

О.Г.Шайко-Шайковський, І.С.Олексюк, О.Л.Ковалик

ВИЗНАЧЕННЯ ПАРАМЕТРІВ НАПРУЖЕНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ СТЕГНОВОЇ КІСТКИ ЗА ДОПОМОГОЮ МЕТОДУ СКІНЧЕНИХ ЕЛЕМЕНТІВ

Чернівецький національний університет ім. Ю. Фельдвича,
Буковинська державна медична академія

Резюме. Шляхом математичного моделювання з використанням методу скінчених елементів визначено параметри напружено-деформованого стану неушкодженої стегнової кістки: головних напружень, координатних і сумарних переміщень, оцінено компоненти напруженого стану за допомогою критеріїв: Мізеса, Тріска (Мора-Кулона), Друкера-Прагера, а також – коефіцієнт запасу за критерієм Хілла в разі об'ємного напруженого стану. Розрахунки виконано для випадків ізотропної та анізотропної структури речовини кістки. Отримано розподіл означених параметрів в об'ємі кістки, визначено місце концентрації напружень та їх максимальні значення.

Ключові слова: напружено-деформований стан кісткової тканини, математичне машинне моделювання, напруження, переміщення, деформація.

Вступ. Якісне, ефективне лікування переломів довгих кісток вимагає науково обґрунтованого забезпечення стабільності уламків ушкодженої кістки. Використання металевих та метало-полімерних інтрамедулярних остеосинтезів при лікуванні переломів диктує необхідність вибору геометричних параметрів та конструктивних особливостей фіксуючих систем, якими буде забезпечено міцність, жорсткість і надійність фіксації уламків та фрагментів ушкодженої кістки [1, 2].

Задача ускладнюється тією обставиною, що різні типи переломів (поперечні, косі, гвинтові, осколкові, розтриті, діафізарні, метафізарні, епіметафізарні, проксимальні, тощо) вимагають відповідних для кожного конкретного випадку методів лікування та застосування певних типів фіксуючих систем для забезпечення статичного, динамічного або детензійного варіантів остеосинтезу.

Мета дослідження. Розробити математичну модель, яка дозволить адекватно, з достатньою точністю отримувати відповідні розрахункові значення необхідних параметрів, швидко та оперативно підбирати потрібні характеристики металевих та метало-полімерних систем для забезпечення надійної фіксації уламків ушкодженої кістки [3].

Матеріал і методи. Для забезпечення поставленої мети використано пакет програм ELCUT (версія 4.1), який дозволяє розбивати на елементи координатної області біотехнічну систему "кістка-фіксатор", моделювати певні види закріплень окремих вузлів (граничні умови) та здійснювати зовнішні навантаження на ті чи інші її ланки. Зокрема, при моделюванні та визначенні параметрів напружено-деформованого стану програма дозволяє задавати однакові в усіх трьох координатних напрямках значення фізико-механічних характеристик матеріалу (ізотропний випадок), тобто – величини модулів пружності першого роду E_x ; E_y ; E_z ; модулів зсуву G_x ; G_y ; G_z та коефіцієнтів Пуассона μ_x ; μ_y ; μ_z ; або – з різними для всіх координатних осей значеннями (анізотропні матеріали) означених параметрів.

Такий спосіб дає можливість порівняти результати розрахунків для обох підходів щодо структури матеріалу та визначити різницю між ними.

Математичне моделювання та здійснення розрахунків при визначенні параметрів напружено-деформованого стану цілої (неушкодженої) кістки необхідні для подальшого машинного моделювання різних типів і видів переломів та способів фіксації уламків ушкоджених кісток за допомогою низки різноманітних фіксуючих систем, які можуть бути застосовані в таких випадках. Величина та розподіл напружень, що при цьому виникають, повинні наближатися до таких, які одержано для цілої неушкодженої кістки, отже – вона може вважатися своєрідним еталоном.

