

УДК 004.942:616.717/718–007.5

## Математичне моделювання діафізарних деформацій довгих кісток

О.А. Тяжелов, Н.Ю. Полстаєва, К.К. Романенко,  
Л.Д. Горидова, Д.В. Прозоровський

ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка АМН України», Харків

*The article contains results of mathematical modeling for an angular deformity of a monoaxial segment. Peculiarities in the tension of a soft-tissue component in two kinds of the deformity correction (depending upon the application of forces) and results of the initial deformity severity (from 5° до 50°) are shown.*

*В статті представлені результати математичного моделювання кулової деформації одноосного сегмента. Показані особливості напруження м'якотканного компонента при двох видах корекції деформації (в залежності від приложення сил) і результатів вираженості вихідної деформації (від 5° до 50°).*

**Ключові слова:** діафізарні деформації, довгі кістки, математичне моделювання

### Вступ

Однією з проблем лікування наслідків травм кінцівок є вибір тактики лікування структурно-функціональних порушень сухожилково-м'язових комплексів у разі значних деформацій довгих кісток кінцівок. Надійним базисом для такого вибору має бути адекватне оцінювання та прогнозування розвитку зазначених порушень. Одним із напрямків прогнозування є моделювання патологічних станів.

Сучасні можливості математичного моделювання дозволяють створювати об'ємні моделі біологічних об'єктів і виявляти основні тенденції змін їх напружено-деформованого стану (НДС) у залежності від способу навантаження. Одним із важливих методів досліджень у біомеханіці є метод кінцевих елементів (МКЕ). Використання МКЕ [1–5] дозволяє значно розширити знання щодо розподілу напружень у компонентах опорно-рухової системи як у нормі, так і у випадку різних патологічних станів, отримати нові дані щодо взаємодії між кістковими та м'язотканинними елементами за різних умов навантаження.

*Мета дослідження:* визначити характер розподілу напружень у моделі патологічного стану кулової деформації та залежність максимальних напружень в її м'язотканинному компоненті від кута деформації діафіза, а також від способу навантаження.

### Методика математичного моделювання

Побудована нами на основі методу кінцевих елементів математична модель є симетричною відносно фронтальної та горизонтальної площин. Конструкція складається із «кісткових», «металевих» і «м'язотканинного» компонентів, що мають узагальнену форму та механічні властивості. Усі компоненти моделі жорстко з'єднано між собою.

«Кісткову» складову моделі представлено двома «діафізарними» і двома «епіфізарними» компонентами. Геометричні параметри моделі подано на рис. 1. Кожен «діафізарний» компонент представлено циліндром довжиною 160 мм, і він складається з кортикальної частини (циліндр із зовнішнім діаметром 20 мм і внутрішнім діаметром 16 мм) і губчастої із кістковою порожниною (порожнистий циліндр із зовнішнім діаметром 16 мм і внутрішнім діаметром 10 мм). «Епіфізарні» компоненти мають вигляд циліндрів довжиною 20 мм і діаметром 45 мм.

«М'язотканинний» компонент (рубцева тканина) представлено циліндром діаметром 10 мм, довжина якого залежить від кута деформації кістки у фронтальній площині.

Модель було побудовано з можливістю зміни кута діафізарної деформації кістки від 5° до 50° (з інтервалом 5°). «Металеві» компоненти моделі (гвинти) було введено для зручного та адекватного її навантаження. Вони мають вигляд циліндрів довжиною

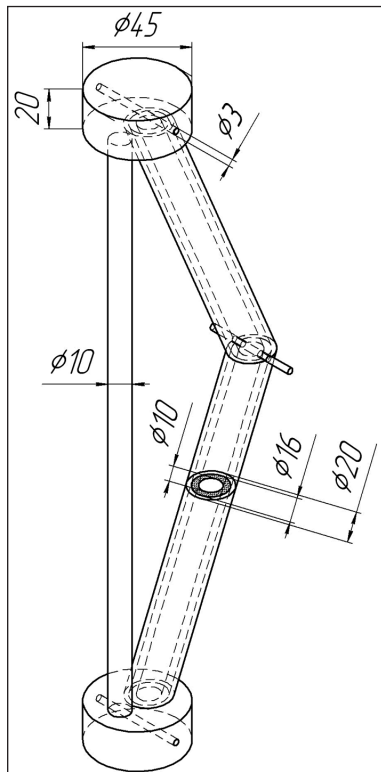


Рис. 1. Геометричні параметри моделі деформованої довгої кістки та прилеглих до неї м'яких тканин

45 мм, діаметром 3 мм і розташовані в сагітальній площині в обох «епіфізарних» компонентах і в зоні деформації «діафіза». Використані в розрахунках механічні характеристики матеріалів (табл. 1) взяті з даних літератури [6].

