

## МЕТОД СТВОРЕННЯ РЕАЛІСТИЧНИХ СКІНЧЕННО-ЕЛЕМЕНТНИХ МОДЕЛЕЙ ДОВГИХ КІСТОК

Laksha A.  
Ukrainian Military Medical Academy, Kyiv, Ukraine (dr\_laksha@mail.ru)

### THE METHOD OF CREATING REALISTIC FINITE-ELEMENT MODELS OF LONG BONES

*У статті детально описано метод створення скінченно-елементарних моделей довгих кісток людини з використанням програмного комплексу Mimics. Побудова реалістичних моделей полягала у використанні комп'ютерних томограм сегментів кінцівок і проведенні розбиття кісток на типи: компактна, губчаста та кістково-мозковий каналу на основі чисел Hounsfield. Створеним моделям привласнені анізотропні властивості. У програмному середовищі Ansys представлено працездатність моделі.*

*Ключові слова:* довгі кістки, комп'ютерне моделювання.

#### Вступ

Метод скінченно-елементних моделей (СЕМ) – це комп'ютерна технологія структурного аналізу напруження в твердотільній моделі. Він був розроблений в інженерній механіці, і застосований в ортопедичній біомеханіці в 70-х роках 20-го сторіччя. Мета цих досліджень полягала в оцінці співвідношення між механічними властивостями і морфологією кісткової тканини, а також в оптимізації конструкцій імплантатів [1]. Метод СЕМ дозволяє з високою точністю визначати розподіл напружень, напрямок і величину деформацій в окремих об'ємах та точках (вузлах) моделі, запас міцності та особливості її руйнування при дії граничних навантажень.

Але впродовж декількох десятиріч застосування СЕМ в цій області було обмежено через відсутність на той час потужних комп'ютерів і програмних комплексів.

В даний час прогрес комп'ютерних технологій і удосконалення методів цифрової обробки томографічних зображень розкривають нові можливості в створенні і аналізі тривимірних моделей кісток. Сучасні програмні комплекси Mimics, 3-D Doctor, Siplant та інші дозволяють відтворювати складну геометрію та структуру кісток людини. Одночасно проблема біомеханічного аналізу взаємодії систем фіксації та кісток залишається до кінця невирішеною.

Основною проблемою дослідження біомеханічних систем є максимально точне наближення моделі до реального біологічного об'єкту. При застосуванні методу скінченних елементів вирішення цієї проблеми вимагає точного визначення геометрії об'єкту, механічних властивостей матеріалу, силових навантажень і граничних умов. Для інженерних конструкцій ці параметри є чітко детермінованими і загальновідомими, крім того, майже завжди існує можливість співставлення розрахункових і експериментальних даних. При аналізі біомеханічних систем, виникає низка проблем у визначенні параметрів об'єкту, які впливають на вірогідність створених моделей. В останні роки були здійснені певні підходи, що до вирішення завдання по створенню моделі кісток людини, похибка яких при визначенні напружень і деформацій не перевищує 3-18% [2, 3].

Перспективним напрямком біомеханічних досліджень на сьогодні є аналіз напружено-деформованого стану методом скінченних елементів систем кістка-фіксатор. Створення реалістичних СЕМ кісток та елементів фіксації є попереднім компонентом у дослідженні віртуальних моделей фіксатор-кістка.

Відомо, що кісткова тканина за своїми механічними властивостями є неоднорідною, нелінійною і анізотропною. Вона має виражені в'язко-пружні властивості і здатність до структурної перебудови під дією навантажень [1]. В сучасній літературі існують значні розбіжності у визначенні основних механічних констант навіть для неураженої кісткової тканини. Модулі пружності кортикальної кістки, що визначені в різних дослідженнях, коливаються від 4 до 22 ГПа, а губчастої від 0,05 до 1,5 ГПа і більше. Величина коефіцієнту Пуассона також коливається для різних типів кісткової тканини в межах 0,19-0,35 [4]. Механічні властивості кісткової тканини мають індивідуальні та топографічні варіації, крім того на величину модуля суттєво впливають особливості методики його визначення [5]. Основні механічні характеристики кістки є анізотропія, яка залежить від орієнтації остеонів і трабекул кісткової речовини. Неоднорідність кісткової тканини відзначається наявністю кортикальної і губчастої кістки, а також перехідних зон. Однак за аналізом доступних наукових джерел не зустрічається метод створення реалістичних СЕМ довгих кісток, які б містили всі шари:

кортикальний, спонгіозний та кістково-мозковий канал. Відтворення всіх цих особливостей кісткової тканини для програм, що реалізують метод скінченних елементів, принципово можливе, хоча воно і потребує їх точного математичного описання вхідних даних та суттєво ускладнює модель. Зважаючи на це, більшість авторів при створенні моделей кісток людини вдаються до певних спрощень для узагальненого вирішення конкретних клінічних завдань, без врахування наявності в довгих кістках кісткових тканин з різними механічними властивостями.

Низка сучасних комп'ютерних програм для 3-D візуалізації біологічних об'єктів включає модулі, що дозволяють створювати і оптимізувати поверхневу та об'ємну скінченно-елементну сітку 3-D об'єкта, проводити її модифікацію та експорт в програми, що реалізують метод скінченних елементів. Одною із сучасних комп'ютерних технологій моделювання вказаних об'єктів є програмне середовище Mimics 12.5 (Materialise, Бельгія) [6], яке дозволяє створювати і оптимізувати СЕМ довгих кісток, з врахуванням їх неоднорідної структури.

#### Мета дослідження

Розробка алгоритму для автоматизованого створення реалістичних СЕМ довгих кісток на основі комп'ютерно-томографічних досліджень, з урахуванням характеристик кісткової тканини та використанням програмного комплексу Mimics.

#### Матеріали і методи дослідження

Алгоритм створення реалістичних СЕМ довгих кісток розглянуто на прикладі побудови моделі великогомілкової кістки. Комп'ютерну модель було створено на основі томографічного дослідження 9 гомілок у 8 пацієнтів чоловічої статі віком від 23 до 54 років без ознак кісткової патології.

Комп'ютерна томографія виконана на комп'ютерному томографі Light Speed Plus фірми General Electric з товщиною зрізу 1 мм. Результати дослідження було представлено в вигляді серії файлів формату DICOM. Все подальше моделювання проводили на серійному комп'ютері Pentium IV. Для створення тримірної моделі великогомілкової кістки файли було імпортовано в програмне середовище Mimics 12.5 (Materialise, Бельгія). Після отримання об'ємної моделі з розбиттям на скінченні елементи, файл зберігався у форматі STL. За допомогою макросу „STL Import for SolidWorks” (Sycode, Індія) файл відкривали в SolidWorks (Solid Works Cor.), після чого його зберігали у PRT-форматі, який доступний програмі ANSYS (USA).

В програмне середовище SolidWorks попередньо був вмонтований макрос STL Import for SolidWorks, за допомогою якого здійснений імпорт повношарової моделі з властивостями тканин із середовища Mimics. Це дало можливість зберегти файл СЕМ в форматі PRT, який є універсальним технічним форматом. В наступному тримірну модель експортували в програмне середовище ANSYS, де проводили пробні навантаження та розрахунки.

На рис 1. відображена схема побудови реалістичних СЕМ довгих кісток.



Рис. 1. Схема побудови реалістичних СЕМ довгих кісток

#### Побудова тривимірної моделі великогомілкової кістки

Комп'ютерні моделі було створено на основі томографічних досліджень гомілок пацієнтів без ознак кісткових патологічних змін. Отримані томографічні зрізи в форматі DICOM були імпортовані в програмне середовище Mimics (Рис. 2).