Результати розрахунків, отримані в ізотропних та анізотропних випадках структури кістки дозволяє оцінити якість та достовірність інженерно-розрахункових і експериментальних методик щодо визначення форми та розмірів металевих і метало-полімерних фіксуючих систем, необхідні геометричні, фізико-механічні параметри блокуючих та фіксуючих елементів, їх кількість в цих біотехнічних системах. Можливість здійснення вказаних розрахунків за умови, коли може бути прийнято гіпотезу про ізотропну будову кісткової речовини, дозволяє значною мірою спростити методики розрахунків.

Результати дослідження та їх обговорення. Нативний препарат цілої неушкодженої стегнової кістки, взятої при автопсії в людини I вікової групи (20–40) ро-

ків, що загинула раптовою смертю в результаті нещасного випадку, було виміряно за допомогою штангенциркуля з точністю до $1 \cdot 10^{-3}$ см. Виміри проводились у двох площинах: фронтальній та сагітальній для кожного поперечного перерізу, відстані між якими було прийнято 1 см. За даними проведених вимірювань побудовано 4-и бокових види (проекції) кістки, а також – форма та розміри кожного поперечного перерізу. Це дало можливість за допомогою координатних точок, розташованих на обрисі перерізу кістки ввести відповідні значення в ЕОМ. На рис. 1 наведено переріз стегнової кістки, розбитий на скінченні елементи за допомогою ЕОМ.

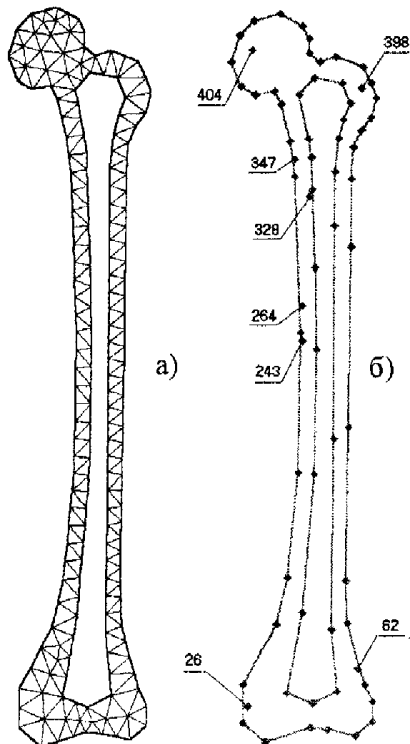


Рис. 1. Фронтальний переріз стегнової кістки:
а) розбиття на скінченні елементи;
б) номери та місцезнаходження небезпечних точок

Граничні умови задано як такі, що імітують шарнірне закріплення в дистальному кінці кістки. Зовнішні навантаження відповідають екстремально можливому випадку, коли вся маса тіла пацієнта (80 кг) повністю припадає на одну ногу.

За допомогою означеної програми визначено розподіл напружень у матеріалі неушкодженої стегнової кістки. На рис. 2 наведено розподіл напружень σ_{xx} , σ_{yy} , τ_{xy} по площині перерізу в разі ізотропної і анізотропної будови матеріалу кістки.

Густина кольору зображень відповідає величині напружень, шкалу яких подано на кожному рисунку.

На рис. 3 наведено розподіл головних (екстремальних) напружень по перерізу кістки, які визначались за виразом:

$$\sigma_{1,3} = \frac{1}{2} \left[(\sigma_{xx} + \sigma_{yy}) \pm \sqrt{(\sigma_{xx} - \sigma_{yy})^2 + 4\tau_{xy}^2} \right]$$

Для порівняння ці напруження визначено як для ізотропної, так і анізотропної структур кісткової тканини

На рис. 4 наведено величини повних та осьових переміщень у матеріалі кістки при ізотропній та анізотропній будові структури.

На рис. 5 наведено величини головних деформацій кісткової тканини стегнової кістки для випадку розрахунків щодо ізотропної та анізотропної структури.

