

ВИВЧЕННЯ ПРУЖНО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ СИСТЕМИ “КІСТКА-ЕНДОПРОТЕЗ” НА ДВОМІРНІЙ МОДЕЛІ

М.Ю. Карпінський, Д.В. Лавінський, З.М. Мітелева, І.А. Суббота

Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка АМН України, Харків
Національний технічний університет “ХПІ”, Харків

В роботі проведено математический анализ взаимодействия системы “эндопротез-кость” на двухмерной модели методом конечных элементов. Изучено влияние на напряженно-деформированные состояния системы цементной прослойки между ножкой эндопротеза и стенкой костно-мозгового канала, а также упругих свойств материала шейки эндопротеза.

Ендопротезування кульшового суглоба є одним з розповсюджених методів лікування серед усіх реконструктивно-відбудовних операцій

У теперішній час не викликає сумнівів той факт, що причиною нестабільності є не тільки конструктивні особливості ендопротезів [1], дія яких ще продовжують уточнюватися. Уже відомо, що причинами асептичної нестабільності ендопротеза може бути недотримання техніки операції, неправильний підбір конструкції ендопротеза та установка його компонентів [2, 3, 4] остеопороз, металоз.

Для попередження розвитку асептичної нестабільності ведуться дослідження у різних напрямках: розробка нових конструкцій ендопротезів, різнобічний аналіз клінічних ісходів, моделювання різних анатомо-біомеханічних ситуацій [5, 6, 7, 8].

Одними з основних причин виникнення нестабільності ніжки ендопротеза є, по-перше, недостатня міцність її кріплення у каналі стегнової кістки по-друге, неможливість забезпечення у вузлі тертя таких амортизуючих якостей, які має хрящ нормального кульшового суглоба. З метою пошуку вирішення цих проблем нами була зроблена двомірна кінцево-елементна модель стегнової кістки з ендопротезом (рис. 1) в якій передбачена можливість зміни довжини ніжки ендопротеза, матеріалу-наповнювача (для вивчення властивостей цементного кріплення) та пружності шийки ендопротеза

Розрахункова схема містить стегнову кістку, стегновий компонент ендопротеза, змодельований за лекалами ендопротеза фірми “Biomed”, прошарок між ендопротезом і кісткою, який можна замінювати будь-яким наповнювачем. Стегнова кістка з проксимального кінця має жорстке закріплення. Навантаження системи “ендопротез-кістка” здійснюється розподіленим навантаженням величиною 700 Н на голівку ендопротеза

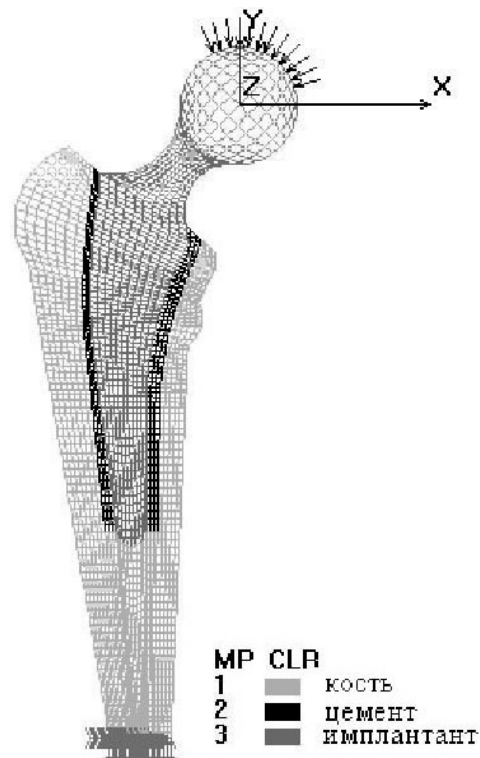


Рисунок 1
Схема навантаження ендопротеза

за таким чином, що його рівнодіюча діяла під кутом 16° до вертикалі. Механічні характеристики матеріалів [9, 10, 11, 12], які використовувались при моделюванні наведені у табл. 1.

