

УДК 616.717.5-089.843:612.76

Напружено-деформовані стани в системі «ендопротез – променева кістка» (біомеханічне дослідження)

О. Є. Вирва, В. В. Бурлака, М. Ю. Карпінський

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

Stress-strain states on a mathematical model of the «endoprosthesis – radius» system were studied with help of the finite element method. Behaviour of the model was assessed under loads for extension and flexion. It was proved that bones with oval and triangular sections were more effective for response to loads and cooperation with endoprostheses, which had a combined type of connection. It was found out that use of an additional fastening in the form of a bone sleeve or petals made it possible to distribute any load evenly on all implant fixation elements.

Проведены исследования напряженно-деформированных состояний математической модели системы «эндопротез – лучевая кость» с использованием метода конечных элементов. Оценивали поведение модели при нагрузке на растяжение и сгибание. Доказано, что кости с овальным и треугольным сечением эффективнее реагируют на нагрузку и взаимодействуют с эндопротезами с комбинированным типом соединения. Установлено, что использование дополнительного крепления в виде наkostной муфты или лепестков позволяет равномерно распределить нагрузку на все элементы крепления имплантата.

Ключові слова: напружено-деформовані стани, системи «ендопротез – променева кістка», навантаження

Вступ

Індивідуальне ендопротезування у хірургічному лікуванні пухлин довгих кісток стало одним із найпоширеніших методів реконструкцій в онкоортопедії. Як кожна хірургічна інвазія, зазначені втручання пов'язані з ризиком та певним відсотком ускладнень. Але, крім загальних хірургічних ускладнень, в імплантології є специфічні, які пов'язані з використанням саме масивних штучних імплантатів. Серед них — порушення цілісності окремих компонентів пухлинних ендопротезів та перипротезні переломи кісток, пов'язані з нерівномірністю розподілення напружень між окремими елементами імплантатів, ендопротезами та кісткою [1, 17, 18, 20]. Так, за статистичними даними провідних клінік світу, переломи ніжки пухлинного ендопротеза займають третє місце серед всіх ускладнень після асептичної нестабільності імплантату та парaproтезної інфекції [9–11, 15, 19]. Частота їх, за свідченням різних авторів, сягає від 1,6 % до 18,2 % усіх втручань [3, 4, 7, 12, 13, 19]. Перипротезні переломи посідають четверте місце та становлять від 0,7 % до

8,1 % [12, 16, 20]. Подібний розбіг у статистичних результатах пов'язаний з використанням різноманітних (серійних, брендових, індивідуальних) пухлинних систем у клініках різних країн. Для вирішення цих проблем продовжують розробки щодо удосконалення конструкцій пухлинних ендопротезів та засобів їх фіксації з кісткою [3–6, 8].

Анатомічною особливістю передпліччя є невелика товщина та різноманітна форма перетину кісток, що філогенетично обумовлено відсутністю осьового навантаження на цей сегмент. Однак на нього перепадає достатньо велике згинальне навантаження під час піднімання та утримання важких предметів, особливо в діафізарній частині. За умов пухлинного ендопротезування імплантат встановлюють у діафізарній частині кістки, де кістковомозковий канал має найменший розмір перетину, а товщина інтрамедулярної ніжки в 2–3 рази менша за відповідний розмір кістки. Навіть коли міцність металу більша за міцність кісткової тканини [2], менша товщина інтрамедулярної ніжки майже вдвічі знижує її міцність порівняно із кісткою. Найслабкішим місцем

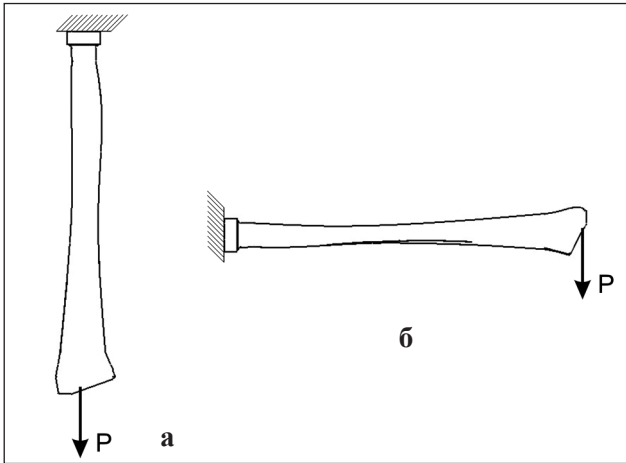


Рис. 1. Розрахункова схема навантаження моделі: а) розтягувальне навантаження; б) згинальне навантаження