Для перевірки достовірності отриманих розрахункових даних проведено їх порівняння з використанням незалежних критеріїв, які базуються на відомих класичних теоріях міцності. На рис. 6 наведено результати розрахунків, проведених за різними критеріями для випадків ізотропної та анізотропної структури кісткової речовини.

Аналіз та порівняння результатів розрахунків за різними критеріями свідчить, що за всіма критеріями отримано практично однакові результати як для ізотропної, так і для анізотропної структури кісткової речовини. Схожість або досить близьке значення результатів, отриманих за різними критеріями, свідчить про достовірність отриманої розрахункової інформації. Крім того, результати розрахунку для ізотропної та анізотропної структур для наведених критеріїв свідчать про можливість використання в розрахунках біотехнічних метало-полімерних систем гіпотези про ізотропну будову речовини кісткової тканини. Отже, аналіз числових значень показав, що результати розрахунків, отриманих при використанні гіпотез про ізотропну та анізотропну структури кісткової речовини досить чітко збігаються майже у всіх випадках для більшості параметрів, що характеризують напружено-деформований стан.

Так, в усіх небезпечних точках: 26, 62, 243, 264, 328, 347, 398 і 404 (рис. 1) найбільші числові значення напружень завжди відповідні одне до одного, крім того, знаки всіх головних напружень для всіх означених вище точок також збігаються. Величина головного напруження s_1 для ізотропного матеріалу завжди більше відповідного значення, отриманого для анізотропної структури. Різниця між цими параметрами знаходиться в межах від 11,2% до 52,0%. Виключення складають лише точки 62 та 404, в яких s_1 для анізотропної структури перевищує відповідний показник для ізотропної відповідно на 7,0% та 5,4%, що не може вважатись досить суттєвим.

