

ОСТЕОСИНТЕЗ СЕГОДНЯ И ЗАВТРА

УДК 616.718.5-001.5-089.2:004.942

Особливості побудови кінцево-елементної моделі на прикладі системи «довга кістка – стрижневий апарат»

А. М. Лакша

Українська військово-медична академія, Київ

Ключові слова: великогомілкова кістка, імітаційна кінцево-елементна модель, перевірка точності комп'ютерної моделі

Вступ

Останнім часом у клінічній практиці для розрахунків напружень і деформацій у системах «довга кістка – засіб фіксації перелому» широко застосовують комп'ютерне моделювання на основі методу кінцевих елементів [1]. Найважливішими завданнями вказаного комп'ютерного моделювання є точне відтворення геометричних характеристик біологічних і механічних компонентів системи, обґрунтоване завдання механічних властивостей зазначених компонентів і адекватне відтворення характеру діючих навантажень.

Під час «кінцево-елементного» математичного моделювання напружено-деформованого стану поєднаних неоднорідних елементів конструкцій біомеханічних систем основні похибки розрахунків величин переміщень, деформацій і напружень розділяють за джерелами їх походження на п'ять груп: похибки формалізації, які виникають під час переходу від об'єкта-оригіналу до його імітаційної моделі і обумовлені наближенням відповідності об'єкта-оригіналу за істотними ознаками до його кінцево-елементної моделі (КЕМ); похибки вхідних даних, які пов'язані з фізичними вимірами параметрів об'єкта-оригіналу (фізико-механічні властивості, кінематичні та силові умови навантаження); похибки проекційно-сіткового методу, які залежать від вибору типу кінцевих елементів для імітаційної моделі та їх кількості в зонах з великими градієнтами напружень; похибки чисельного алгоритму, які пов'язані з наближеними методами рішень математичних співвідношень чисельними методами; похибки округлення результатів чисельних рішень, пов'язаних з комп'ютерною технікою [2–6]. Очевидно, що головним завданням під час розрахунку напружень і деформацій в системах «дов-

га кістка – засіб фіксації перелому є забезпечення мінімуму похибок, які можуть бути проаналізовані за зазначеними групами та стати показниками точності моделі.

Мета дослідження: розробка методики створення реалістичних КЕМ систем «довга кістка – пристрій фіксації перелому» з урахуванням механічних властивостей елементів системи та перевірка її точності.

Матеріал та методи

Побудова моделі системи «довга кістка – стрижневий апарат» розглянуто на прикладі великогомілкової кістки з переломом на рівні середньої третини та апарата зовнішньої фіксації конструкції О. К. Попсуйшапки [9].

Алгоритм створення реалістичних КЕМ 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 представлено у вигляді серії файлів формату DICOM. Подальше моделювання проводили на серійному комп'ютері Pentium IV. Для створення тривимірної моделі великогомілкової кістки файли було імпортовано до програмного середовища «Mimics 12.5» (Materialise, Бельгія). Після отримання об'ємної моделі з розподілом на кінцеві елементи файл зберігали у форматі STL. За допомогою макросу «STL Import for SolidWorks» (Sycode, Індія) файл відкривали в SolidWorks (Solid Works Cor.), і тоді його зберігали у PRT-форматі,

