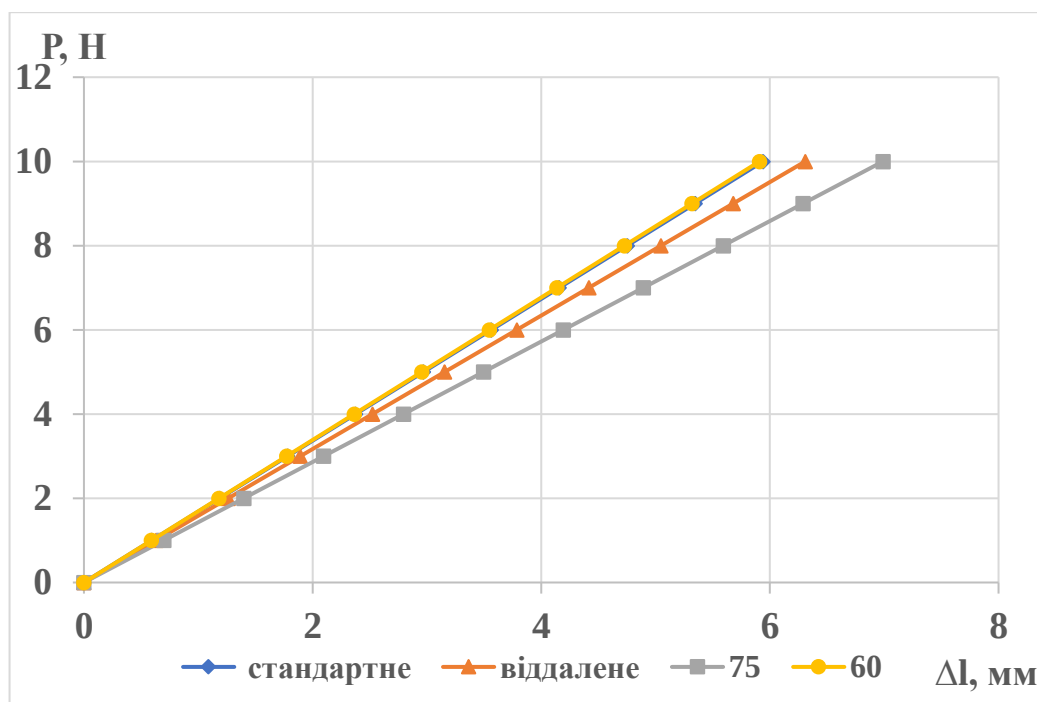


Рис. 4.26. Діаграми залежності сили від переміщення при крученні при різних комбінаціях розташування стержнів

Діаграми залежності сили від переміщення для стрижневої системи зображені на рис. рис. 4.27 – рис. рис. 4.30.

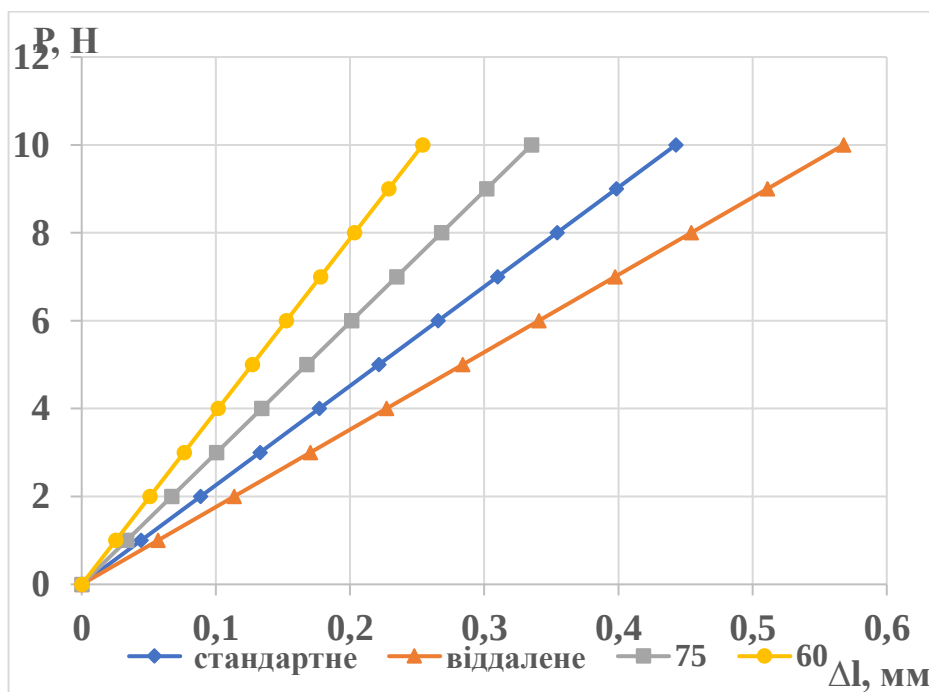


Рис. 4.27. Діаграми залежності сили від переміщення при стиску при різних видах розташування стиску

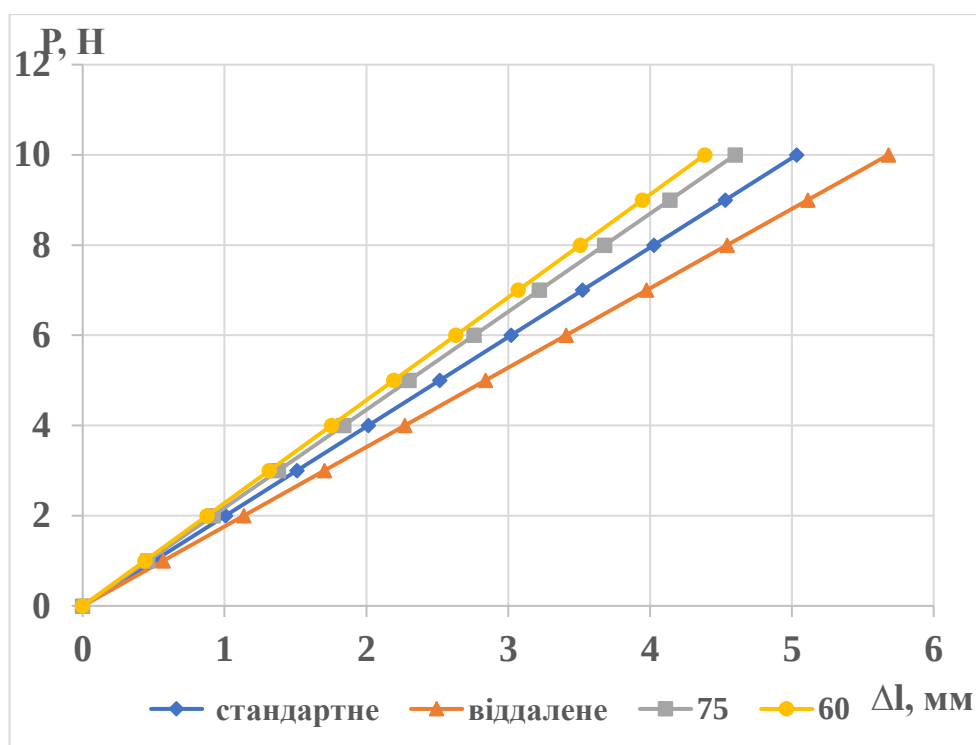


Рис. 4.28. Діаграми залежності сили від переміщення при згині у площині розміщення стрижнів при різних комбінаціях розташування стержнів

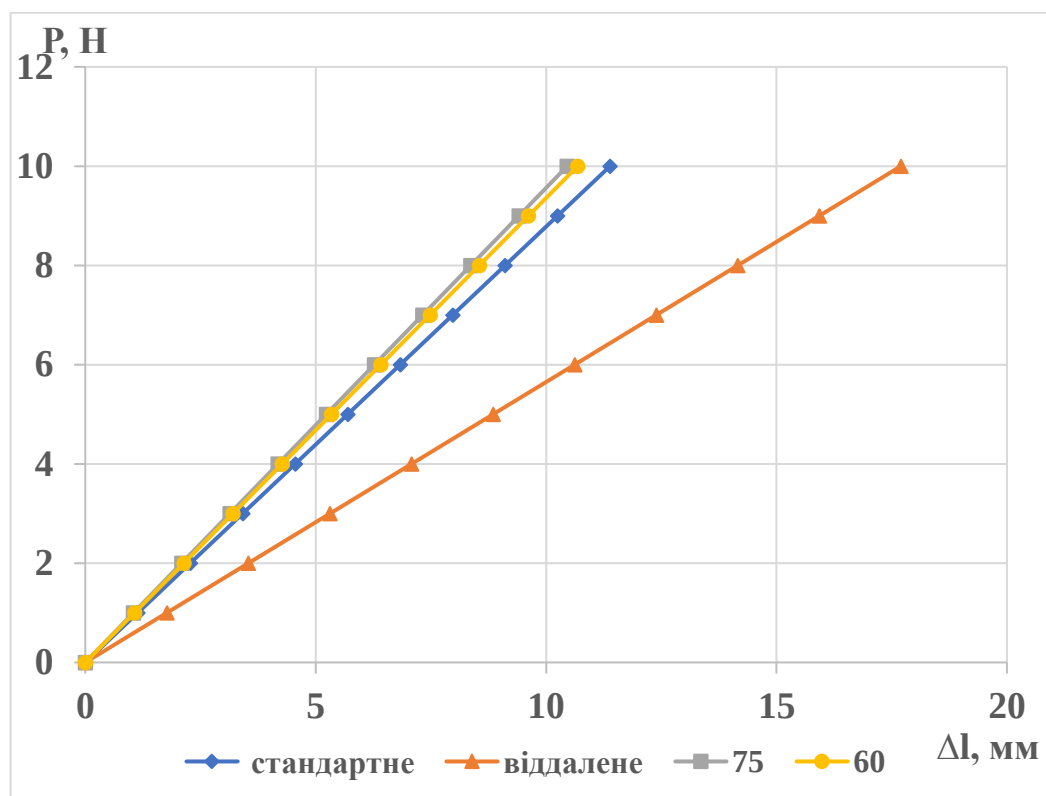


Рис. 4.29. Діаграми залежності сили від переміщення при згині перпендикулярно до площини стрижнів при різних комбінаціях розташування стержнів

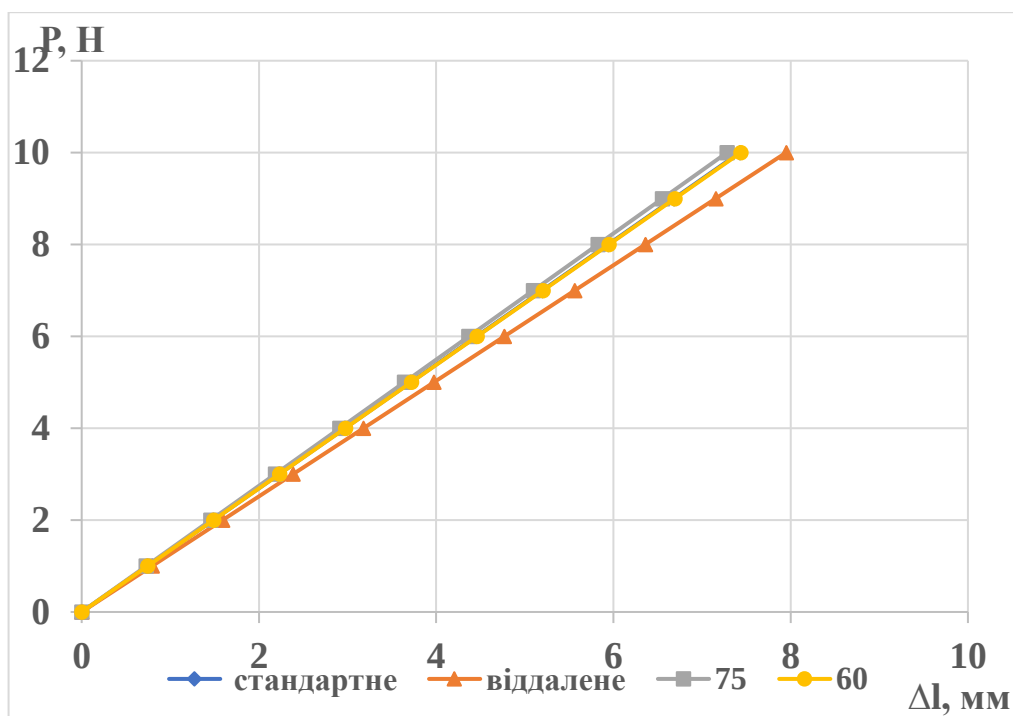


Рис. 4.30. Діаграми залежності сили від переміщення при крученні при різних комбінаціях розташування стержнів

Діаграми залежності сили від переміщення для балочної системи зображені на рис. 4.31 – рис. 4.34.