системи є саме перехід ендопротеза у фіксувальний пристрій, на який припадає майже все згинальне навантаження. Усе це обумовлює великий відсоток зазначених механічних ускладнень. Наукові публікації щодо вивчення механічних властивостей кістки зі штучними імплантатами присвячені нормопротезуванню великих суглобів, а відомостей про пухлинне ендопротезування не існує. Матеріали про ендопротезування саме у випадку пухлин дистального відділу променевої кістки мають спорадичний характер та стосуються лише клінічного використання імплантатів [9, 14, 17].

Мета: вивчити напружено-деформовані стани в системі «ендопротез – променева кістка» з комбінованим типом фіксації ендопротеза.

Матеріал та методи

Вивчення механічних властивостей системи «ендопротез – променева кістка» здійснювали на математичній моделі з використанням методу кінцевих елементів. Дослідження проводили за двома схемами навантаження моделі — на розтягування (рис. 1, а) та згинання (рис. 1, б).

Проксимальний кінець променевої кістки був жорстко закріплений, до дистального кінця приклали навантаження величиною 100 Н, що відповідає побутовому навантаженню, коли несуть ручну кладь. Для проведення досліджень побудовано три моделі променевої кістки з циліндричним, оваль-

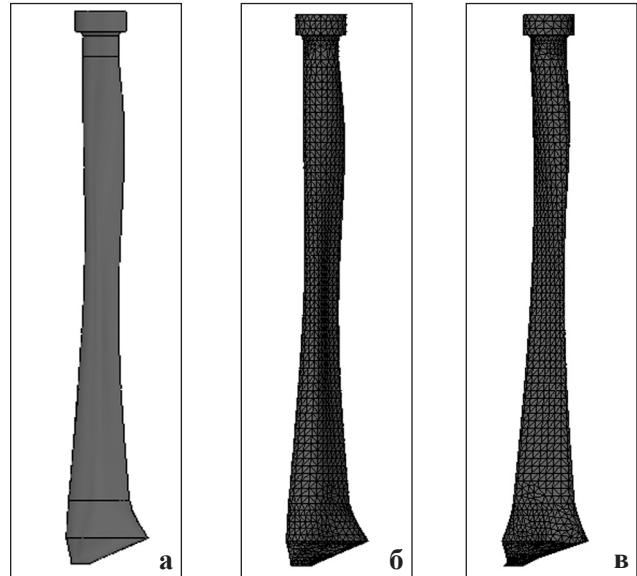


Рис. 2. Кінцево-елементна модель променевої кістки: а) круглий перетин; б) овальний; в) трикутний

ним та трикутним перетинами (рис. 2). Їх використовували як контрольні для вивчення напружено-деформованого стану променевої кістки в нормі.

Моделі системи «ендопротез – променева кістка» були побудовані відповідно до попередніх також у трьох варіантах (рис. 3): а) ендопротез із циліндричним вузлом кріплення, призначений для встановлення на кістку з циліндричним перетином; б) ендопротез із двопелюстковим вузлом кріплення, призначений для встановлення на кістку із овальним перетином; в) ендопротез із трипелюстковим вузлом кріплення, призначений для встановлення на кістку із трикутним перетином.

Характеристики матеріалів, використаних у розрахунках моделей, наведено в табл. 1.

Результати та їх обговорення

Напружено-деформовані стани системи «ендопротез – променева кістка» за умов розтягувального навантаження

а) Система «ендопротез – променева кістка» із циліндричним перетином

Під час навантаження кістки у нормі максимум напружень спостерігається у її діафізарній частині і складає 1,5 МПа (рис. 4, а). У випадку заміщення дистального відділу кістки ендопротезом із цилінд-

Таблиця 1. Характеристики матеріалів [2]

Назва елемента	Матеріал	Модуль пружності, МПа	Коефіцієнт Пуассона	Границя міцності за умов стискання, МПа
Променева кістка	Кортикальна кістка	2000	0,29	145
	Губчаста кістка	200	0,3	10
Ендопротез	Титан	110000	0,3	235