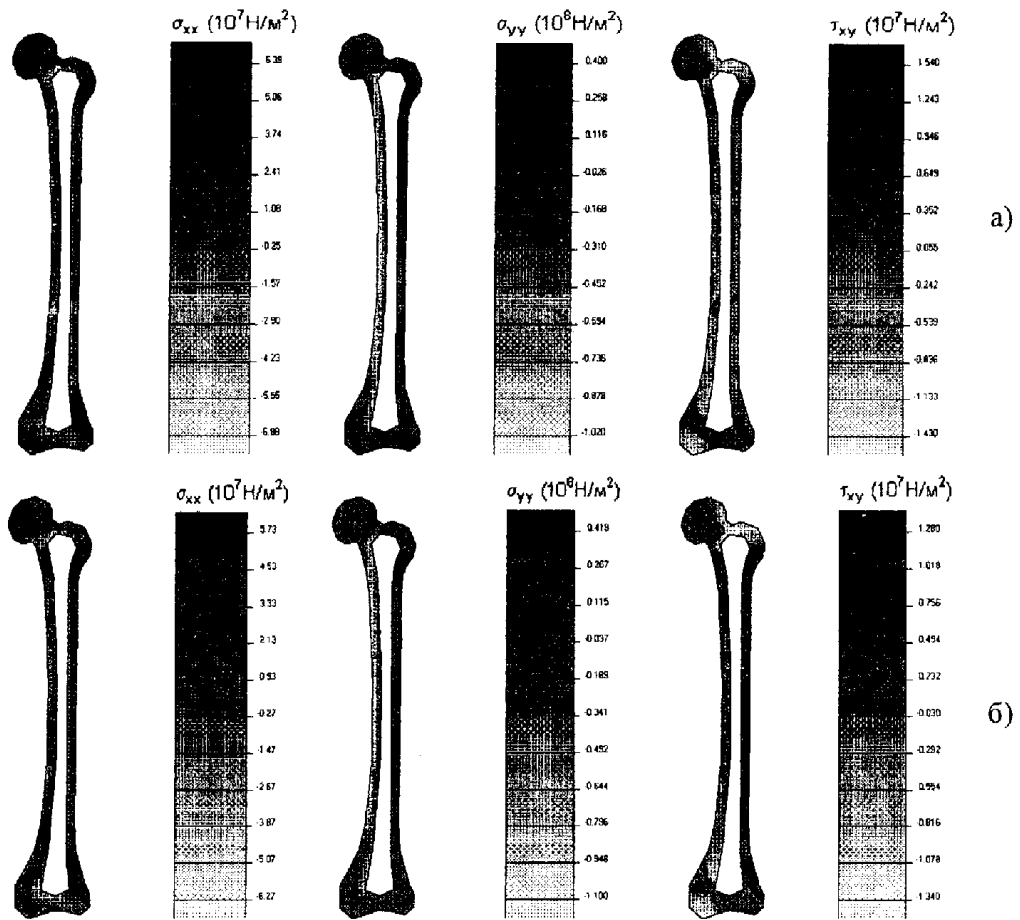


Рис. 2. Розподіл напружень s_{xx} , s_{yy} , t_{xy} в матеріалі кістки для ізотропної (а) та анізотропної (б) структур

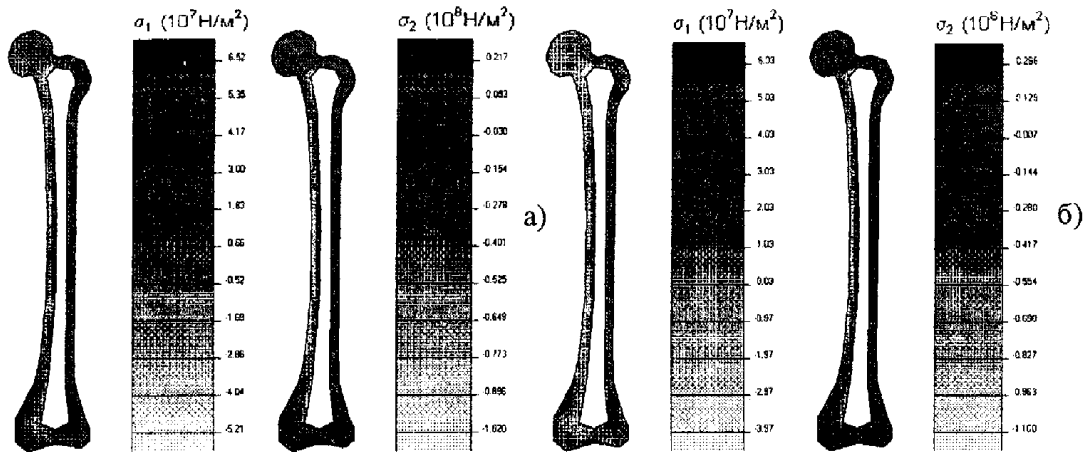


Рис. 3. Розподіл головних напружень s_1 та s_2 в матеріалі кістки для ізотропної (а) та анізотропної (б) структур

Так само головне напруження s_3 для ізотропної структури отримано більшим в досить значних межах (від 2,9% до 7,2%), крім точки 243, в якій воно менше на 1,9%, що також може вважатись незначним.

Проте оцінка достовірності отриманих результатів за критерієм Мора свідчить про хорошу кореляцію між отриманими результатами розрахунків щодо ізотропної та анізотропної структури матеріалу. Практично в усіх точках, крім точки 243, величини вказаного критерію для ізотропного матеріалу мають вищі значення відповідних величин для анізотропних матеріалів у межах 2,1% – 14,1%. Для точки 243 цей показник менший на 1,93%, що також може вважатись незначним.