В процесі сегментації томографічних зрізів в напівавтоматичному режимі, було виділено ділянки, що відповідають компактному і губчастому шару кістки та кістково-мозковому каналу на основі їх рентгенологічної щільності, з використанням чисел Hounsfield, після чого було проведено корекцію контурів на

ділянках, де виникали суттєві похибки чи очевидна невідповідність (Рис. 3). З 2D даних, програмне забезпечення дозволяє створювати 3D-моделі з максимальною точністю і гнучкістю. За програмним алгоритмом відтворені пошарово 3D-моделі кортикального шару, губчастого шару кістки та кістково-мозкового каналу (Рис. 4-6).

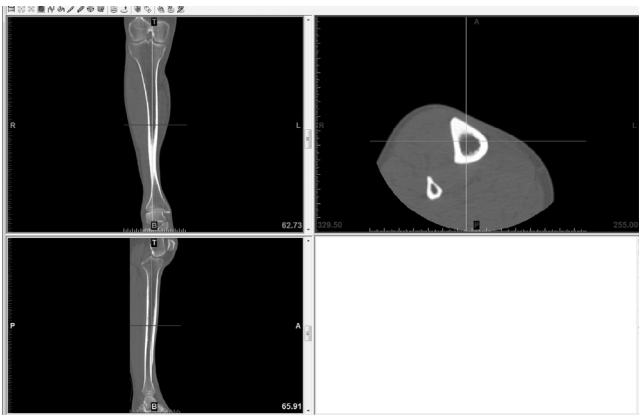


Рис. 2. Відображення результатів комп'ютерної томографії гомілки в середовище програмного комплексу Mimics

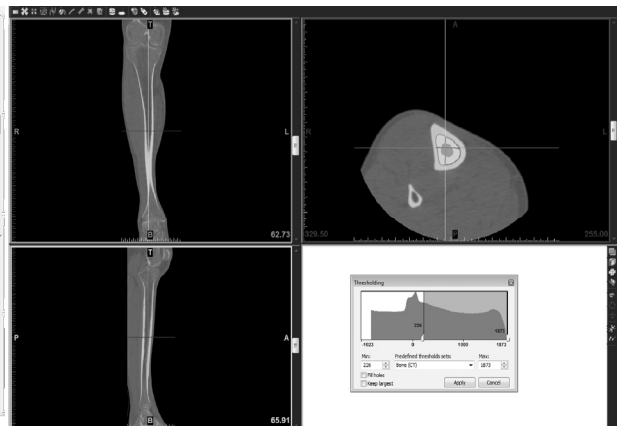


Рис. 3. Сегментація моделі за рентгенологічною щільністю з використанням чисел Hounsfield

Тримірна модель великогомілкової кістки, що включала ділянки компактної і губчастої речовини та кістково-мозкового каналу, була побудована автоматично і детально проаналізована з точки зору її просторової геометрії.



Рис. 4. 3D-модель кортикального шару великогомілкової кістки



Рис. 5. 3D-модель кортикального шару великогомілкової кістки у перетині



Рис. 6. 3D-модель кортикального шару та губчастої кістки великогомілкової кістки у перетині кортикального шару

Програмний комплекс дозволив із 9 пошарових 3D-моделей великогомілкової кістки автоматично в кожному шарі вирахувати та збудувати середньоарифметичну 3D-модель. На цій моделі розбивали об'ємну сітку, в кожному шарі окремо. В ділянках, де передбачали наявність концентрації напруг, в зонах потоншення кортикальної кістки, в ділянках зі складною геометрією ми вдавались до згущення сітки (Рис. 7). Модель гомілкової кістки пошарово зберігали у форматі STL.

#### Властивості матеріалів

Губчасту кістку та кістково-мозковий канал розглядали гомогенним, лінійним і ізотропним, а кортикальну кістку анізотропною. Властивості тканини взяті з дослідження Knets та Malmeisters 1977, які визначили величини модулів пружності для лінійної анізотропної СЕМ, на основі співставлення розрахункових і експериментальних даних [6].