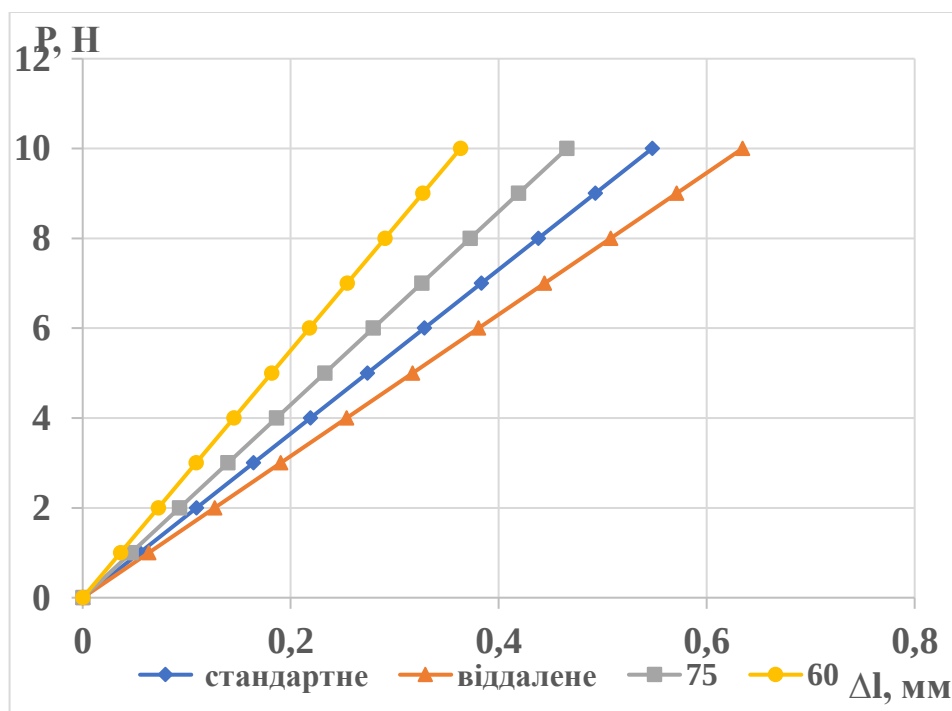


Рис. 4.31. Діаграми залежності сили від переміщення при стиску при різних видах розташування стержнів

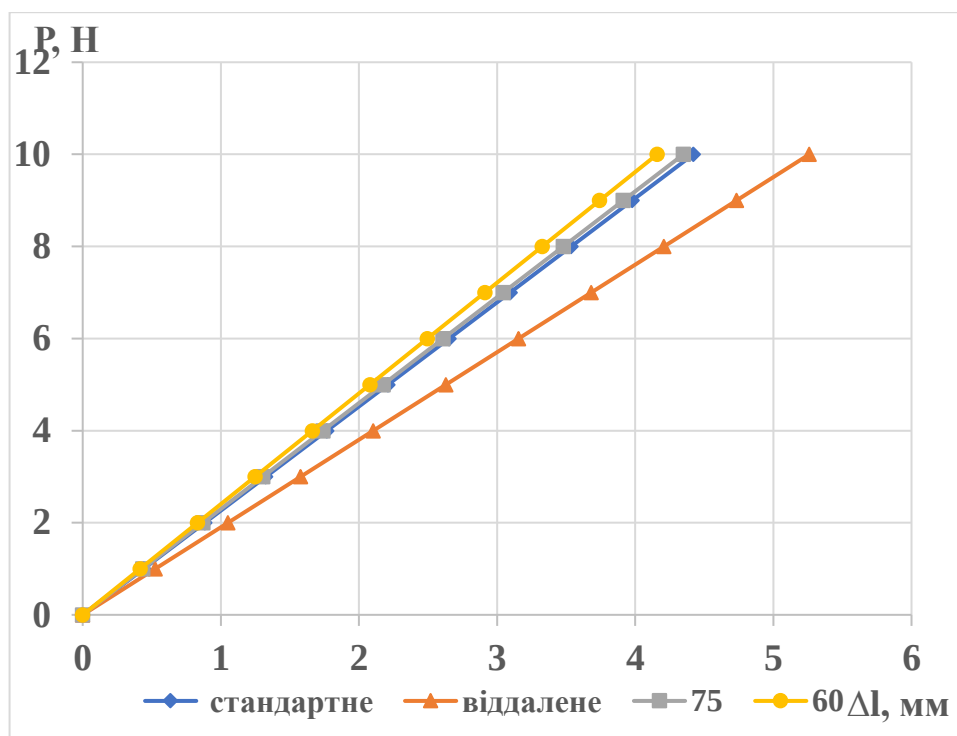


Рис. 4.32. Діаграми залежності сили від переміщення при згині у площині розміщення стрижнів при різних комбінаціях розташування стержнів

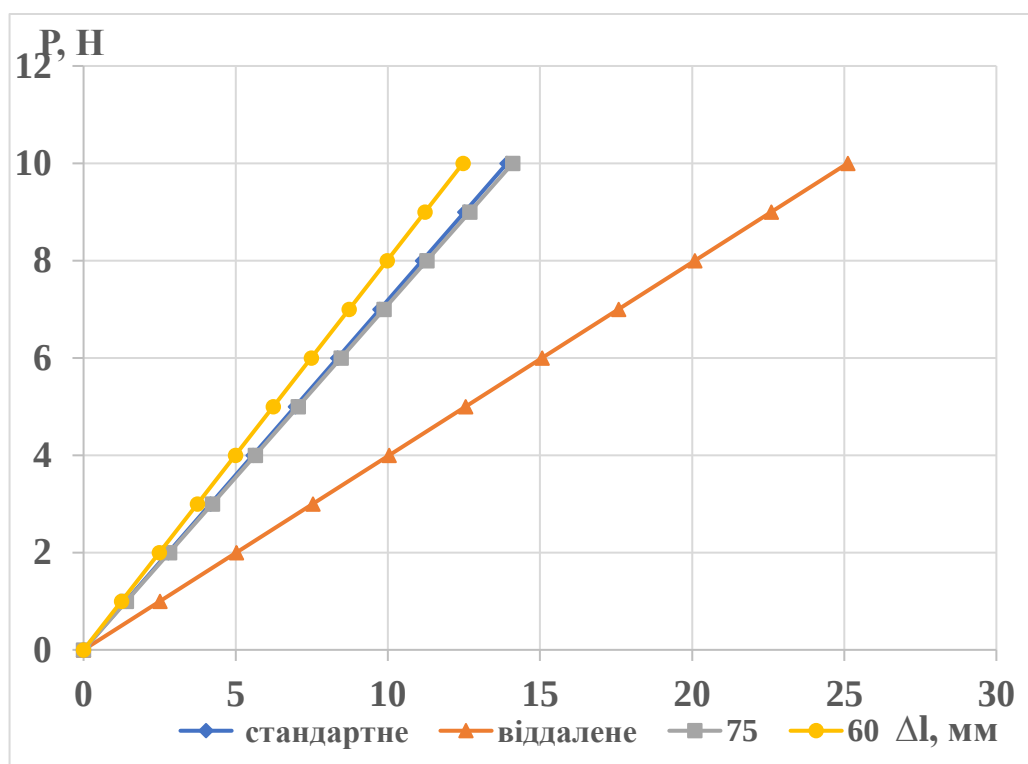


Рис. 4.33. Діаграми залежності сили від переміщення при згині перпендикулярно до площини стрижнів при різних комбінаціях розташування стержнів

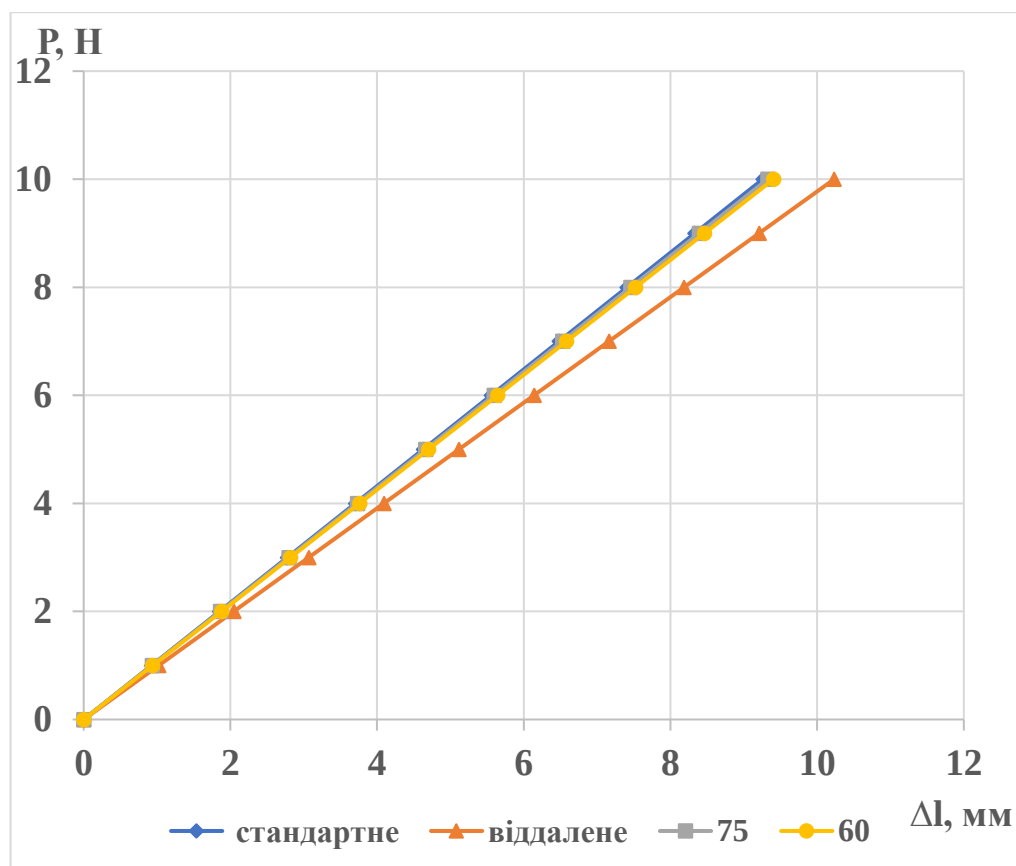


Рис. 4.34. Діаграми залежності сили від переміщення при крученні при різних комбінаціях розташування стержнів

За результатами чисельного моделювання отримано значення жорсткості систем при різному розташування стержнів, що представлено в табл. 4.2.