Переміщення, які визначено для ізотропної структури дещо більші в точках

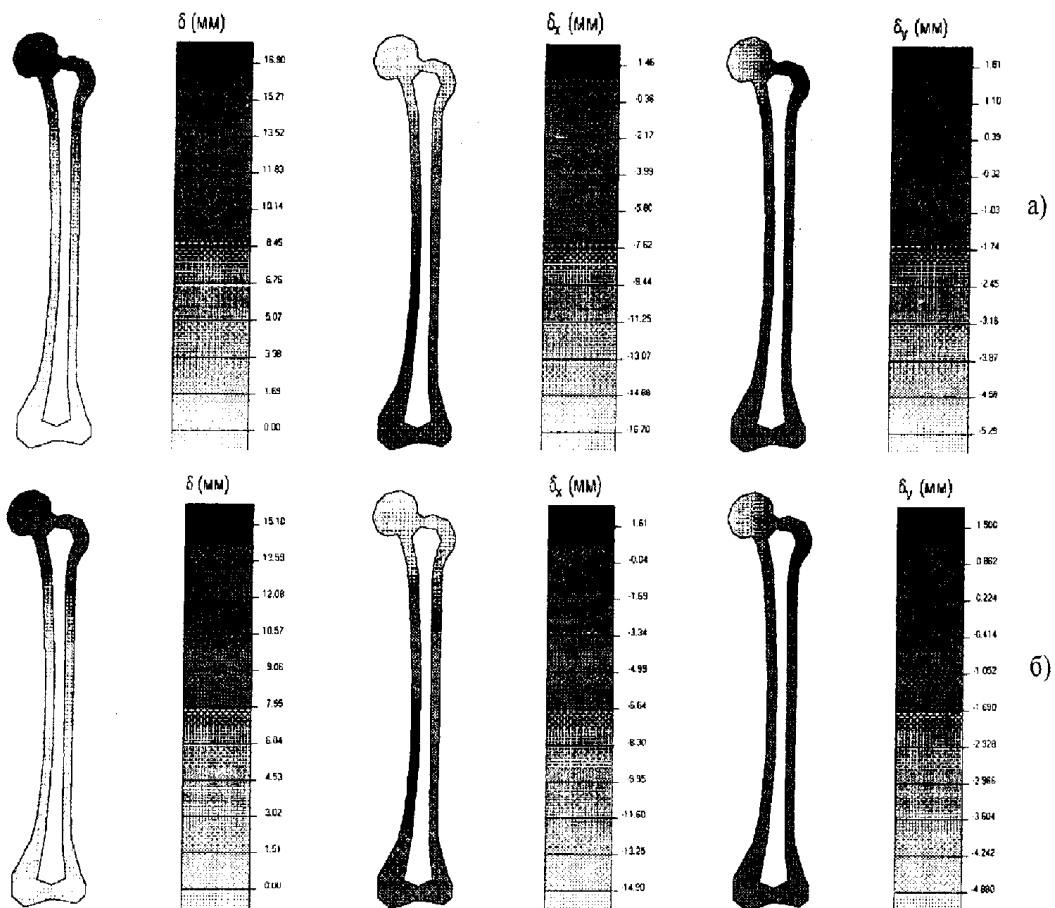


Рис. 4. Переміщення в матеріалі кістки: для ізотропної (а) та анізотропної (б) структур