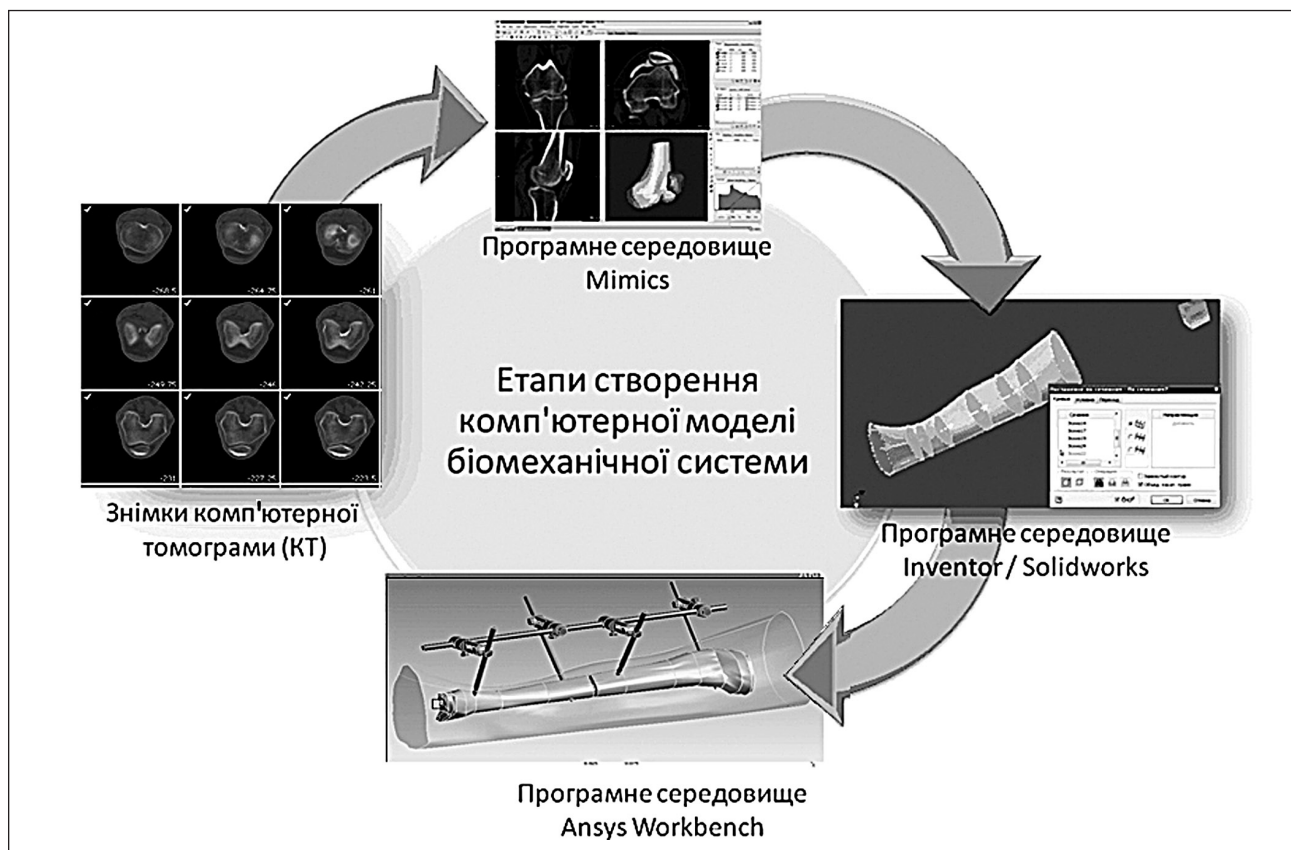


Рисунок. Схема побудови реалістичних КЕМ довгих кісток

який доступний у програмі ANSYS (USA). На рисунку відображено схему побудови реалістичних КЕМ довгих кісток.

Середньостатистичний діапазон величин модулів пружності неоднорідних шарів великогомілкової кістки наведено в табл. 1 за даними наукової літератури [7–10].

Для спрощення розрахунків напруженого та деформованого стану біомеханічних систем кожен з типів кісткової тканини розглядали як гомогенний з ізотропними (спонгіозний шар, кістковомозковий канал) та анізотропними (корковий шар) властивостями.

Для натурних випробувань системи «довга кістка — стрижневий апарат» було використано уні-

версальну випробувальну машину TIRAtest-2151. Технічні характеристики: максимальне випробувальне навантаження 5 кН; вимірювана сила від 0,1 Н до 5 кН; вимірювання переміщень траверси за допомогою прорізного диска з розміщенням 0,01 мм; індикація п'ятизначна, на семисегментному показнику; діапазон швидкості траверси від 0,5 до 1000 мм/хв; прискорення повернення траверси 1500 мм/хв; максимальний підйом траверси 800 мм; похибка вимірювання переміщення не більша за 2 %; друкувальний пристрій К 6313.

Результати та їх обговорення

У процесі сегментації томографічних зрізів у середовищі Mimics у напівавтоматичному режимі

Таблиця 1. Механічні властивості матеріалів імітаційних моделей

Тип тканини	Модулі пружності E, Па	Коефіцієнти Пуассона, ν	Густина матеріалу, ρ , кг / м ³
Корковий шар	$E_x = 1,15 \cdot 10^{10}$ $E_y = 1,15 \cdot 10^{10}$ $E_z = 1,75 \cdot 10^{10}$	$G_{xy} = 3,6 \cdot 10^{10}$ $G_{yz} = 3,3 \cdot 10^{10}$ $G_{zx} = 3,3 \cdot 10^{10}$	$\nu_{xy} = 0,5$ $\nu_{yz} = 0,31$ $\nu_{zx} = 0,31$ 2100
Спонгіозний шар	$7,8 \cdot 10^9$	0,27	1700
Кістковомозковий канал	$5 \cdot 10^7$	0,45	1000
Металеві елементи (титановий сплав BT12)	$1,03 \cdot 10^{11}$	0,37	4500