Таблиця 4.2

Порівняння жорсткостей моделей при різному просторовому розміщенні стрижнів  
за дії різних видів навантажень (Н/мм)

| Розташування стрижнів            | Стиск | Згин                          |                            | Кручення |
|----------------------------------|-------|-------------------------------|----------------------------|----------|
|                                  |       | у площині розміщення стрижнів | перпендикулярно до площини |          |
| Об'ємна модель                   |       |                               |                            |          |
| Стандартне розташування (A1)     | 25,25 | 3,98                          | 1,43                       | 1,68     |
| Розведення стрижнів 2, 3 (B1)    | 19,60 | 3,09                          | 0,83                       | 1,58     |
| Стрижні 2 і 3 під кутом 75° (C1) | 30,30 | 4,50                          | 1,57                       | 1,43     |
| Стрижні 2 і 3 під кутом 60° (D1) | 37,03 | 4,90                          | 1,45                       | 1,69     |
| Стрижнева модель                 |       |                               |                            |          |
| Стандартне розташування (A2)     | 22,58 | 1,98                          | 0,88                       | 1,35     |
| Розведення стрижнів 2, 3 (B2)    | 17,61 | 1,76                          | 0,56                       | 1,26     |
| Стрижні 2 і 3 під кутом 75° (C2) | 29,82 | 2,17                          | 0,95                       | 1,37     |
| Стрижні 2 і 3 під кутом 60° (D2) | 39,34 | 2,28                          | 0,94                       | 1,34     |
| Балочна модель                   |       |                               |                            |          |
| Стандартне розташування (A2)     | 18,26 | 2,26                          | 0,72                       | 1,07     |
| Розведення стрижнів 2, 3 (B2)    | 15,76 | 1,90                          | 0,39                       | 0,98     |
| Стрижні 2 і 3 під кутом 75° (C2) | 21,47 | 2,29                          | 0,71                       | 1,07     |
| Стрижні 2 і 3 під кутом 60° (D2) | 27,52 | 2,40                          | 0,80                       | 1,06     |

Порівняння жорсткостей систем при різному розташуванні стрижнів з використанням різних методик дослідження та при чотирьох видах навантаження представлено на рис. 4.35– рис. 4.38 у відносних координатах.

Відносна величина жорсткості  $K_i^M$  розраховувалась за наступною формулою:

$$K_i^M = \frac{G_i^M}{G_{\max}^M} \quad (2)$$

де  $G_i^M$  - жорсткість системи з відповідним розташуванням стержнів,  $G_{\max}^M$  - максимальна жорсткість, що була отримана при дослідженні при даному типі дослідження. Причому, для нормування було обрано максимальне значення для кожної методики окремо.

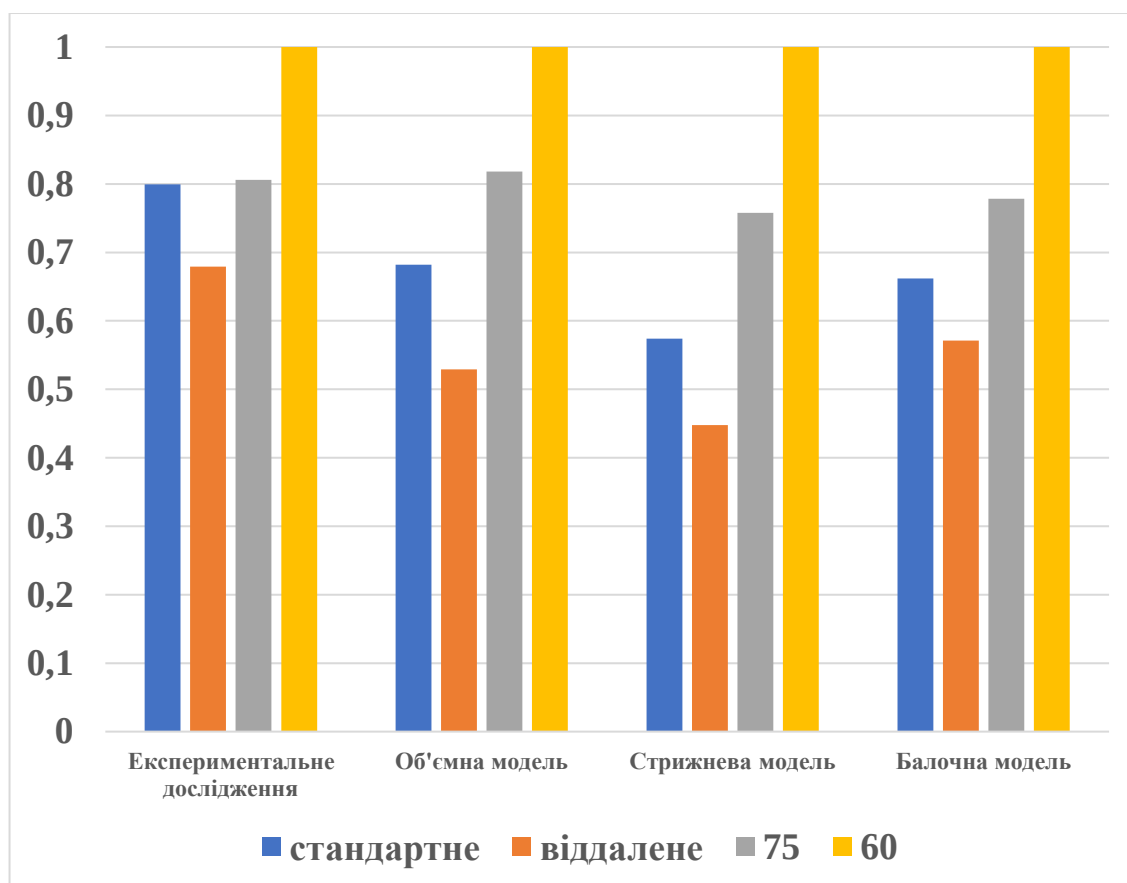


Рис. 4.35 Діаграма порівняння жорсткості систем при стиску, побудована у в відносних координатах

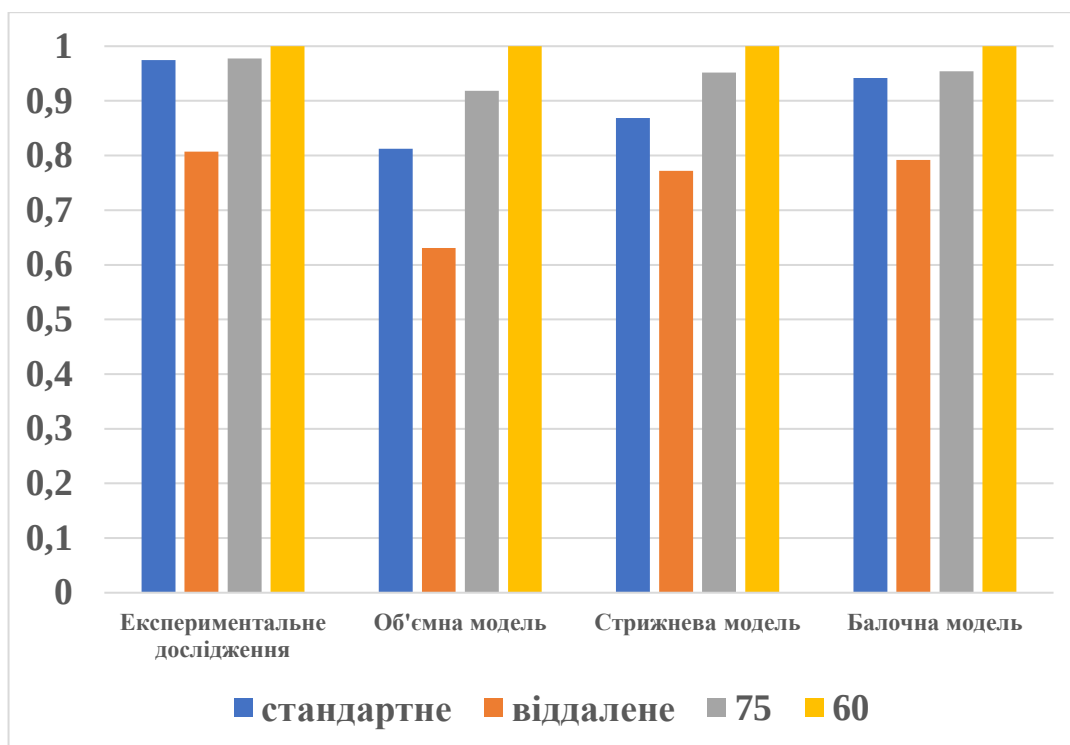


Рис. 4.36 Діаграма порівняння жорсткості систем при згині у площині розміщення стрижнів, побудована у в відносних координатах

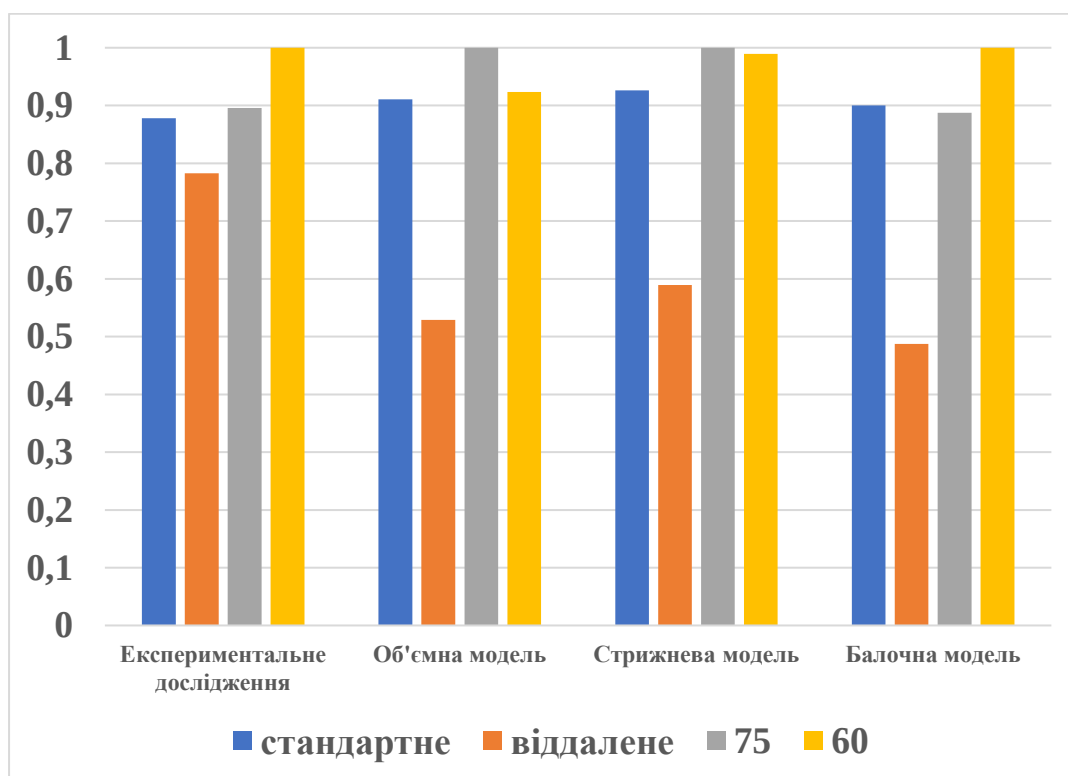


Рис. 4.37 Діаграма порівняння жорсткості систем при згині перпендикулярно до розміщення стрижнів, побудована у в відносних координатах