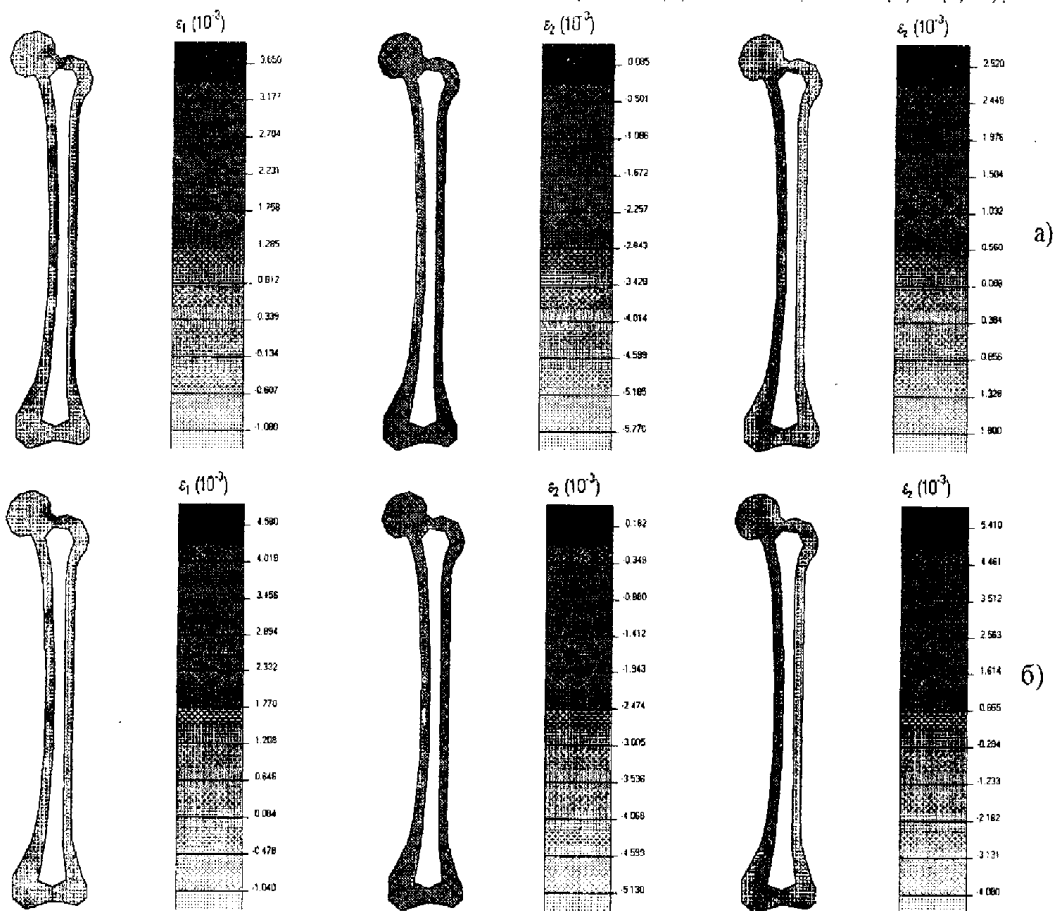


Рис. 5. Головні деформації кісткової тканини: для ізотропної (а) та анізотропної (б) структур