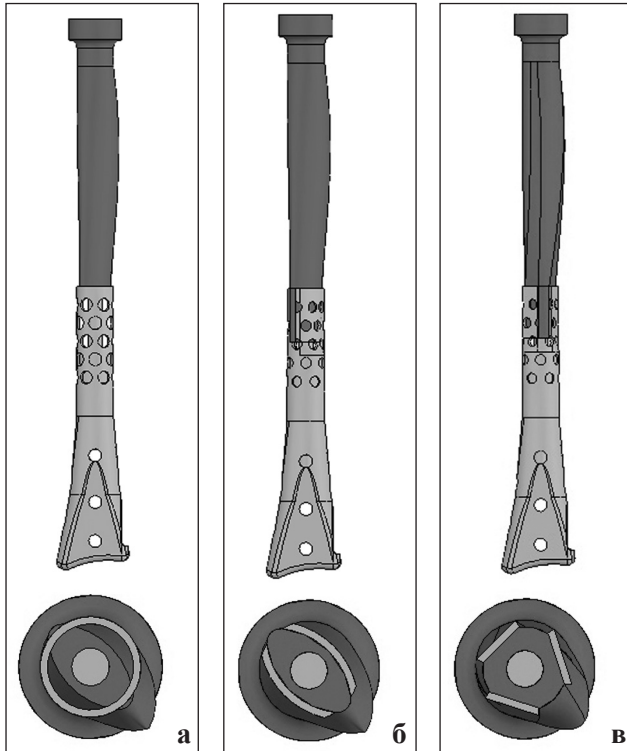


Рис. 3. Кінцево-елементна модель системи «ендопротез – променева кістка»: а) циліндричний перетин кістки та циліндричний вузол кріплення ендопротеза; б) овальний перетин кістки та двопелюстковий вузол кріплення ендопротеза; в) трикутний перетин кістки та тріпелюстковий вузол кріплення ендопротеза

ричним вузлом кріплення максимальні напруження під дією розтягувальних навантажень виникають у проксимальній частині інтрамедулярного стрижня (рис. 4, г) та міжотвірних зонах вздовж поверхні вузла кріплення ендопротеза (рис. 4, б). У кістковій тканині максимальні напруження виникають вздовж поверхні кістково-мозкового каналу, в зоні контакту з інтрамедулярним стрижнем, а також вздовж зовнішньої поверхні кістки у ділянках контакту з накістковим вузлом кріплення. За величиною зазначені вище напруження не перевищують максимальні у променевій кістці в нормі і також складають 1,5 МПа.

Результати вивчення напружено-деформованого стану променевої кістки з круглим перетином та системи «ендопротез – променева кістка» з циліндричним вузлом кріплення під дією розтягувальних навантажень наведено на рис. 4.

б) Система «ендопротез – променева кістка» із овальним перетином

Максимальні напруження виникають вздовж ребер кістки в її діафізарному відділі (рис. 5, а). За абсолютною величиною ці напруження значно менші тих, що виникають у променевій кістці з циліндричним перетином, і складають 1,2 МПа. Це свідчить, що ребра жорсткості на кістці призводять

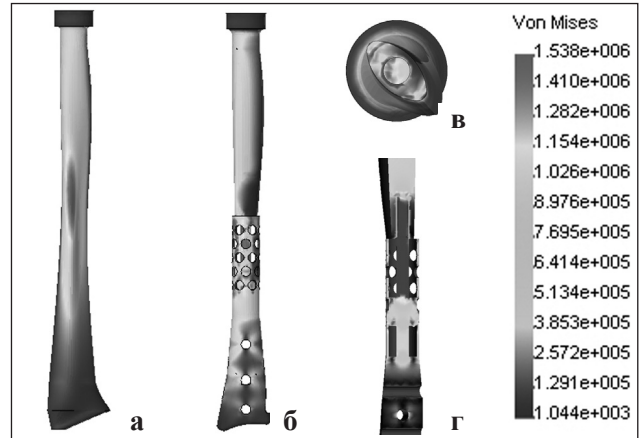


Рис. 4. Розподіл напружень за умов розтягувального навантаження в системі «ендопротез – променева кістка» із циліндричним перетином кістки та циліндричним вузлом кріплення ендопротеза: а) кістка в нормі; б) система «ендопротез – променева кістка»; в) поперечний перетин; г) поздовжній перетин