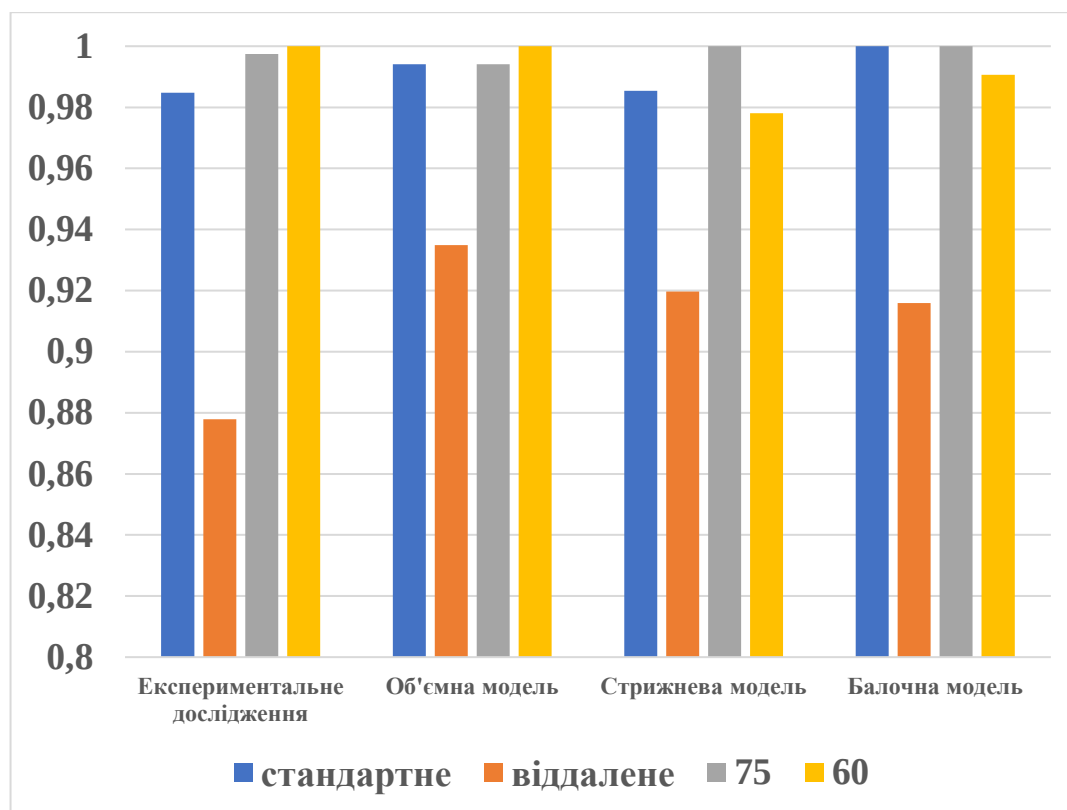


Рис. 4.38 Діаграма порівняння жорсткості систем при крученні, побудована у в відносних координатах

### Висновки до четвертого розділу

В даному розділі проведено чисельне моделювання процесу навантаження та показано результати з порівняння жорсткості системи «кістка-апарат зовнішньої фіксації» при різному просторовому розміщенні стрижнів за дії різних видів навантажень, що є альтернативою експериментальним дослідженням. Згідно з отриманими результатами, що наведені на рис. 4.35– рис. 4.38 даного розділу, показано, що найменшу жорсткість має система з віддаленим розташуванням стрижнів, а найбільшу система з розміщенням стержнів під кутом 60.

Представлено порівняння результатів чисельного моделювання з даними отриманих з експериментального дослідження.

## ЗАГАЛЬНІ ВИСНОВКИ

В дисертаційній роботі розроблено нові методики досліджень міцності та жорсткості систем остеосинтезу для травматичних переломів кісток. Ці методи застосовані для різних типів пошкоджень кісток та враховують особливості кісткової тканини, включаючи деградацію кісткової тканини при вогнепальних переломах та розвиток регенеративної кісткової тканини в процесі зрощування переломів.

1. Розроблено методику та створено обладнання для вимірювання ступеня деградації кісткової тканини в області вогнепального поранення, за допомогою якої визначено зміни механічних характеристики кісткової тканини на лінійних ділянках деформування.

2. Встановлено, що область розповсюдження пошкоджень кісткової тканини досягає 40 мм, а зміни жорсткості становлять до 20% від жорсткості неушкодженої кістки, що необхідно враховувати при закріпленні стержневих апаратів зовнішньої фіксації переломів.

3. Для дослідження впливу способу розміщення стержнів в СтАЗФ розроблене приладдя, яке дозволяє визначати жорсткість системи при різних розташуваннях стержнів в апараті. Випробування показали, що кут нахилу стержнів суттєво впливає на загальну жорсткість системи. Збільшення кута нахилу стержнів підвищує жорсткість системи при стиску, згині та крученні. Запропоновано раціональне розташування стержнів, яке враховує наявність областей деградації кісткової тканини і компенсує втрату жорсткості при вогнепальному переломі.

4. Запропоновано новий метод експериментального дослідження впливу регенерату кісткової тканини на жорсткість системи «кістка з переломом – засіб фіксації». Вибрані матеріали, що можуть слугувати заміником регенерату при проведенні досліджень.

5. Досліджено деформування систем «кістка з переломом - засіб фіксації» на етапах регенерації кісткової тканини під дією стиску та згину. Встановлено, що утворений регенерат суттєво підвищує жорсткість системи «кістка з переломом –

кістковий регенерат – засіб фіксації». Наявність регенерату суттєво підвищує рівень допустимих фізіологічних навантажень.

6. Розроблено математичну модель для врахування вкладу регенерату у взаємні зміщення точок переломів та оцінки допустимих навантажень на кістку. Розраховано рівні допустимих навантажень, що можна прикладати до кінцівки, з врахуванням відомих допустимих взаємних переміщень точок перелому.

7. Створена імітаційна скінченно-елементна модель «кістка з переломом – засіб фіксації». При валідації моделі проводилось порівняння з експериментом основних типів навантажень. Результати показують, що дана модель може використовуватися при подальших дослідженнях «кістка з переломом – засіб фіксації».

Результати роботи – методики та дані механічних випробувань, результати комп'ютерного моделювання - можуть бути використані для удосконалення методів лікування пошкоджених кінцівок на проміжних та заключних стадіях зрощування переломів.

## СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1.     Аналіз досвіду лікування вогнепальних поранень кінцівок / С. О. Гур'єв, Я. С. Кукуруз, В. А. Яловенко, В. А. Волна // Екстрена медицина: від науки до практики. – 2014. – № 2. – С. 25-32
2.     Комплексна служба лікування хворих з приводу синдрому діабетичної стопи / С. О. Косульников, С. О. Тарнопольський, А. М. Беседин, С. І. Карпенко // Клінічна хірургія. – 2014. – № 11. – С. 45-47.
3.     Пути усовершенствования практической подготовки врачей-интернов по специальности "Травматология и ортопедия" / А. Е. Лоскутов, А. Е. Олейник, Д. А. Синегубов // Літопис травматології та ортопедії. – 2015. – № 1-2. – С. 200-201.
4.     Schmidt. Fixateur externe: Montagen, Tipps, Tricks, Verbote / Schmidt // Symposium Septische Unfallchirurgie und Orthopädie / Schmidt. – Hamburg: Schön Klinik, 2010. – S. 51.
5.     Nayagam S. Galaxy Fixationssystem – untere Extremität/S. Nayagam, A. C. Maquelet//Orthofix.– 2016. – 76 S.
6.     Seligson D. Hoffmann 3 Modulare externe Fixation – OP-Technik / D. Seligson, A. R. Burgess, M. Osgood, C. T. Andrews // Stryker. – 2016. – 52 S.
7.     Лечение больных с многофрагментарными внутрисуставными переломами дистального метаэпифиза плечевой кости / Д. И. Медведев, Г. В. Лобанов // Травма. - 2014. - Т. 15, № 2. - С. 39-42.
8.     Деформационные свойства стержневых аппаратов внешней фиксации / А. М. Лакша // Літопис травматології та ортопедії. - 2015. - № 1-2. - С. 128-133.
9.     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.
10.    Клинический опыт лечения переломов / Д.Н. Алегре // Травма. – 2011. – Том 12, №3. – С. 22 – 23.

11. Аналіз стану травматолого-ортопедичної допомоги населенню України в 2004 – 2005 рр.: Довідник / [Г. В. Гайко, М. О. Корж, А. В. Калашніков та ін.]. – Київ: Воля, 2007. – 132 с.
12. 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.
13. Анкин Л. Н. Травматология / Л. Н. Анкин. – Москва: МЕДпресс-информ, 2005. – 495 с.
14. Внутренние напряжения при нагрузках биомеханических конструкций «отломки бедренной кости – аппарат внешней фиксации», «отломки бедренной кости – накостный фиксатор» и клинические аспекты их проявления / [А. Попсуйшапка, И. Боровик, А. Белостоцкий та ін.]. // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2008. – №2. – С. 56–62.
15. 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 комбустологии. – Ялта, 1997. – С. 26–27. 158
16. 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.
17. Бейдик О.В. Метод стержневого чрескостного остеосинтеза в лечении диафізарных переломов костей голени / О.В. Бейдик, К.К. Левченко, Ю.В. Трошкин // Гений ортопедии. – 2009. - №4. – С. 114 – 120.
18. 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.
19. 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

20. 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.

21. 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.

22. Білінський П.І. До питання біологічного остеосинтезу діафізарних переломів / П.І. Білінський //Ортопедия, травматология и протезирование.-2000.- №3.-С. 69 - 71.

23. 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

24. 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.

25. 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.

26. Білінський П.І. Фрактурологія. Принципи малоконтактного остеосинтезу /П.І. Білінський //Ортопедия, травматология и протезирование.-2002.- №1.-С. 79 - 81.