Модуль Юнга для кортикального шару кісткової тканини склав:  $E_1= 6,91$  ГПа;  $E_2= 8,51$  ГПа;  $E_3= 18,4$  ГПа; для губчастого 0,78 ГПа, коефіцієнт Пуасона для кортикального шару:  $\nu_{12}= 0,49$ ;  $\nu_{13}= 0,12$ ;  $\nu_{23}= 0,14$ ;  $\nu_{21}= 0,62$ ;  $\nu_{31}= 0,32$ ;  $\nu_{32}= 0,31$ ; для губчастого – 0,27. Якості кістково-мозкового каналу ми прийняли як у сполучній тканині. Файл моделі зберегли у форматі STL.

#### Обговорення

Застосування програмного комплексу Mimics 12.5 дозволило створити СЕМ, що з високою точністю відтворювали особливості їх геометрії та неоднорідність структури. На відміну від попередніх скінченно-елементних моделей, що відтворювали лише загальні особливості анатомії довгих кісток, в даному дослідженні було використано принцип максимального наближення форми моделей до форми довгих кісток на основі методу тримірної реконструкції за даними комп'ютерної томографії. Відтворення структурної неоднорідності

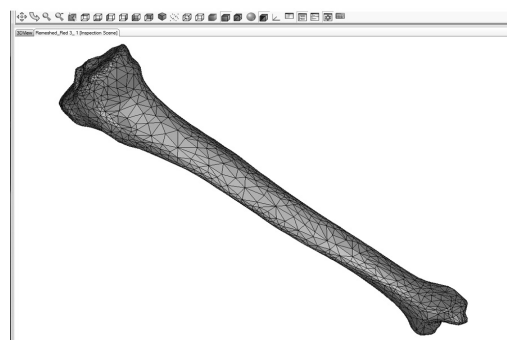


Рис. 7. 3D-модель великогомілкової кістки, яка розбита на скінченно-елементну тетраїдну сітку

кісткової тканини дозволить вивчати розподіл напруг не лише на поверхні, але й в товщі кісток. Одночасно результати модельного експерименту свідчать, що недостатньо точно відтворення ступеню механічної неоднорідності кісткової тканини та нехтування анізотропією її пружних властивостей при створенні СЕМ довгих кісток може призводити до виникнення похибок у визначенні величини локальних напружень і деформацій [7].

#### Висновки

1. На основі томографічних досліджень та використання програмного комплексу Mimics 12.5 (Materialize) створено алгоритм побудови високоточних тримірних реалістичних СЕМ довгих кісток людини. Запропонований алгоритм дозволяє точно відтворювати геометричні розміри та структуру кісток з наданими біофізичними властивостями.

2. Створені реалістичні скінченно-елементарні моделі довгих кісток людини є потужним інструментом комп'ютерного моделювання для вивчення біомеханічних взаємодій систем імплантат-кістка.

3. За допомогою розроблених реалістичних СЕМ моделей довгих кісток людини можливо проводити комп'ютерне моделювання для розрахунків оптимальних систем фіксації кісткових уламків при переломах кісток на основі визначення критичних зміщень і деформацій як в кістковій тканині, так і в металевих конструкціях пристроїв фіксації.

**Аннотация.** В статье подробно описан метод создания конечно-элементарных моделей длинных костей человека с использованием программного комплекса Mimics. Построение реалистических моделей заключалось в использовании компьютерных томограм сегментов конечностей и, на основе чисел Hounsfield, разбиении костей на типы: компактная, губчатая и костномозговой канал. Созданным моделям присвоены анизотропные свойства. В программной среде ANSYS модели показали отличную работоспособность

**Ключевые слова:** длинные кости, компьютерное моделирование.

**Abstract.** The article describes in detail a method of finite elementary models of human long bones using a software package Mimics. Algorithm for creating realistic models of elementary-course of long bones examined by the example of constructing a model of the tibia. A computer model was created based on the homographic study nine legs in 8 male patients aged 23 to 54 years with no signs of bone pathologic. Creating realistic models was to use computer tomography of limb segments and, based on the numbers of Hounsfield, a partition on the types of bone: compact, and the spongy medullar canal. The models assigned anisotropic properties. In the software environment of ANSYS models showed excellent performance. With the help of realistic finite-elementary models of human long bones can be carried out computer simulations to calculate the optimal system of fixation of bone fragments in fractures of bones based on the definition of critical displacements and strains in bone tissue, and in the metal structures of fixation devices.