Для розрахунків НДС моделі її було навантажено двома способами:

- розтягнення кістки; навантаження прикладали до гвинтів, розташованих в «епіфізарних» компонентах (по 50 Н до кожного гвинта у протилежних напрямках), що імітувало дистракцію апаратом позаосередкової фіксації;
- вигин кістки; навантаження прикладали до гвинта, розташованого в зоні деформації «діафіза» (50 Н у напрямку зменшення деформації), і до гвинтів, розташованих в «епіфізарних» компонентах (по 25 Н до кожного гвинта у напрямку, протилежному «діафізарному» навантаженню), що імітувало одномоментну корекцію (на операційному столі).

Досліджувані моделі програмно розбивали на кінцеві елементи (було використано в середньому 141 тис. стандартних восьмивузлових елементів), потім визначали величини нормальних і тангенційних напружень для кожного вузла та сумарні напруження конструкції. Аналіз двох способів навантаження моделі було проведено з різними кутами діафізарної деформації від 5° до 50°.

Таблиця 1. Механічні характеристики матеріалів компонентів моделі [6]

Матеріал компонента моделі	Модуль пружності E, МПа	Коефіцієнт Пуассона, $\mu$
Кістковий компонент (кірковий шар)	2900	0,29
Кістковий компонент (губчастий шар)	300	0,30
М'якотканинний компонент	1	0,48
Металевий компонент (Ti)	110000	0,30

## Результати і їх обговорення

В обох варіантах навантаження моделі (на розтягнення та вигин кістки) характер розподілу напружень був приблизно однаковим для всіх розглянутих кутів діафізарної деформації, тому ми наводимо загальні дані розподілу НДС на прикладі діафізарної деформації 35° (рис. 2). Максимальні напруження сконцентровано в металевих і кісткових компонентах моделі (рис. 2). Оскільки для нашого дослідження важливими є тільки розподіл і максимальні напруження в м'якотканинному компоненті моделі, ми не наводимо величини максимальних напружень для інших компонентів. В обох варіантах навантаження та для всіх розглянутих кутів діафізарної деформації максимальні напруження в м'якотканинному компоненті моделі було локалізовано в місцях контакту з кістковими компонентами (рис. 2).

Характер деформації моделі під час навантаження на розтягнення кістки був приблизно однаковим для всіх кутів діафізарної деформації моделі (рис. 2).

Характер деформації моделі під час навантаження на вигин кістки також був приблизно однаковим для всіх кутів діафізарної деформації моделі, але дещо відрізнявся від її характеру в першому способі навантаження (рис. 3).

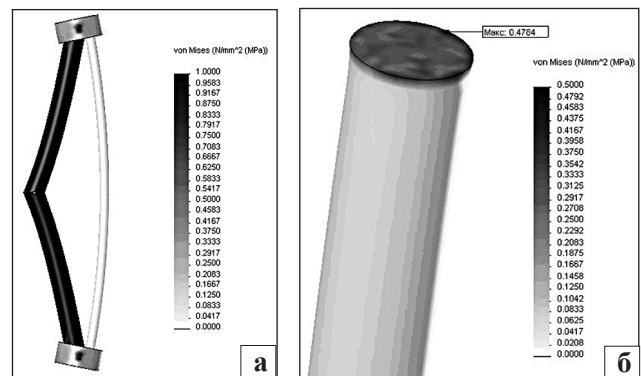
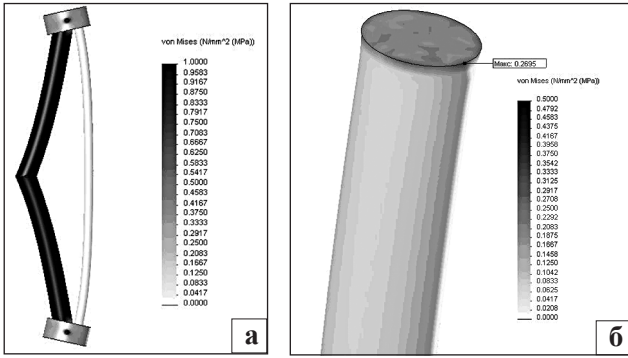


Рис. 2. Розподіл напружень за Мізесом у моделі з кутом діафізарної деформації 35° під час навантаження на розтягнення кістки: а) напруження у всіх компонентах моделі; б) напруження у м'якотканинному компоненті



**Рис. 3.** Розподіл напружень за Мізесом у моделі з кутом діафізарної деформації 35° у другому способі навантаження: а) напруження у всіх компонентах моделі; б) напруження в м'якотканинному компоненті

Дані результатів дослідження НДС усіх кутів діафізарної деформації моделі під час обох способів навантаження наведено в табл. 2.