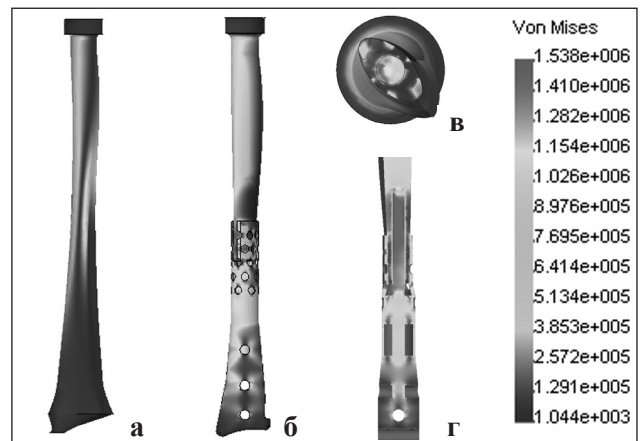


Рис. 5. Розподіл напружень за умов розтягувального навантаження в системі «ендопротез – променева кістка» із овальним перетином кістки та двопелюстковим вузлом кріплення ендопротеза: а) кістка в нормі; б) система «ендопротез – променева кістка»; в) поперечний перетин; г) поздовжній перетин

до зниження в ній напружень. У разі використання ендопротеза з відповідним двопелюстковим вузлом кріплення максимальні напруження виникають також в інтрамедулярній ніжці ендопротеза (рис. 5, г) і вздовж зони розтину пелюстків вузла кріплення (рис. 5, б). Величина максимальних напружень складає 1,3 МПа. У кістковій тканині максимальні напруження виникають також на межі зрізу пелюстків вузла кріплення на зовнішній поверхні кістки та по поверхні кістково-мозкового каналу в зоні контакту з інтрамедулярною нішкою ендопротеза (рис. 5, в). Таким чином, власне форма кістки (овальний перетин, ребра жорсткості) призводить до зниження напружень як у кістці, так і в елементах кріплення ендопротеза.

Результати вивчення напружено-деформованого стану променевої кістки з овальним перетином та

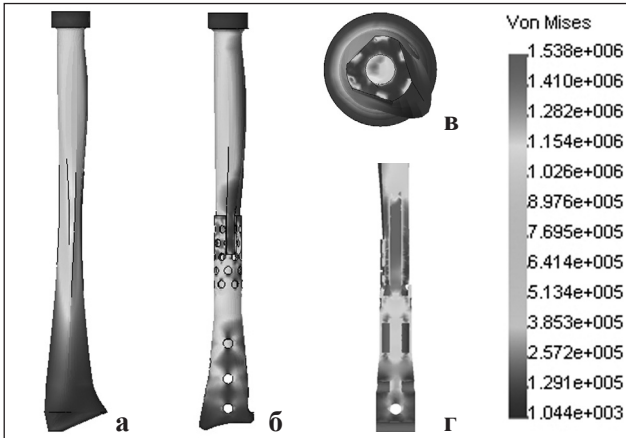


Рис. 6. Розподіл напружень у разі розтягувального навантаження системи «ендопротез – променева кістка» із трикутним перетином кістки та трипелюстковим вузлом кріплення ендопротеза: а) кістка в нормі; б) система «ендопротез – променева кістка»; в) поперечний перетин; г) поздовжній перетин

системи «ендопротез – променева кістка» із двопелюстковим вузлом кріплення під дією розтягувальних навантажень наведено у вигляді розподілу напружень на рис. 5.

в) Система «ендопротез – променева кістка» із трикутним перетином

Променева кістка з трикутним перетином під дією розтягувальних навантажень веде себе аналогічно моделям з круглим та овальним перетинами. У цьому випадку зона максимальних напружень виникає в діафізарній частині з концентрацією піків напружень на ребрах кістки (рис. 6, а). Величина пікових значень напружень за абсолютними показниками не перевищує 1,1 МПа.

Ендопротез із трипелюстковим вузлом кріплення, встановлений на променеву кістку, веде себе як і дві попередні моделі. Зони максимальних навантажень розташовані в інтрамедулярній ніжці (1,3 МПа) ендопротеза (рис. 6, г), а також у пелюстках вузла кріплення (1,45 МПа) (рис. 6, б). Кісткова тканина має зони максимальних навантажень у місцях контакту з елементами ендопротеза. Основні ділянки їх розташування виникають на ребрах пелюстків по зовнішній поверхні кістки та стінках кістковомозкового каналу.

Така ситуація свідчить, що три ребра жорсткості посилюють міцнісні властивості кістки, а це відображується в менших величинах пікових напружень у кістці. Ендопротез із трипелюстковим вузлом кріплення створює майже ідеальні умови розподілу напружень, які виникають у променевій кістці в нормі.