27. 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.

28. 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.

29. Бруско А.Т. Биомеханические условия активизации остеогенеза: (Эксперим.-морфол. исслед.) / А.Т. Бруско //Ортопедия, травматология и протезирование.-1994.-№2.-С. 16 - 20.

30. Васюк В.Л. "Біологічний" остеосинтез переломів великогомілкової кістки / В.Л. Васюк //Ортопедия, травматология и протезирование.-2000.-№4.-С. 15 - 20.

31. Васюк В.Л. Драматична еволюція блокуючого інтрамедулярного металополімерного остеосинтезу / В.Л. Васюк, С.В. Васюк // Травма – 2010. – Том 11, №5.– С. 565 – 572. 138

32. Васюк В.Л. Історія блоківного інтрамедулярного металополімерного остеосинтезу / В.Л. Васюк // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2008. - №2.С. 84 – 88.

33. 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.

34. Використання інтрамедулярного блокуючого остеосинтезу в лікуванні навколо- 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.

35. Афаунов А.И. Внеочаговый остеосинтез анкерно-спицевым аппаратом при лечении несросшихся переломов и ложных суставов плечевой кости / А.И. Афаунов, А.А. Афаунов // Вестн. травматологии и ортопедии им. Н.Н. Приорова.-1999.-№4.-С. 9-12.

36. Волков М.В., Гудушаури О.Н., Ушакова О.А. Ошибки и осложнения при лечении переломов костей / М.: Медицина, 1970. – 175 с.
37. Волков М.В., Любошиц М.А. Повреждения и заболевания опорнодвигательного аппарата / М.: Медицина, 1979. – 272 с
38. Синельников Р.Д., Синельников Я.Р. Атлас анатомии человека, т. 1. / «Медицина», 1996. – 337с.
39. Неттер Ф.Х. Атлас анатомии человека/ "ГЭОТАР-Медиа", 2003. – 600с
40. Корнилов Н.В. Травматология и ортопедия/ "ГЭОТАР-Медиа", 2011. – 488 с.
41. Анкин Л.Н. Практическая травматология. Европейские стандарты диагностики и лечения / Москва, "Книга плюс", 2002
42. Каплан А. В. Повреждения костей и суставов. / М. Медицина, 1979. – С.582-588.
43. 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.
44. Association Committee for Coding and Classification. Fracture and dislocation compendium / J Orthop // Trauma. –1996;10 Suppl 1 :v-ix, 1–154.
45. Fracture and Dislocation Classification Compendium / [E. Meinberg, J. Agel, C. Roberts та ін.]. // Journal of Orthopaedic Trauma. – 2018. – №1.
46. The Comprehensive Classification of Fractures of Long Bones / [M. E. Muller, S. Nazarian, P. Koch та ін.]. – Berlin: Springer-Verlag, 1990.
47. The AO comprehensive classification of pediatric long-bone fractures: a web-based multicenter agreement study. / [T. Slongo, L. Audige, J. M. Clavert та ін.]. // J Pediatr Orthop. – 2007. – №27. – С. 171–180.
48. Muller M. E. Classification AO des fractures / M. E. Muller, S. Nazarian, P. Koch. – Berlin: Springer-Verlag, 1987.
49. Documentation of fracture severity with the AO classification of pediatric long-bone fractures / [T. Slongo, L. Audige, N. Lutz та ін.]. // Acta Orthop.. – 2007. – №78. – С. 247–253.

50. Webster's New Riverside University Dictionary – Boston: Riverside Publishing, 1984. – 268 c.
51. Martin J. S. Current classification of fractures. Rationale and utility / J. S. Martin, J. L. Marsh. // Radiol Clin North Am. – 1997. – №35. – C. 491–506.
52. Brumback R.J. Interobserver agreement in the classification of open fractures of the tibia. The results of a survey of two hundred and forty-five orthopaedic surgeons. / R.J. Brumback, A.L. Jones. // J Bone Joint Surg Am.. – 1994. – №76. – C. 1162–1166.
53. Schatzker J. The tibial plateau fracture. The Toronto experience 1968–1975 / J. Schatzker, R. McBroom, D. Bruce. // Clin Orthop Relat Res. – 1979. – №138. – C. 94–104.
54. Siebenrock K. A. The reproducibility of classification of fractures of the proximal end of the humerus / K. A. Siebenrock, C. Gerber. // J Bone Joint Surg Am. – 1993. – №75. – C. 1751–1755.
55. Assessment of the AO/ASIF fracture classification for the distal tibia / [J. S. Martin, J. L. Marsh, S. K. Bonar та ін.]. // J Orthop Trauma. – 1997. – №11. – C. 477–483.
56. The Neer classification system for proximal humeral fractures. An assessment of interobserver reliability and intraobserver reproducibility / [M. L. Sidor, J. D. Zuckerman, T. Lyon та ін.]. // J Bone Joint Surg Am.. – 1993. – №75. – C. 1745–1750.
57. ICD-10-CM Expert for Physicians: The complete official code set. Optum 360, LLC; 2015.
58. Three-column fixation for complex tibial plateau fractures / [C. F. Luo, H. Sun, B. Zhang та ін.]. // J Orthop Trauma. – 2010. – №24. – C. 683–692.
59. Reliability and reproducibility of radiographs of greater tuberosity displacement. A cadaveric study. / [B. O. Parsons, S. J. Klepps, S. Miller та ін.]. // J Bone Joint Surg Am.. – 2005. – №87. – C. 58–65.

60. Crist B. D. Tibial Plateau Fractures / B. D. Crist, S. L. Martin, J. P. Stannard // Surgical Treatment of Orthopaedic Trauma / B. D. Crist, S. L. Martin, J. P. Stannard. – New York: Thieme, 2016. – C. 913–945.
61. Orthopaedic Trauma Association: Open fracture study group. A new classification scheme for open fractures / [A. R. Evans, J. Agel, G. L. DeSilva та ін.]. // J Orthop Trauma.. – 2010. – №24. – C. 457–464.
62. The AO Foundation and Orthopaedic Trauma Association (AO/OTA) scapula fracture classification system: focus on body involvement / [L. Audige, J. F. Kellam, S. Lambert та ін.]. // J Shoulder Elbow Surg. – 2014. – №23. – C. 189–196.
63. The AO Foundation and Orthopaedic Trauma Association (AO/OTA) scapula fracture classification system: focus on glenoid fossa involvement / [M. Jaeger, S. Lambert, N. P. Sudkamp та ін.]. // J Shoulder Elbow Surg. – 2013. – №22. – C. 512–520.
64. Dunan C. P. The Unified Classification System (UCS): improving our understanding of periprosthetic fractures / C. P. Dunan, F. S. Haddad. // Bone Joint J.. – 2014. – №96. – C. 713–716.
65. The surgical algorithm for the AOSpine thoracolumbar spine injury classification system / [A. R. Vaccaro, G. D. Schroeder, C. K. Kepler та ін.]. // Eur Spine J. – 2016. – №25. – C. 1087–1094.
66. The AOSpine Sacral Fracture Classification / [C. Bellabartba, G. Schroeder, C. Kepler та ін.]. // Global Spine J. – 2016. – №6.
67. The Neer classification of fractures of the proximal humerus. An assessment of interobserver variation. / [B. Kristiansen, U. L. Andersen, C. A. Olsen та ін.]. // Skeletal Radiol. – 1988. – №17. – C. 420–422.
68. Evaluation of the Neer system of classification of proximal humeral fractures with computerized tomographic scans and plain radiographs / [J. Bernstein, L. M. Adler, J. E. Blank та ін.]. // J Bone Joint Surg Am.. – 1996. – №78. – C. 1371–1375.
69. Poor interobserver reliability of AO classification of fractures of the distal radius. Additional computed tomography is of minor value / [T. Flikkila, A. Nikkola-Sihto, O. Kaarela та ін.]. // J Bone Joint Surg Br.. – 1998. – №80. – C. 670–672.

70. Humphrey C. A. Interobserver reliability of a CT- based fracture classification system / C. A. Humphrey, D. R. Dirschl, T. J. Ellis. // J Orthop Trauma. – 2005. – №19. – С. 616–622.
71. Reliability and reproducibility of dens fracture classification with use of plain radiography and reformatted computer-aided tomography. / [L. Barker, J. Anderson, R. Chesnut та ін.]. // J Bone Joint Surg Am.. – 2006. – №88. – С. 106– 112.
72. Dirschl D. R. A critical assessment of factors influencing reliability in the classification of fractures, using fractures of the tibial plafond as a model. / D. R. Dirschl, G. L. Adams. // J Orthop Trauma. – 1997. – №11. – С. 471–476.
73. Improving reliability in the classification of fractures of the acetabulum / [B. A. Petrisor, M. Bhandari, R. D. Orr та ін.]. // Arch Orthop Trauma Surg. – 2003. – №123. – С. 228–233.
74. Reliability of the AO/ASIF classification for pertrochanteric femoral fractures / [I. B. Schipper, E. W. Steyerberg, R. M. Castelein та ін.]. // Acta Orthop Scand.. – 2001. – №72. – С. 36–41.
75. AO or Schatzker? How reliable is classification of tibial plateau fractures? / [N. P. Walton, S. Harish, C. Roberts та ін.]. // Arch Orthop Trauma Surg.. – 2003. – №123. – С. 396–398.
76. Classification of distal radius fractures: an analysis of interobserver reliability and intraobserver reproducibility / [D. J. Andersen, W. F. Blair, C. M. Steyers та ін.]. // J Hand Surg Am. – 1996. – №21. – С. 574–582.
77. Interobserver variation in the AO/OTA fracture classification system for pilon fractures: is there a problem? / [M. F. Swiontkowski, A. K. Sands, J. Agel та ін.]. // J Orthop Trauma. – 1997. – №11. – С. 467–470.
78. Consistency of AO fracture classification for the distal radius. / [H. J. Kreder, D. P. Hanel, M. McKee та ін.]. // J Bone Joint Surg Br.. – 1996. – №78. – С. 726–731.
79. Oskam J. Interrater reliability for the basic categories of the AO/ASIF's system as a frame of reference for classifying distal radial fractures. / J. Oskam, J. Kingma, H. J. Klasen. // Percept Mot Skills. – 2001. – №92. – С. 589–594.