Аналіз результатів дослідження моделі під час навантаження на розтягнення кістки показав, що за умови збільшення кута діафізарної деформації величина максимального напруження в м'якотканинному компоненті зменшується (рис. 4). Таку залежність можна пояснити дією згинального моменту, що виникає у зв'язку з несиметричністю моделі відносно сагітальної площини. Завдяки різниці між механічними властивостями кістки та прилеглих м'яких тканин дія цього моменту найбільш виражена за умови невеликих кутів діафізарної деформації (до 35°).

Під час навантаження моделі на вигин кістки максимальні напруження в м'якотканинному компоненті практично не залежать від кута діафізарної деформації та мають меншу величину порівняно з варіантом навантаження на розтягнення кістки (табл. 2, рис. 4).

Аналіз результатів дослідження величин максимальних напружень м'якотканинних елементів деформованого сегмента під час дистракції в залежності від кута деформації довів, що зі збільшенням кута деформації кістки стартове напруження м'якотканинних елементів сегмента зменшується, а з кутом деформації 20° і нижче величина напружень зростає.

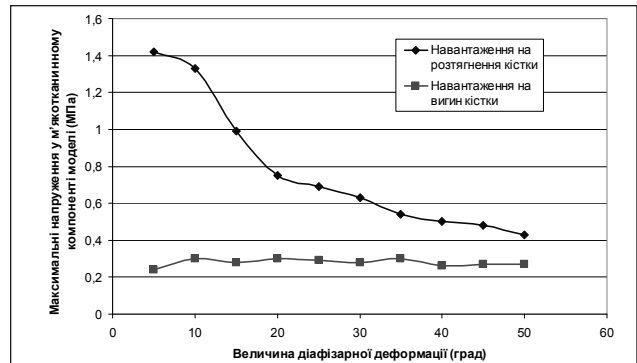
Це свідчить, що в клінічній практиці за умови великих кутів деформації (20° і більше) поступове усунення деформації за допомогою дистракційних апаратів можливо здійснювати швидше, мається на увазі швидкість дистракції на початковому етапі. Якщо деформація сегмента не перевищує 20°, то початкова швидкість дистракції повинна бути значно зменшена. Дослідження моделі патологічного стану на вигин не показали залежності величини напруження від кута деформації.

## Висновки

1. У процесі дистракційного методу виправлення деформацій сегмента темп дистракції з кутом

**Таблиця 2.** Максимальні напруження в м'якотканинному компоненті моделі із різними кутами діафізарної деформації у двох способах навантаження

Величина кута діафізарної деформації моделі	Величина максимальних напружень, МПа	
	Навантаження моделі на розтягнення кістки	Навантаження моделі на вигин кістки
5°	1,42	0,24
10°	1,33	0,30
15°	0,99	0,28
20°	0,75	0,30
25°	0,69	0,29
30°	0,63	0,28
35°	0,54	0,30
40°	0,50	0,26
45°	0,48	0,27
50°	0,43	0,27



**Рис. 4.** Діаграма максимальних напружень м'якотканинного компонента в залежності від кута діафізарної деформації та способу навантаження моделі

деформації більше 20° може бути прискореним у 2–3 рази порівняно з традиційним темпом. Але в разі виправлення деформацій з кутом менше 20° темп повинен зменшуватися і бути навіть повільнішим за стандартний темп дистракції.

2. У клінічній практиці якщо м'які тканини «дозволяють» одномоментну корекцію, величина кута деформації не має принципового значення.

## Література

1. Галлагер Р. Метод конечных элементов. Основы [Текст] / Р. Галлагер. — М.: Мир, 1984. — 428 с.
2. Зенкенвич О. Конечные элементы и аппроксимация [Текст] / О. Зенкенвич, К. Морган; пер. с англ. — М.: Мир, 1986. — 318 с.
3. Норри Д. Введение в метод конечных элементов [Текст] / Д. Норри, Ж. д'Фрис; пер. с англ. — М.: Мир, 1981. — 304 с.
4. Прохоренко В.П. SolidWorks. Практическое руководство [Текст] / В.П. Прохоренко. — М.: ООО «Бином-пресс», 2004. — 448 с.
5. Bathe K.-J. Finite Element Procedures [Text] / K.-J. Bathe. — Prentice Hall, 1996. — 1037 p.
6. Березовский В.А. Биофизические характеристики тканей человека: Справочник [Текст] / В.А. Березовский, Н.Н. Колотилов. — К.: Наукова думка, 1990. — 224 с.