Таблиця 2. Результати імітаційного моделювання та експериментального дослідження переміщень і кутів повороту кісткових відламків великогомілкової кістки, з'єднаних апаратом СтАЗФ за умов типових навантажень

Вид навантаження	Експеримент, мм/град	Імітаційна модель, мм/град	Відносна похибка, %	Середньозважені відхилення, мм/град	p*
Компресійне	2,19 мм	2,30 мм	5,0 ± 4,1	0,11 мм	> 0,05
Згинальне	9,96 мм	10,72 мм	7,6 ± 2,5	0,74 мм	> 0,05
Ротаційне	3,64 град	3,81 град	4,8 ± 3,2	0,16 град	> 0,05

Примітка: *p — оцінка за непараметричним критерієм Манна-Уїтні. Різниця між імітаційною моделлю та експериментальною є статистично незначущою (p > 0,05)

виділено ділянки, які відповідають компактному і губчастому шару кістки та кістковомозковому каналові, на основі їх рентгенологічної щільності з використанням чисел Hounsfield. Після чого проведено корекцію контурів на ділянках, де виникали суттєві похибки чи очевидна невідповідність. Із 2D даних програмне забезпечення дозволяє створювати 3D-моделі. За програмним алгоритмом відтворені пошарово 3D-моделі коркового та губчастого шарів кістки, кістковомозкового каналу.

Тривимірну модель великогомілкової кістки, що містила ділянки компактної і губчастої речовини та кістковомозкового каналу, побудовано автоматично і детально проаналізовано з огляду на її просторову геометрію.

Програмний комплекс дозволив із 9 пошарових 3D-моделей великогомілкової кістки автоматично в кожному шарі обчислити та збудувати середньоарифметичну 3D-модель. На ній розбивали об'ємну сітку, в кожному шарі окремо. У ділянках, де передбачали концентрацію напруг, у зонах потоншення коркового шару зі складною геометрією ми вдавалися до згущення сітки. Модель гомілкової кістки пошарово зберігали у форматі STL.

У програмне середовище SolidWorks заздалегідь вмонтували макрос STL Import for SolidWorks, за допомогою якого здійснено імпорт повношарової моделі з властивостями тканин із середовища Mimics. Це дозволило зберегти файл КЕМ в універсальному технічному форматі — PRT.

КЕМ СтАЗФ будували у програмному комплексі SolidWorks за загальноприйнятими алгоритмами на підставі геометричних розмірів елементів конструкцій апарату. Далі тримірну модель «довга кістка — стрижневий апарат» експортували в програмне середовище ANSYS, де проводили навантаження та розрахунки.

Застосування програмного комплексу Mimics 12.5 дозволило створити КЕМ, які з високою точністю відображують особливості геометрії та неоднорідність структури кісток. На відміну від попередніх кінцево-елементних моделей, які відтворювали лише загальні особливості анатомії довгих кісток

[3–5], в нашому дослідженні використано принцип максимального наближення форми моделей до форми довгих кісток, застосовуючи метод тривимірної реконструкції за результатами комп'ютерної томографії. Відтворення структурної неоднорідності кісткової тканини дозволить вивчати розподіл напруг не лише на поверхні, але й в товщі кісток.

Для визначення точності побудованої моделі проведено порівняння деформацій (зміщень кісткових відламків у зоні перелому) у комп'ютерному імітаційному експерименті з аналогічними деформаціями за натурних випробувань.

Для вимірювання взаємних зміщень відламків кісток було обрано реперні точки на кінцях переломів кістки. Зміну відстаней між реперними точками, які розміщували у фронтальній і сагітальній площинах, проводили методом цифрової фотозйомки. На одному рівні з дослідним зразком розташовували плитку Йогансона (калібр для визначення масштабних коефіцієнтів, який використовують у розрахунку переміщень).

За результатами імітаційного комп'ютерного моделювання та натурних випробувань систем «довга кістка – засіб фіксації перелому» отримані результати, які наведено в табл. 2.