Таблиця 1

Властивості матеріалів, які використовувались при розрахунках

Матеріал	Модуль Юнга E, МПа	Коефіцієнт Пуассона, ν
Субхондральна кістка	6900	0,25
Губчата кістка	690	0,30
Титановий сплав	196100	0,30
Кістковий цемент	2020	0,19

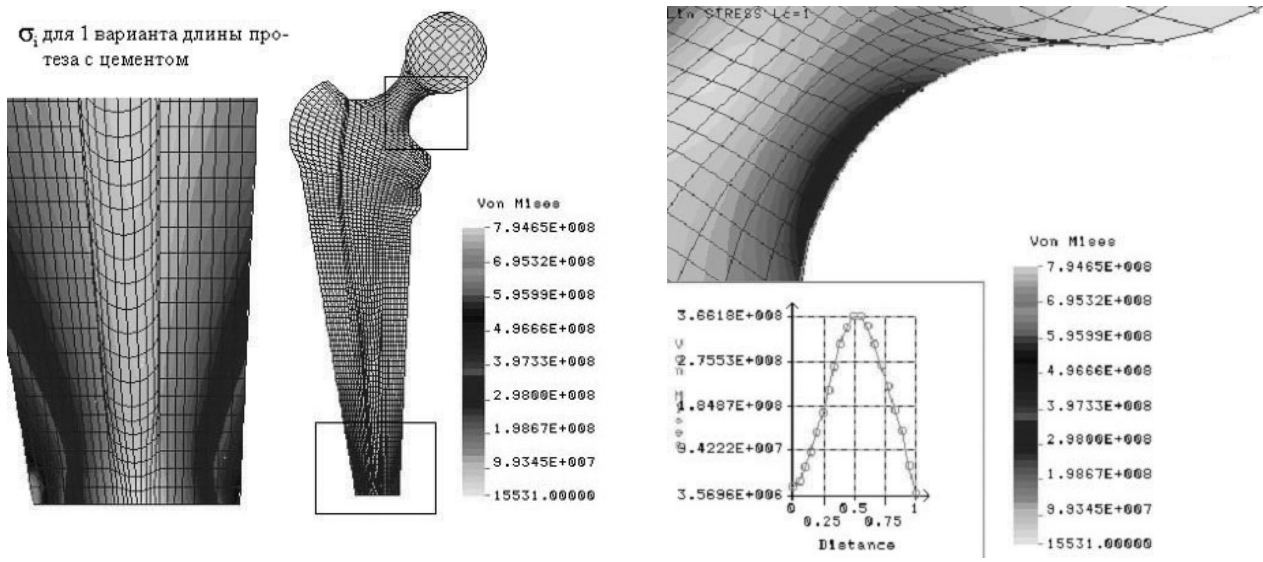


Рисунок 2
Основні зони напружень у системі “ендопротез - кістка”:
а) в ніжці ендопротеза; б) в шийці ендопротеза.

Попередньо ми вирішили визначити зони найбільшого напруження у системі “ендопротез-кістка”. Розрахункова схема мала такий вигляд: ендопротез цільний з титанового сплаву; кріплення безцементне, довжина ніжки відповідає мінімальній довжині ендопротеза фірми “Biomed”. Результати моделювання наведено на рис. 2.

Як показав аналіз отриманих результатів моделювання, найбільш напруженими зонами в системі “ендопротез-кістка” є дистальний відділ ніжки ендопротеза та внутрішня поверхня шийки (рис. 3.2, а), при тому пік напруження (1,98 МПа) у ніжці знаходиться дещо вище її кінця. Напруження в шийки у піковій точці зростають практично в 5 разів у порівнянні з іншими зонами та досягають 3,66 МПа (рис. 2, б).

Даний розрахунок дозволив нам визначитись з подальшим планом досліджень. Це перевірка впливу цементу на розподіл напружень у системі “ендопротез-кістка”, вплив довжини ніжки на цей показник, а також вивчення можливості компенсувати недолік амортизуючих властивостей матеріалів вузла тертя – зміна пружних характеристик шийки ендопротеза.