80. Audige L. How reliable are reliability studies of fracture classifications? A systematic review of their methodologies. / L. Audige, M. Bhandari, J. Kellam. // *Acta Orthop Scand.* – 2004. – №75. – С. 184–194.
81. A concept for the validation of fracture classifications / [L. Audige, M. Bhandari, B. Hanson та ін.]. // *J Orthop Trauma.* – 2005. – №19. – С. 401–406.
82. International Cartilage Repair Society [Електронний ресурс] // ICRS SCORE/GRADE: ICRS Clinical Cartilage Injury Evaluation System. – Режим доступу до ресурсу: <http://cartilage.org/society/publications/icrs-score/>.
83. 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.
84. Костюк А. Н. Посібник з методики остеосинтезу апаратами зовнішньої фіксації АЗФ-К. – Київ: ТОВ «Лазурит-поліграф», 2015. – 144с.
85. Tscherne H. Major Fractures of the Pilon, the Talus, and the Calcaneus: Current Concepts of Treatment. / H. Tscherne, J. Schatzker. – Berlin, Heidelberg, New York, London, Paris, Tok: Springer-Verlag, 1993. – 247 с.
86. Костюк А. Н. Возможности аппаратов 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.
87. Аносов И. П. Анатомія людини / И. П. Аносов, В. Х. Хоматов. – Київ: Вища школа, 1995. – 192 с. – (Навч. Посібник: Практикум).
88. Meulen M. C. Understanding bone strength: size isn't everything / M. C. Meulen, K. J. Jepsen, B. Mikic. // *Bone.* – 2001. – №29. – С. 101–104.
89. Cummings S. R. Clinical use of bone densitometry: scientific review / S. R. Cummings, D. Bates, D. M. Black. // *JAMA.* – 2002. – №288. – С. 1889–1897.
90. Marshall D. Meta-analysis of how well measures of bone mineral density predict occurrence of osteoporotic fractures. / D. Marshall, O. Johnell, H. Wedel. // *BMJ.* – 1996. – №312. – С. 1254–1259.

91. Bouxsein M.L. Bone quality: where do we go from here? / M. L. Bouxsein. // *Osteoporos Int.* – 2003. – №14. – C. 118–127.
92. Image-based assessment of spinal trabecular bone structure from high-resolution CT images. / C. L. Gordon, T. F. Lang, P. Augat, H. K. Genant. // *Osteoporos Int.* – 1998. – №8. – C. 317–325.
93. Use of FTIR spectroscopic imaging to identify parameters associated with fragility fracture. / [S. Gourion-Arsiquaud, D. Faibish, E. Myers та ін.]. // *J Bone Miner Res.* – 2009. – №24. – C. 1565–1570.
94. Bauer J. S. Advances in osteoporosis imaging / J. S. Bauer, T. M. Link. // *Eur J Radiol.* – 2009. – №71. – C. 440–449.
95. Link T. M. Current diagnostic techniques in the evaluation of bone architecture / T. M. Link, S. Majumdar. // *Curr Osteoporos Rep.* – 2004. – №2. – C. 47–52.
96. Bone histomorphometry: standardization of nomenclature, symbols, and units: report of the ASBMR Histomorphometry Nomenclature Committee. / [A. M. Parfitt, M. K. Drezner, F. H. Glorieux та ін.]. // *J Bone Miner Res.* – 1987. – №2. – C. 595–610.
97. Adjustable-Loop Cortical Suspensory Fixation Results in Greater Tibial Tunnel Widening Compared to Interference Screw Fixation in Primary Anterior Cruciate Ligament Reconstruction / [T. J. Lee, K. M. Jang, T. J. Kim та ін.]. // *Medicina.* – 2022. – №58. – C. 1193.
98. Turner C. H. Basic biomechanical measurements of bone: a tutorial / C. H. Turner, D. B. Burr. // *Bone.* – 1993. – №14. – C. 595–608.
99. The mechanical properties of human tibial trabecular bone as a function of metaphyseal location / S. A. Goldstein, D. L. Wilson, D. A. Sonstegard, L. S. Matthews. // *J Biomech.* – 1983. – №16. – C. 965–969.
100. Morgan E. F. Dependence of yield strain of human trabecular bone on anatomic site. / E. F. Morgan, T. M. Keaveny. // *J Biomech.* – 2001. – №34. – C. 569–577.

101. Currey J. D. The effect of porosity and mineral content on the Young's modulus of elasticity of compact bone / J. D. Currey. // J Biomech. – 1988. – №21. – C. 131–139.
102. Carter D. R. The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure / D. R. Carter, W. C. Hayes. // J Bone Joint Surg Am. – 1977. – №59. – C. 954–962.
103. Contribution of collagen and mineral to the elastic-plastic properties of bone / A. H. Burstein, J. M. Zika, K. G. Heiple, L. Klein. // J Bone Joint Surg Am. – 1975. – №57. – C. 956–961.
104. Currey J. D. The relationship between the stiffness and the mineral content of bone / J. D. Currey. // J Biomech. – 1969. – №2. – C. 477–480.
105. Differences between the tensile and compressive strengths of bovine tibial trabecular bone depend on modulus / T. M. Keaveny, E. F. Wachtel, C. M. Ford, W. C. Hayes. // J Biomech. – 1994. – №27. – C. 1137–1146.
106. Reilly D. T. The elastic and ultimate properties of compact bone tissue / D. T. Reilly, A. H. Burstein. // J Biomech. – 1975. – №8. – C. 393–405.
107. The elastic moduli of human subchondral, trabecular, and cortical bone tissue and the size-dependency of cortical bone modulus / K. Choi, J. L. Kuhn, M. J. Ciarelli, S. A. Goldstein. // J Biomech. – 1990. – №23. – C. 1103–1113.
108. Comparison of the trabecular and cortical tissue moduli from human iliac crests / [J. L. Kuhn, S. A. Goldstein, K. Choi та ін.]. // J Orthop Res. – 1989. – №7. – C. 876–884.
109. Local expression of human growth hormone in bone results in impaired mechanical integrity in the skeletal tissue of transgenic mice / [K. F. Tseng, J. F. Bonadio, T. A. Stewart та ін.]. // J Orthop Res. – 1996. – №14. – C. 598–604.
110. How is the indentation modulus of bone tissue related to its macroscopic elastic response? A validation study / S. Hengsberger, J. Enstroem, F. Peyrin, P. Zysset. // J Biomech. – 2003. – №36. – C. 1503–1509.
111. Zysset P. K. Indentation of bone tissue: a short review / Zysset. // Osteoporos Int. – 2009. – №20. – C. 1049–1055.

112. Ziv V. Microstructure-microhardness relations in parallel-fibered and lamellar bone / V. Ziv, H. D. Wagner, S. Weiner. // *Bone*. – 1996. – №18. – C. 417–428.
113. The bone diagnostic instrument II: indentation distance increase / [P. Hansma, P. Turner, B. Drake та ін.]. // *Rev Sci Instrum*. – 2008. – №79.
114. Quasistatic and dynamic nanomechanical properties of cancellous bone tissue relate to collagen content and organization / [E. Donnelly, R. M. Williams, S. A. Downs та ін.]. // *J Mater Res*. – 2006. – №21. – C. 2106–2117.
115. Hengsberger S. Nanoindentation discriminates the elastic properties of individual human bone lamellae under dry and physiological conditions / S. Hengsberger, A. Kulik, P. Zysset. // *Bone*. – 2002. – №30. – C. 178–184.
116. Elastic properties of microstructural components of human bone tissue as measured by nanoindentation / J. Y. Rho, M. E. Roy, T. Y. Tsui, G. M. Pharr. // *J Biomed Mater Res*. – 1999. – №45. – C. 48–54.
117. Glucocorticoid-treated mice have localized changes in trabecular bone material properties and osteocyte lacunar size that are not observed in placebo-treated or estrogen-deficient mice / [N. E. Lane, W. Yao, M. Balooch та ін.]. // *J Bone Miner Res*. – 2006. – №21. – C. 466–476.
118. Effects of surface roughness and maximum load on the mechanical properties of cancellous bone measured by nanoindentation / E. Donnelly, S. P. Baker, A. L. Boskey, M. C. Meulen. // *J Biomed Mater Res A*. – 2006. – №77. – C. 426–435.
119. Genant H. K. Advanced CT bone imaging in osteoporosis / H. K. Genant, K. Engelke, S. Prevrhal. // *Rheumatology*. – 2008. – №47. – C. 9–16.
120. In vivo assessment of trabecular bone microarchitecture by high-resolution peripheral quantitative computed tomography / S. Boutroy, M. L. Buxsein, F. Munoz, P. D. Delmas. // *J Clin Endocrinol Metab*. – 2005. – №90. – C. 6508–6515.
121. Kazakia G. J. New imaging technologies in the diagnosis of osteoporosis. / G. J. Kazakia, S. Majumdar. // *Rev Endocr Metab Disord*. – 2006. – №7. – C. 67–74.
122. MacNeil J. A. Accuracy of high-resolution peripheral quantitative computed tomography for measurement of bone quality / J. A. MacNeil, S. K. Boyd. // *Med Eng Phys*. – 2007. – №29. – C. 1096–1105.

123. Correlation of trabecular bone structure with age, bone mineral density, and osteoporotic status: in vivo studies of the distal radius using high resolution magnetic resonance imaging / [S. Majumdar, H. K. Genant, S. Grampp та ін.]. // J Bone Miner Res. – 1997. – №12. – С. 111–118.
124. Ruegsegger P. A microtomographic system for the nondestructive evaluation of bone architecture / P. Ruegsegger, B. Koller, R. Muller. // Calcif Tissue Int. – 1996. – №58. – С. 24–29.
125. Age-related changes in the biochemical properties of human cancellous bone collagen: relationship to bone strength / [A. J. Bailey, T. J. Sims, E. N. Ebbesen та ін.]. // 1999. – №65. – С. 203–210.
126. Currey J. D. The mechanical consequences of variation in the mineral content of bone / Currey. // J Biomech. – 1969. – №2. – С. 1–11.
127. Vashishth D. The role of the collagen matrix in skeletal fragility / D. Vashishth. // Curr Osteoporos Rep. – 2007. – №5. – С. 62–66.
128. Wehrli F. W. Nuclear magnetic resonance studies of bone water / F. W. Wehrli, M. A. Fernandez-Seara. // Ann Biomed Eng.. – 2005. – №33. – С. 79–86.
129. Cortical bone water: in vivo quantification with ultrashort echo-time MR imaging. / A. Echawiboonwong, H. K. Song, M. B. Leonard, F. W. Wehrli. // Radiology. – 2008. – №248. – С. 824–833.
130. Measurements of mobile and bound water by nuclear magnetic resonance correlate with mechanical properties of bone. / J. S. Nyman, Q. Ni, D. P. Nicolella, X. Wang. // Bone. – 2008. – №42. – С. 193–199.
131. Moore J.R. Solid state phosphorus-31 magnetic resonance imaging of bone mineral / J.R. Moore, L. Garrido, J.L. Ackerman. // Magn Reson Med.. – 1995. – №33. – С. 293–299.
132. Boskey A. Infrared analysis of bone in health and disease. / A. Boskey, R. Mendelsohn. // J Biomed Opt.. – 2005. – №10.
133. Carden A. Application of vibrational spectroscopy to the study of mineralized tissues (review) / A. Carden, M. D. Morris. // J Biomed Opt.. – 2000. – №5. – С. 259–268.