**Keywords:** long bones, computers design.

1. Cornelissen P., Cornelissen M., Van der Perre G., Christensen A.B., Ammitzboll F., Dyrbye C. Assessment of tibial stiffness by vibration testing in situ - II. Influence of soft tissues, joints and fibula. J. Biomech. 1986;19(7):551-561.
2. Al-Sukhun J.; Lindqvist C.; Helendius M. Development of a three-dimensional finite element model of a human mandible containing endosseous dental implants. II. Variables affecting the predictive behavior of a finite element model of a human mandible. 2007;80 (1):247-256.
3. Vollmer D, Meyer U, Joos U, Vegh A, Piffko J. Experimental and finite element study of a human mandible. J Craniomaxillofac Surg. 2000;28(2):91-96.
4. Shahar R, Zaslansky P, Barak M, Friesem AA, Currey JD, Weiner S. Anisotropic Poisson's ratio and compression modulus of cortical bone determined by speckle interferometry. J Biomech. 2007;40(2):252-64.
5. Odgaard A, Linde F. The underestimation of Young's modulus in compressive testing of cancellous bone specimens. J Biomech. 1991;24(8):691-8.
6. P'erez M. A., Fornells P., Garc'ia-Aznar J. M., Doblar'e M Validation of bone remodelling models applied to different bone types using mimics Available at: [www.materialise.com/materialise/download/en/2610565/file](http://www.materialise.com/materialise/download/en/2610565/file)
7. Кришук М.Г., Лакша А.М., Єщенко В.О. Оцінка адекватності імітаційної моделі напружено-деформованого стану сегмента кінцівки з фіксацією перелому стержневим апаратом зовнішньої фіксації / М.Г. Кришук, А.М.Лакша, В.О. Єщенко // Вісник Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут», Серія Машинобудування, – К: 2011, – № 61, том 1. – С. 76.

#### REFERENCES

1. Cornelissen P., Cornelissen M., Van der Perre G., Christensen A.B., Ammitzboll F., Dyrbye C. Assessment of tibial stiffness by vibration testing in situ - II. Influence of soft tissues, joints and fibula. J. Biomech. 1986;19(7):551-561.
2. Al-Sukhun J.; Lindqvist C.; Helendius M. Development of a three-dimensional finite element model of a human mandible containing endosseous dental implants. II. Variables affecting the predictive behavior of a finite element model of a human mandible. 2007;80 (1):247-256.
3. Vollmer D, Meyer U, Joos U, Vegh A, Piffko J. Experimental and finite element study of a human mandible. J Craniomaxillofac Surg. 2000;28(2):91-96.
4. Shahar R, Zaslansky P, Barak M, Friesem AA, Currey JD, Weiner S. Anisotropic Poisson's ratio and compression modulus of cortical bone determined by speckle interferometry. J Biomech. 2007;40(2):252-64.
5. Odgaard A, Linde F. The underestimation of Young's modulus in compressive testing of cancellous bone specimens. J Biomech. 1991;24(8):691-8.
6. P'erez M. A., Fornells P., Garc'ia-Aznar J. M., Doblar'e M Validation of bone remodelling models applied to different bone types using mimics Available at: [www.materialise.com/materialise/download/en/2610565/file](http://www.materialise.com/materialise/download/en/2610565/file)
7. Krishchuk M.G., Laksha A.M., Yeshchenko V.O. Modeli napruzhenno-deformovanogo stanu segmenta kintsivki [Evaluation of the adequacy of a simulation model of the stress-strain state of the limb segment fracture fixation rod device for external fixation] J. Mechanical Engineering. 2011;61(1):76-80.