Вивчення впливу довжини ніжки ендопротеза на розподіл напружень у системі “ендопротез-кістка”

Основним методом підвищення кріплення ніжки є підвищення площі контакту поверхні ендопротеза. Це досягається такими засобами: заповненням порожнин, які виникли через неконгруентність контактних поверхонь ендопротеза і

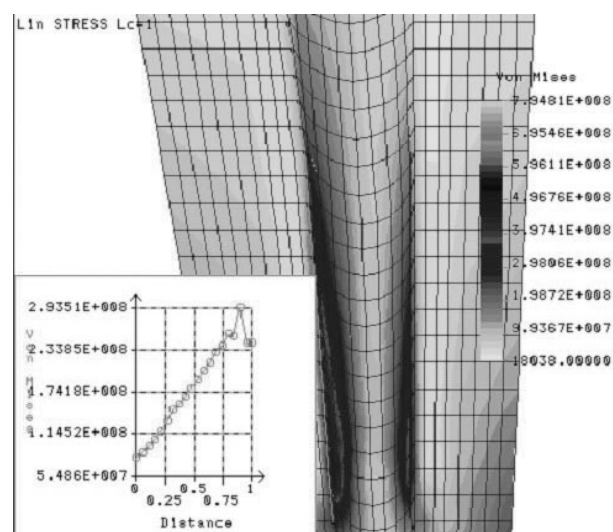


Рисунок 3
Розподіл навантажень у системі “ендопротез-кістка” при збільшенні довжини ніжки на 10%

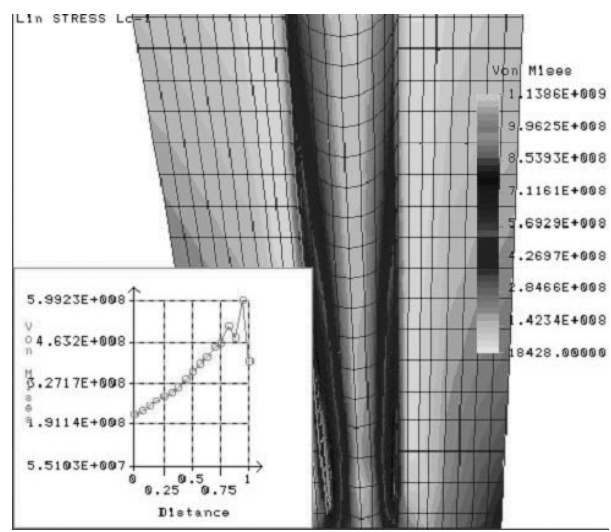


Рисунок 4
Розподіл навантажень у системі “ендопротез-кістка” при збільшенні довжини ніжки на 20%

канала стегнової кістки, збільшенням геометричних розмірів ніжки ендопротеза, поперечні розміри визначаються діаметром кістково-мозкового каналу і не можуть бути змінені, то єдиною можливістю збільшити геометричні розміри є збільшення довжини ніжки. Ми промодельовали цю ситуацію. В порівнянні з первинною довжиною (12 см) ніжка ендопротеза збільшувалася двічі, кожен раз на 10 %. Результати аналізу розподілу напружень при збільшенні довжини ніжки на 10 % наведені на рис. 3, а при збільшенні на 20 % – на рис. 4.

Результати дослідження показали, що збільшення довжини ніжки ендопротеза приводить до підвищення напружень у її дистальному відділі. Максимальна величина напружень у ніжці, яка збільшена на 20 % від початкової складає 5,99 МПа, що практично в двічі більше ніж у ніжці, яка збільшена на 10 % (2,93 МПа). Тоді як при нормальній довжині ніжки рівень напруг складає 1,98 МПа. Таким чином, збільшення довжини ніжки ендопротеза впливає на збільшення напруг у ній.

Ми також провели дослідження щодо впливу наявності з'єднуючого прошарку між стінкою каналу стегнової кістки та поверхнею ніжки ендопротеза у вигляді цементу. Як показали результати цих досліджень (рис. 5), наявність, або відсутність цементу не має дійсного впливу на розподіл напружень у системі "ендопротез-кістка", про це свідчать величини напруг при застосуванні цементу та без нього і складають 1,98 МПа. Порівняння картини розподілу напружень наведено на рис. 2 і рис. 5.

Дослідження впливу пружних властивостей шийки ендопротеза на розподіл напружень у системі "ендопротез-кістка"

Суглобовий хрящ має унікальні властивості. Він забезпечує практично нульовий коефіцієнт тертя у суглобі і одночасно здійснює амортизуючу функцію - гасить ударні навантаження на суглоб. Штучних матеріалів з характеристиками, які хоч приблизно наближаються до властивостей суглобового хрящу, не існує. Як показали наші трибологічні випробування крапий коефіцієнт тертя забезпечує пара "сапфір-сапфір", але в такій парі повністю відсутні амортизуючі якості.