134. Boskey A. FT-IR imaging of native and tissue-engineered bone and cartilage. / A. Boskey, N. Pleshko Camacho. // *Biomaterials*. – 2007. – №28. – C. 2465–2478.
135. Novel assessment of bone using time-resolved transcutaneous Raman spectroscopy. / [E. R. Draper, M. D. Morris, N. P. Camacho та ін.]. // *J Bone Miner Res.* – 2005. – №20. – C. 1968–1972.
136. Transcutaneous Raman spectroscopy of murine bone in vivo / [M. V. Schulmerich, J. H. Cole, J. M. Kreider та ін.]. // *Appl Spectrosc.* – 2009. – №63. – C. 286–295.
137. Scanning electron microscope studies of bone. // *The Biochemistry and Physiology of Bone* / – New York: Academic Press, 1972. – (2). – C. 259–310.
138. Determining mineral content variations in bone using backscattered electron imaging. / [R. D. Bloebaum, J. G. Skedros, E. G. Vajda та ін.]. // *Bone.* – 1997. – №20. – C. 485–490.
139. Bone mineralization density distribution in health and disease. / P. Roschger, E. P. Paschalis, P. Fratzl, K. Klaushofer. // *Bone*. – 2008. – №42. – C. 456–466.
140. Howell P. G. Volumes from which calcium and phosphorus X-rays arise in electron probe emission microanalysis of bone: Monte Carlo simulation. / P. G. Howell, A. Boyde. // *Calcif Tissue Int.* – 2003. – №72. – C. 745–749.
141. Electron microprobe analysis of elemental distribution in excavated human femurs / J. B. Lambert, S. V. Simpson, J. E. Buikstra, D. Hanson. // *Am J Phys Anthropol.* – 1983. – №62. – C. 409–423.
142. Howell P. G. Monte Carlo simulations of electron scattering in bone / P. G. Howell, A. Boyde. // *Bone*. – 1994. – №15. – C. 285–291.
143. Boskey A. Bone mineralization / A. Boskey // *Bone Mechanics Handbook* / A. Boskey. – Boca Raton: CRC Press, 2001. – (2).
144. Sell D. R. Isolation, purification and partial characterization of novel fluorophores from aging human insoluble collagen-rich tissue. / D. R. Sell, V. M. Monnier. // *Connect Tissue Res.* – 1989. – №19. – C. 77–92.

145. Tang S. Y. Effects of non-enzymatic glycation on cancellous bone fragility / S. Y. Tang, U. D. Zeenath, Vashishth. // *Bone*. – 2007. – №40. – С. 1144–1151.
146. Avery N. C. Quantitative determination of collagen cross-links / N. C. Avery, T. J. Sims, A. J. Bailey. // *Methods Mol Biol.* – 2009. – №522. – С. 103–121.
147. Biomechanical Comparison of Fifth Metatarsal Jones Fracture Fixation Methods. / [N. L. Duplantier, R. J. Mitchell, S. Zambrano та ін.]. // *Am J Sports Med.* – 2018. – №5. – С. 1220–1227.
148. Finite Element Analysis of Osteosynthesis Screw Fixation in the Bone Stock: An Appropriate Method for Automatic Screw Modelling [Електронний ресурс] / [J. Wieding, R. Souffrant, A. Fritsche та ін.] // *PloS one*. – 2012. – Режим доступу до ресурсу: <https://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0033776>
149. Additively manufactured patient-specific prosthesis for tumor reconstruction / [M. Tilton, G. S. Lewis, M. W. Hast та ін.]. // *Design, process, and properties. PLoS One.* – 2021. – №7.
150. Шидловський М. С. Метод оцінки біомеханічних властивостей ендопротезів тазостегнового суглобу під дією фізіологічних навантажень / М. С. Шидловський, В. К. Бондар, О. С. Мусієнко. // *Вісник НТУУ «КПІ». Серія машинобудування*. – 2015. – №3. – С. 131–137.
151. Шидловський М. С. Механічні дослідження різних способів з'єднання переломів вертлюгової ділянки стегнової кістки людини / М. С. Шидловський, Л. М. Юрійчук, Д. Ю. Шпак. // *Вісник Національного технічного університету України "Київський політехнічний інститут". Серія Машинобудування*. – 2010. – №59. – С. 271–276.
152. Експериментальні дослідження засобів остеосинтезу. Монографія. Кол. авторів / За ред. Шидловського М.С., Лакши А.М., – К.: Ленвіт, 2017. – 277 с
153. Маланчук В.О. Імітаційне комп'ютерне моделювання в щелепно-лицевій хірургії. / В.О. Маланчук, М.Г. Крищук, А.В. Копчак. // – К.: Видавничий дім «Асканія», 2013. С. 169-174.
154. Крищук Н.Г. Имитационное компьютерное моделирование напряженно-деформированного состояния челюсти при функциональной нагрузке

/ Н.Г. Крищук, В.А. Маланчук, А.В. Копчак, В.А. Єщенко // Вісник Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут». — 2010. — № 59. — С. 55–58.

155. Маланчук В. О. Особливості відтворення функціональних навантажень в імітаційних моделях кісток середньої зони обличчя / В. О. Маланчук, М. Г. Крищук, А. А. Короткоручко // Український медичний часопис. - 2011. - № 2. - С. 102-105. - Режим доступу: [http://nbuv.gov.ua/UJRN/UMCh\\_2011\\_2\\_31](http://nbuv.gov.ua/UJRN/UMCh_2011_2_31).

156. Гужевський І.В. Питання побудови сучасних математичних моделей біомеханіки при вирішенні проблем ендопротезування кульшового суглоба / І.В. Гужевський, І.І. Солодей // Опір матеріалів і теорія споруд. – 2017. – Вип. 99. – С. 106 - 122.

157. Гужевський І.В. Оцінка навантажень в зоні ацетабулярного компонента ендопротеза кульшового суглоба /І.В. Гужевський, І.І. Солодей // Управління розвитком складних систем. – 2018. – № 33. – С. 151 – 156.

158. Крищук М. Г. Параметри надійності біомеханічних систем з ушкодженими кістками людини. / М. Г. Крищук, А. В. Копчак, В. О. Єщенко. // Літопис травматології та ортопедії.. – 2014. – №1. – С. 62–71.

159. Метод аналізу динамічних навантажень , що впливають на постраждалих при транспортуванні санітарним автомобілем / А. М.Лакша, О. С. Цибенко, М. Г. Крищук, В. О. Єщенко. // Проблеми військової охорони здоров'я : зб . наук . праць УВМА. – 2011. – №1. – С. 205–213.

160. Імітаційне комп'ютерне моделювання впливу латерального релізу на нестабільність надколінка диспластичного генезу / [О. А. Бур'янов, М. Г. Крищук, В. В. Лиходій та ін.]. // Травма. – 2013. – №2. – С. 72–79.

161. Оцінка адекватності імітаційної моделі напружено-деформованого стану сегмента кінцівки з фіксацією перелому стержневим апаратом зовнішньої фіксації. / М. Г.Крищук, М. С. Шидловський, А. М. Лакша, В. О. Єщенко. // Вісник НТУУ КПІ "Машинобудування". – 2011. – №61. – С. 76–80.

162. Распределение контактного давления в тиббио – феморальной зоне в условиях дефекта суставного хряща. / [С. С. Страфун, И. А. Лазарев, О. А. Костогрыз та ін.]. // Науковий вісник «ТРАВМА». – 2011. – №3. – С. 85–92.

163. Крищук М.Г. Імітаційне моделювання функціональних навантажень оклюзійної поверхні супраконструкцій з опорою на дентальні імпланти з метою визначення граничного стану напружень кісткових тканин щелепи людини / М.Г.Крищук, П.В. Леоненко, В.О. Єщенко // Матеріали 3 –ї міжнародної конференції «Біомедична інженерія і технологія» 15 – 16 березня 2012р., Київ., 2012. – С. 97 – 98.

164. Дослідження напружено-деформованого стану моделі гомілки з переломом середньої третини великогомілкової кістки при різних варіантах остеосинтезу в умовах зростаючого стискаючого навантаження на систему «імплантат — кістка» / [М. Ю. Строев, М. І. Березка, В. В. Григорук та ін.]. // Травма. – 2022. – №1. – С. 19–29.

165. Математичне моделювання варіантів остеосинтезу переломів дистального метаепіфіза великогомілкової кістки типу С1 / В. Л.Васюк, О. А. Коваль, М. Ю. Карпінський, О. В. Яресько. // Травма. – 2019. – №1. – С. 28–37.

166. Бегун П. И. Биомеханика: Учебник для вузов / П. И. Бегун, Ю. А. Шукейло. – СПб: Политехника, 2000. – 463 с.

167. Добелис М. А. Роль структурных компонентов компактной костной ткани в ее деформативности и несущей способности / М. А. Добелис, Ю. Ж. Саулгозис // Современные проблемы биомеханики / М. А. Добелис, Ю. Ж. Саулгозис. – Рига, 1985. – (Механика биологических тканей). – С. 70–102.

168. 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”. – Одеса, 2016. – С. 25–26.

169. Розробка апаратно-програмного комплексу для сучасних досліджень фізико-механічних характеристик конструкційних матеріалів / А. М.Романюк, Д. К. Фам, О. В. Тимошенко, А. М. Бабак. // Інновації Молоді В Машинобудуванні. – 2019.

170. Шидловський М. С. Особливості остеопорозноподібної трансформації кісткової тканини в ділянці вогнепальних переломів / М. С. Шидловський, А. А. Лакша, О. С. Мусієнко. // Сучасний стан та перспективи біомедичної інженерії. Матеріали першої міжуніверситетської науково-практичної конференції з міжнародною участю. Біомедична інженерія. – 2017. – №4. – С. 100–104.
171. Shydlovs'kyi M. S. The Effect of Gunshot Injuries of the Bone Tissue on Its Mechanical Characteristics / M. S. Shydlovs'kyi, O. S. Musienko, A. A. Laksha. // Strength of Materials. – 2021. – №3. – P. 463–470.
172. Борзих Н. О. Хірургічне лікування поранених з поліструктурними вогнепальними травмами верхньої кінцівки та їх наслідками : дис. докт. мед. наук / Борзих Наталя Олександрівна – Київ, 2018.
173. Шидловський М. С. Характеристики жорсткості стержневих апаратів фіксації вогнепальних переломів / М. С. Шидловський, А. А. Лакша, О. С. Мусієнко. // Прогресивна техніка, технологія та інженерна освіта. Матеріали XIX міжнародної науково-технічної конференції. – Київ, 2018. – С. 24–27.
174. Crack Resistance Parameters of Nano-reinforced Rubber Products in Mechanical Engineering. / [A. Gondlyakh, A. Kolosov, V. Scherbina та ін.] // Advanced Manufacturing Processes III. InterPartner 2021. Lecture Notes in Mechanical Engineering. / [A. Gondlyakh, A. Kolosov, V. Scherbina та ін.]. – Cham: Springer, 2022.
175. Adaptation of a modified discrete-virtual crack propagation method applied to multilayer finite elements // Sciences of Europe. - 2017: № 21 (75) Vol. 1. - С. 73-79.
176. Computer Analysis of Thermomechanical State of Sealing Steel Lining for Containment of NPPs with VVER-1000/V-320 in Emergencies // Nuclear and Radiation Safety Journal . - 2017: № 4 (76). - С. 28-39
177. Павлюк Я. В. Моделювання процесів повзучості на основі нелінійної теорії в'язкопружності із незалежною від часу нелінійністю / Я. В. Павлюк. // Вістник НТУ "ХПІ". Тематичний випуск: Інформатика і моделювання. – Харків, 2010. – №21. – С. 126–135.