Відносну похибку розраховували за формулою:

$$\delta = \frac{|q_a - q_\delta|}{q_a}$$

де q_a — переміщення (кут повороту) за даними натурних експериментів, q_δ — переміщення (кут повороту) за даними чисельних розрахунків імітаційного моделювання

Під час перевірки точності результатів імітаційних моделей чисельного і фізичного експерименту відносна похибка знаходилась у межах інженерної точності і не перевищувала (7,6 ± 2,5) %.

Різниця між імітаційною та експериментальною моделями за зазначеними параметрами є статистично незначущою (p > 0,05).

Одночасно результати модельного експерименту свідчать, що недостатньо точно відтворення ступеня механічної неоднорідності кісткової тканини та

нехтування анізотропією її пружних властивостей під час створення КЕМ довгих кісток може призводити до виникнення похибок у визначенні величини локальних напружень і деформацій.

Висновки

На підставі томографічних досліджень та використання програмного комплексу Mimics 12.5 (Materialise) створено алгоритм побудови високоточних тривимірних реалістичних КЕМ «довга кістка — засіб фіксації перелому», який дозволяє точно відтворювати геометричні розміри та структуру кісток з певними біофізичними властивостями.

Створені реалістичні кінцево-елементні моделі довгих кісток людини є потужним інструментом комп'ютерного моделювання для вивчення біомеханічних взаємодій у системах «імплантат – кістка».

Методом імітаційного комп'ютерного моделювання на основі кінцевих елементів проведено розрахунок переміщень і деформацій, які виникають у великогомілкової кістці з переломом, фіксованим стрижневим апаратом зовнішньої фіксації за умов дії на систему компресійних, згинальних і ротаційних навантажень. При цьому отримано збіг розрахункових та експериментальних результатів, що дає підставу для використання запропонованих методів розрахунку для оперативної оцінки деформаційної надійності систем остеосинтезу та порівняння якості різних систем під час вибору оптимальних способів фіксації переломів.

Список літератури

1. Исследование биомеханических свойств нижних конечностей человека методами вибрационных испытаний / А. С. Аруин, В. М. Зацюрский, Г. Я. Пановко, Л. М. Райцин: тез. докл. II Всесоюз. научной конф. «Медицинская биомеханика». — Рига, 1979. — Т. 4. — С. 36–37.
2. Басов К. А. ANSYS: Справочник для пользователя / К. А. Басов. — М.: ДМК Пресс, 2005. — 640 с.
3. Бегун П. И. Биомеханика: учебник для вузов / П. И. Бегун, Ю. А. Шукейло. — СПб.: Политехника, 2000. — 463 с.
4. Математическое обоснование остеосинтеза переломов вертельной области стержневой конструкцией при лечении больных пожилого и старческого возраста / Д. Д. Битчук, А. Г. Истомина, М. Ф. Хименко, В. В. Суховецкий // Укр. журнал телемедицини та медичної телематики. — 2003. — Т. 2, № 1. — С. 64–70.
5. Маслов Л. Б. Резонансные свойства большеберцовой кости в неповрежденном состоянии и с устройствами внешней фиксации / Л. Б. Маслов // Российский журнал биомеханики. — 2003. — Т. 7, № 2. — С. 20–34.
6. Чуйко А. Н. Особенности биомеханики в стоматологии / А. Н. Чуйко, В. Е. Вовк. — Х.: Прапор, 2006. — 304 с.
7. Hobatho M. C. Anatomical variation of human cancellous bone mechanical properties in vitro / M. C. Hobatho // Stud. Health Technol. Inform. — 2007. — Vol. 40. — P. 157–173.
8. Stewart T. D. Basic biomechanics of human joints: hips, knees and the spine / T. D. Stewart, R. M. Hall // Current Orthopaedics. — 2006. — № 20. — P. 23–31.
9. Свідоство про державну реєстрацію № 10276/2011. Згідно з наказом Держлікінспекції МОЗ України від 11.03.2011 р. №142 Пристрої стрижневі для з'єднання кісткових відламків при лікуванні переломів кінцівок ТУУ 33.1-35700506-001:2011 П.П. «Ортопак».
10. Литвишко В. А. Внутренние напряжения в конструкциях «отломки – внешний аппарат» и «отломки – накостная пластина» при лечении диафизарных переломов. Почему разрушается конструкция? / В. А. Литвишко, А. К. Попсуйшапка, И. Н. Боровик // Травма. — 2012. — № 1. — С. 120–123.

Стаття надійшла до редакції 26.06.2012