Ми спробували промодельовати ситуацію, у якій компенсували відсутність амортизуючих властивостей вузла тертя, наявності їх в шийки ендопротеза. З цією метою ми зменшували модуль пружності матеріалу шийки ендопротеза.

Аналіз отриманих результатів показав, що при зменшенні модуля пружності матеріалу шийки ендопротеза з 100000 МПа (рис.6) до 50000 МПа (рис. 7) істотних змін в розподілі напружень та їх величині у системі "ендопротез-кістка" не спостерігається, вони складають 5,43 і 4,88 МПа відповідно. Істотні зміни у пружно-деформованому стані стегнового компонента ендопротеза спостерігалися при зменшенні модуля пружності матеріалу шийки до 500 МПа, але стверджувати про таке технічне рішення проблеми не можливо, тому ми не приводимо результатів розрахунків для цієї ситуації. Варіант розробки амортизуючої шийки ендопротеза можна застосувати при наступній роботі.

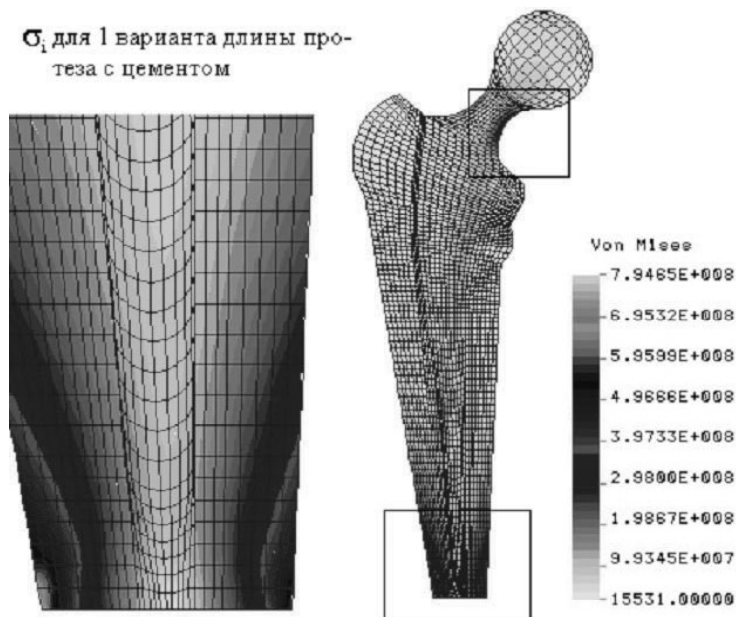


Рисунок 5
Розподіл напружень у системі "ендопротез-кістка" при цементному кріпленні ніжки ендопротеза.

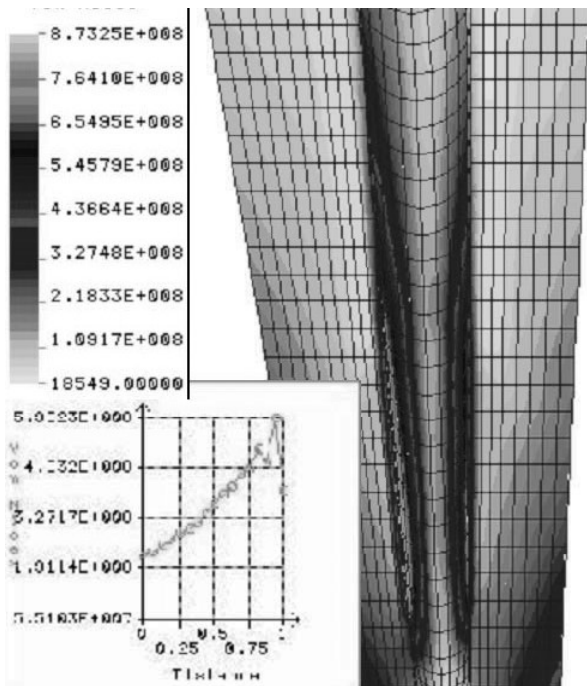


Рисунок 6
Розподіл напружень у ніжці ендопротеза при модулі пружності шийки 100000 МПа.