178. Павлюк Я. В. Нелінійна повзучість та релаксація в'язкопружних матеріалів за умов нестационарного одновісного навантаження : дис. канд. техн. наук : 01.02.04 / Павлюк Я. В. – Київ, 2010. – 150 с.

179. Фізико-механічні властивості трабекулярної кісткової тканини кісток гомілковостопного суглоба (експериментальноклінічне дослідження) / Т. М. Омельченко, О. А. Бур'янов, А. П. Лябах та ін.]. // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2017. – №2. – С. 66–72.

180. Кореляція модуля пружності та рентгенологічної щільності кісткової тканини в зоні надп'яtkово-гомілкового суглоба / [Т. М. Омельченко, О. А. Бур'янов, А. П. Лябах та ін.]. // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2018. – №3. – С. 80–84.

181. 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

182. Influence of bone tissue regenerate on rigidity of fractures fixation / M. S.Shidlovskiy, O. S. Musiienko, O. P. Zakhovaiko, Y. A. Lisachenko. // Strength of Materials and Theory of Structures: Scientific-and-technical collected articles. – K.: KNUBA, 2021. – №107. – P. 89–102.

183. Спосіб оцінки впливу регенерації кісткової тканини на жорсткість фіксованих переломів / А. А. Єрмак, О. С. Мусієнко, М. С. Шидловський, О. П. Заховайко. // Збірка праць Міжнародної науково-технічної конференції молодих вчених та студентів «Інновації молоді в машинобудуванні». – 2019. – №1. – С. 39–42.

184. Вплив регенерату кісткової тканини на жорсткість фіксації переломів кісток / [Ю. А. Лисаченко, О. С. Мусієнко, А. А. Єрмак та ін.]. // Збірка праць Міжнародної науково-технічної конференції молодих вчених та студентів «Інновації молоді в машинобудуванні». – 2020. – №2. – С. 29–40.

## ДОДАТОК А

"ЗАТВЕРДЖУЮ"

начальник Української військово-медичної академії

полковник м/с В.Л. Савицький

«26» 2018 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.

## ДОДАТОК Б

### СПИСОК ПУБЛІКАЦІЙ ЗДОБУВАЧА

1. Шидловський М. С. Метод оцінки біомеханічних властивостей ендопротезів тазостегнового суглобу під дією фізіологічних навантажень / М. С. Шидловський, В. К. Бондар, **О. С. Мусієнко**. // Вісник НТУУ «КПІ». Серія машинобудування. – 2015. – №3. – С. 131–137. DOI: <https://doi.org/10.20535/2305-9001.2015.75.50312> *(Особистий внесок авторки полягає у проведенні експериментальних випробувань та у обробці та аналізі отриманих результатів.)*
2. Шидловський М. С. Дослідження міцності фіксації пошкоджень стегнової кістки на синтетичних моделях / М. С. Шидловський, І. А. Лазарев, **О. С. Мусієнко**. // Вісник НТУУ «КПІ». Серія машинобудування. – 2016. – №3. – С. 106–111. DOI: <https://doi.org/10.20535/2305-9001.2016.78.82634> *(Особистий внесок авторки полягає у проведенні експериментальних випробувань та у порівнянні жорсткостей систем фіксації.)*
3. Омельченко Т.М., Бур'янов О.А., Лябах А.П., Мазевич В.Б., **Мусієнко О.С.**, Шидловський М.С. Фізико-механічні властивості трабекулярної кісткової тканини кісток гомілковостопного суглоба (експериментальноклінічне дослідження) / Т.М. Омельченко, О.А. Бур'янов, А.П. Лябах, В. Б. Мазевич, **О.С. Мусієнко**, М.С. Шидловський // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2017. – № 2 (93). – С. 66–72. URL: [http://nbuv.gov.ua/UJRN/Votip\\_2017\\_2\\_12](http://nbuv.gov.ua/UJRN/Votip_2017_2_12) *(Авторкою проведено серію експериментальних досліджень, проаналізовано результати експериментальних і рентгенологічних досліджень зі застосуванням кореляційно-регресійного аналізу.)*
4. Омельченко Т. М., Бур'янов О. А., Лябах А. П., Мазевич В. Б., Шидловський М. С., **Мусієнко О. С.** Кореляція модуля пружності та рентгенологічної щільності кісткової тканини в зоні надп'яtkово-гомілкового суглоба / Т. М. Омельченко, О. А. Бур'янов, А. П. Лябах, В. Б. Мазевич, М. С. Шидловський, **О.С. Мусієнко** // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2018. – № 3 (612). – С. 80–84. DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872018380-84>

*(Авторкою проведено серію експериментальних досліджень, проаналізовано результати експериментальних і рентгенологічних досліджень зі застосуванням кореляційно-регресійного аналізу.)*

5. Shidlovskiy M.S., **Musiienko O.S**, Zakhovaiko O.P., Lisachenko Yu. A. Influence of bone tissue regenerate on rigidity of fractures fixation / M.S. Shidlovskiy, **O.S. Musiienko**, O.P. Zakhovaiko, Yu. A. Lisachenko // Strength of Materials and Theory of Structures: Scientific-and-technical collected articles. – K.: KNUBA, 2021. – Issue 107. – P. 89-102. DOI: <https://doi.org/10.32347/2410-2547.2021.107.89-102> *(Авторкою розроблено математичну модель, яка враховує вплив регенерату у взаємні зміщення точок переломів та оцінки допустимих навантажень на кістку.)*

6. Shydlovs'kyi M. S., **Musienko O. S.**, Laksha A. A. The Effect of Gunshot Injuries of the Bone Tissue on Its Mechanical Characteristics / M. S. Shydlovs'kyi, **O. S. Musienko**, A. A. Laksha // Strength of Materials. Vol. 53, No. 3, 2021, P. 463-470. DOI: <https://doi.org/10.1007/s11223-021-00307-w> *(Особистий внесок авторки полягає у проведенні експериментальних випробувань, порівнянні жорсткісних властивостей кісткової тканини до та після вогнепального перелому та у порівнянні жорсткостей апаратів зовнішньої фіксації при різних розміщеннях стрижнів.)*

7. 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. *(Авторкою проведено серію експериментальних досліджень, проаналізовано результати експериментальних і рентгенологічних досліджень зі застосуванням кореляційно-регресійного аналізу.)*

8. Шидловський М.С., Заховайко О.П., Димань М.М., **Мусієнко О.С.** Дослідження функціональної надійності систем остеосинтезу // XV міжнародна науково-технічна конференція «Приладобудування: стан і перспективи», 2016, м. Київ. *(Авторкою зібрано, узагальнено та проаналізовано результати експериментального дослідження.)*

9. 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. *(Особистий внесок авторки полягає у проведенні експериментальних випробувань та у обробці та аналізі отриманих результатів.)*

10. 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. *(Авторкою зібрано, узагальнено та проаналізовано результати експериментального дослідження.)*

11. 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.

12. Шидловський М.С., Димань М.М., **Мусієнко О.С.** Пружні властивості кісткової тканини з врахуванням неоднорідності її структури // Матеріали X Всеукраїнської науково-практичної конференції «Біотехнологія XXI століття» – К.: НТУУ «КПІ», 2016. – С. 99. *(Особистий внесок авторки полягає у проведенні експериментальних випробувань та у обробці та аналізі отриманих результатів.)*

13. Шидловський М.С., Димань М.М., **Мусієнко О.С.** Дослідження структурної неоднорідності кісткової тканини за показниками твердості // Матеріали X Всеукраїнської науково-практичної конференції «Біотехнологія XXI століття» – К.: НТУУ «КПІ», 2016. – С. 100. *(Авторка збрала, узагальнила та проаналізувала результати експериментального дослідження.)*

14. **Мусієнко О.С.**, Єрмак А.А., Пакета Б.Г., Шидловський М. С. Характеристики пружності та релаксація напружень кісткової тканини нижніх кінцівок людини // Збірка матеріалів Всеукраїнської науково-технічної конференції

молодих вчених та студентів «Інновації молоді – машинобудуванню», секція "Динаміка і міцність машин". – К: НТУУ «КПІ» 2017. – С.71-73. *(Авторкою сформульована ідея та мета дослідження, зібрано та проаналізовано результати експериментальних досліджень.)*

15. Шидловський М.С., Лакша А.А., **Мусієнко О.С.** Особливості остеопорозноподібної трансформації кісткової тканини в ділянці вогнепальних переломів // Сучасний стан та перспективи біомедичної інженерії. Матеріали першої міжуніверситетської науково-практичної конференції з міжнародною участю (Київ, 26-27 квітня 2017). Біомедична інженерія. 2017. № 4. С. 100–104. *(Особистий внесок авторки полягає у проведенні експериментальних випробувань, порівнянні жорсткісних властивостей кісткової тканини до та після вогнепального перелому.)*

16. Шидловський М. С., Лакша А. А., **Мусієнко О. С.** Визначення оптимального розташування стержнів в апаратах для фіксації вогнепальних переломів. Прогресивна техніка, технологія та інженерна освіта. Матеріали XVIII міжнародної науково-технічної конференції (Київ, 29 червня – 1 липня 2017). Київ, 2017. С. 55-57. *(Особистий внесок авторки полягає у проведенні експериментальних випробувань та у порівнянні жорсткостей апаратів зовнішньої фіксації при різних розміщеннях стрижнів.)*

17. Єрмак А.А., **Мусієнко О.С.**, Шидловський М.С., Заховайко О.П. Спосіб оцінки впливу регенерації кісткової тканини на жорсткість фіксованих переломів // Збірка праць Міжнародної науково-технічної конференції молодих вчених та студентів «Інновації молоді в машинобудуванні» - 2019. – №1. – С. 39–42. *(Авторкою сформульована ідея та мета дослідження, проаналізовано його результати.)*

18. Лисаченко Ю.А., **Мусієнко О.С.**, Єрмак А.А., Заховайко О.П., Шидловський М.С. Вплив регенерату кісткової тканини на жорсткість фіксації переломів кісток // Збірка праць Міжнародної науково-технічної конференції молодих вчених та студентів «Інновації молоді в машинобудуванні» - 2020. – №2.

– С. 29-40. *(Авторкою розроблено методику оцінки рівня переміщень в переломах кісток під дією зовнішніх сил на стадії утворення кісткового регенерату.)*

19. Омелюх А.І., Білецький, Є.С., **Мусієнко О.С.**, Шидловський М.С. Заховайко О.П. Особливості деформування кісткової тканини під впливом фізіологічних навантажень // Збірка праць Міжнародної науково-технічної конференції молодих вчених та студентів «Інновації молоді в машинобудуванні» - 2020. – №2. – С. 19-28. *(Особистий внесок авторки полягає в аналізі результатів експериментальних досліджень.)*

20. Шидловський М.С., Димань М.М., Заховайко О.П, **Мусієнко О.С.** Особливості механічних випробувань систем остеосинтезу // XXII міжнародна науково-технічна конференція «Прогресивна техніка, технологія та інженерна освіта» Матеріали конференції. – Херсон, 2021.– С. 20-24. *(Авторкою розроблено методику випробувань та створено випробувальне обладнання для вимірювань показників жорсткості та міцності кісток.)*