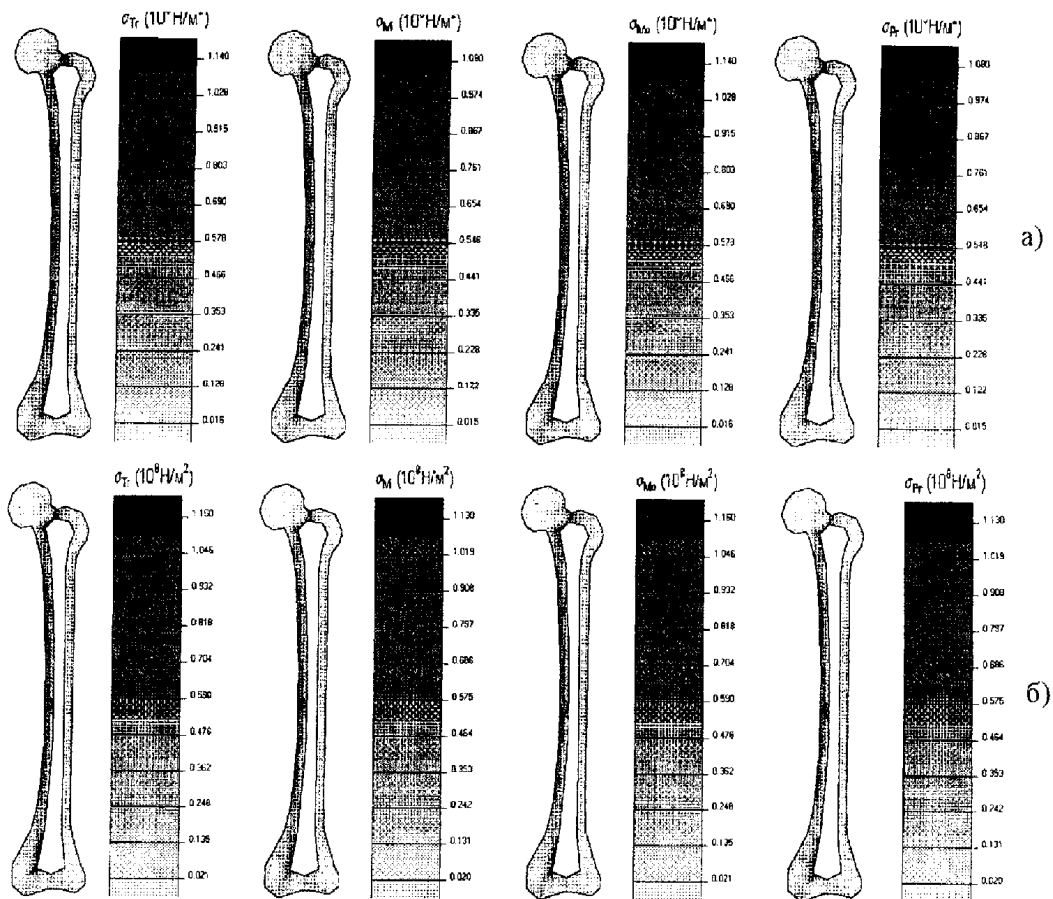


Рис. 6. Оцінка напруженого стану кісткової речовини за різними критеріями: ізотропна (а) та анізотропна (б) структури

26, 243, 264, 328, 404. Проте – в точках 62, 26, 398 ці переміщення отримано більшими для розрахунку щодо анізотропної структури.

Слід мати на увазі, що в реальних умовах переміщення, а також виникаючі напруження будуть значно меншими ніж значення, що отримані в результаті проведених вище розрахунків, оскільки прийняті граничні умови імітують шарнірно нерухоме закріплення. Колінний суглоб дійсно дає можливість дистальному кінцю кістки не тільки повертатись, але також і зсуватися в горизонтальному напрямку.

Висновки.

1. Розроблено методику та проведено розрахунки напружено-деформованого стану цілої неушкодженої кістки із застосуванням програми ELCUT (версія 4.1) та персонального комп'ютера.

2. Проведено розрахункове визначення та порівняння параметрів напружено-деформованого стану у разі використання гіпотези про ізотропну та анізотропну будову кісткової речовини.

3. Отримані значення можуть в подальшому вважатись своєрідним еталоном при оцінці параметрів напружено-деформованого стану пошкоджених та синтезованих різними типами фіксуєчих систем стегнових кісток.

Література. 1. *Адамович И.С., Янсон И.А.* Исследование напряженного состояния большеберцовой кости человека при кручении методом конечных элементов // *Механика композитных материалов.* – 1981. – №3. – С.499-504. 2. *Галлагер Р.* Метод конечных элементов. – М.: Мир, 1984. – 428 с. 3. *Зенкевич С.* Метод конечных элементов в технике. – М.: Мир, 1975. – 541 с.

DETERMINATION OF THE PARAMETERS OF A THIGH BONE STRAINED-DEFORMED STATE BY MEANS OF THE COMPLETED ELEMENTS METHOD

O.G. Shaiko-Shaikovskyi, I.S. Oleksiuk, O.L. Kovalyk

Abstract. By means of mathematical simulation, employing the completed elements method, it has been possible to determine the parameters of the strained-deformed state of an undamaged thigh

bone: head pressures, coordinate and total displacements, to evaluate the components of the strained state by means of the criteria of Mises, Trisk (More-Coulon), Druker-Prager, as well as the reserve factor according to Hill's criterion in case of a volumetric strained state. Calculations have been carried out in relation to the isotropic and anisotropic structure of the osseous tissue. The authors have obtained the distribution of the said parameters within the bone volume and determined the sites of concentrated tensions and their maximum values.

Key words: strained-deformed state of the osseous tissue, mathematical machine simulation, tension displacement, deformity.

Yu. Fedkovych National University (Chernivtsi)
Bukovinian State Medical Academy (Chernivtsi)

Надійшла до редакції 6.07.2001 року