За результатами проведених досліджень на двовірній кінцево-елементній моделі можемо зробити висновки:

- збільшення довжини ніжки ендопротеза приводить до підвищення напружень у її дистальному відділі;
- наявність, або відсутність цементу не має дійсного впливу на розподіл напружень у системі “ендопротез-кістка”:

Литература

1. Рыбачук О.И. Ошибки и осложнения при тотальном эндопротезировании тазобедренного сустава // Ортопедия, травматология и протезирование. 1997. №2. С.13-19.
2. Сиваш К.М., Шерепо К.М. Причины и условия стабильности и нестабильности тотального эндопротеза тазобедренного сустава // Ортопедия и травматология (София). 1981. Т.ХІХ, №3-4. С.161-167.
3. Корж А.А., Кулиш Н.И. Эрназаров Х.М. Опыт института им. проф. М.И.Ситенко по вопросам протезирования тазобедренного сустава // Эндопротезирование в травматологии и ортопедии. Саратов, 1987. С.70-73.
4. Morscher E. Endoprosthetic Surgery in 1989 // Annal. Chir. Gynec. 1989. Vol.78. P. 242-253.
5. Hampton S., Andriacchi T., Galante J. Three dimensional stress analysis of the femoral stem of the total hip prosthesis // J. Biomech. 1980. Vol.10. P.443-448.
6. Brown T.D., Digioia A.M. Contact-coupled finite element analysis of the natural adult hip // J. Biomech. 1984. Vol.17,

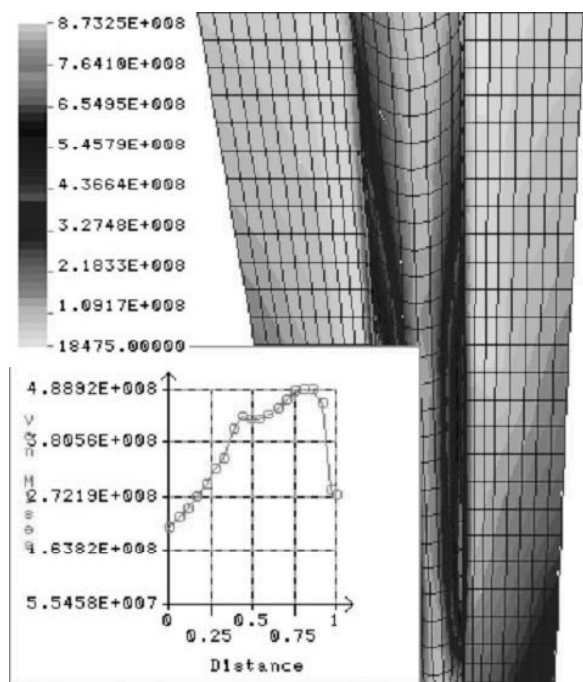


Рисунок 7
Розподіл напружень у ніжці ендопротеза при модулі пружності шийки 50000 МПа.

- при зменшенні модуля пружності шийки не спостерігається суттєвих змін в розподілі напружень та їх величині у системі “ендопротез-кістка”;
- вирішення окремих невеликих задач у одній, або двох площинах, можливо проводити на двовірних (плоских) моделях, які дозволяють виявити основні тенденції без акценту на величину напружень.

- №6. P.437-448.
7. Carter D., Vasu R., Harris W.H. Periacetabular stress distributions after joint replacement with subchondral bone retention // Acta Orthop. Scand. 1983. Vol.54. P.29-35.
8. Huiskes R. Finite element analysis of acetabular reconstruction // Acta Orthop. Scand. 1987. Vol.56, №6. P.620-625.
9. Andriacchi T. P., Galante. J. O., Belytschko T. B., Hampton.S. A stress analysis of the femoral stem in total hip prostheses // J. Bone Joint Surg. 1976. Vol.58-A. P.616-624.
10. Mark A. Gomez, Savio L-Y. Woo, Richard D. Coutts. A new femoral component design based on the trabecular systems of the proximal femur // J. Biomat. Med. Dev., Art., Org. 1983. № 11 (1). P. 39-50.
11. Goel V.K., Valliappan S., Svensson N.L. Stresses in the pelvis // J. Comput. Biol. Med. 1978. Vol.8. P.91-104.
12. Oonishi H., Isha H., Hesegawa T. Mechanical analysis of the human pelvis and its application to the artificial hip joint – by means of the three dimensional finite element method // J. Biomechanics. 1983. Vol. 16, №. 6. P. 427-444.