Результати вивчення напружено-деформованого стану променевої кістки з трикутним перетином

та системи «ендопротез – променева кістка» із трипелюстковим вузлом кріплення під дією розтягувальних навантажень наведено у вигляді картини розподілу напружень на рис. 6.

Таким чином, дослідження напружено-деформованих станів системи «ендопротез – променева кістка» під дією розтягувальних навантажень показали, що ендопротез із трипелюстковим вузлом кріплення, встановлений на кістку із трикутним перетином, є найближчим до природної кістки за характером розподілу напружень в елементах системи.

Напружено-деформовані стани системи «ендопротез – променева кістка» за умов згинального навантаження

а) Система «ендопротез – променева кістка» із циліндричним перетином

Дія згинальних навантажень на променеву кістку в нормі призводить до виникнення пікових напружень у її діафізарному відділі (рис. 7, а). За абсолютними показниками величина цих напружень складає 42,0 МПа, що значно перевищує ті, які виникають за умов розтягування.

Особливістю дії згинальних навантажень є виникнення в системі двох видів напружень — що розтягують і діють по верхній поверхні та стискають і діють по нижній поверхні системи. У середині системи спостерігається зона з напруженнями близькими до нуля. Ця картина виявляється і в системі «ендопротез – променева кістка» (рис. 7, г). Максимальні напруження виникають по верхній та нижній поверхнях інтрамедулярної ніжки ендопротеза та циліндричного вузла кріплення (рис. 7, б). У кістковій тканині відмічено аналогічну картину розподілу напружень (рис. 7, в). Максимальні

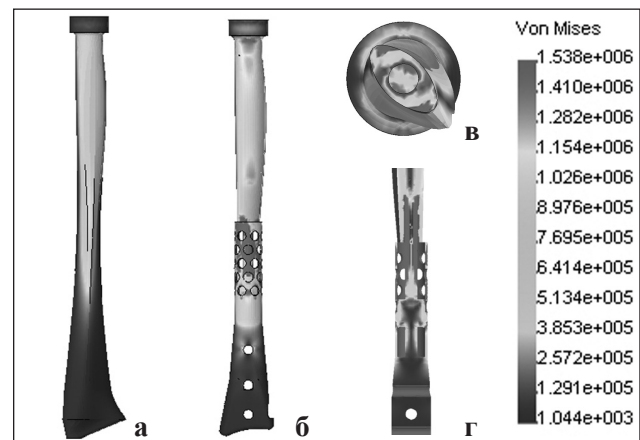


Рис. 7. Розподіл напружень за умов згинального навантаження в системі «ендопротез – променева кістка» із циліндричним перетином кістки та циліндричним вузлом кріплення ендопротеза: а) кістка в нормі; б) система «ендопротез – променева кістка»; в) поперечний перетин; г) поздовжній перетин

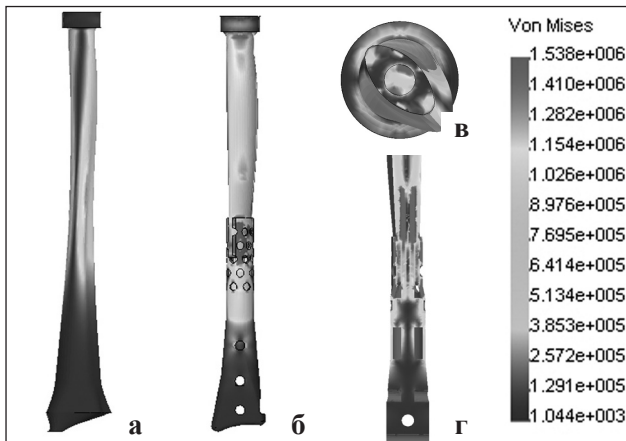


Рис. 8. Розподіл напружень за умов згинального навантаження в системі «ендопротез – променева кістка» із овальним перетином кістки та двопелюстковим вузлом кріплення ендопротеза: а) кістка в нормі; б) система «ендопротез – променева кістка»; в) поперечний перетин; г) поздовжній перетин

напруження виникають у ділянках контакту із зонами пікових напружень елементів ендопротеза. Це стінки кістковомозкового каналу та зовнішня поверхня кістки під циліндричним елементом кріплення. Слід зазначити, що використання ендопротеза під дією згинальних навантажень призводить до виникнення додаткових зон напружень (до 35,0 МПа) вище місця кріплення ендопротеза (рис. 7, б).

Результати вивчення напружено-деформованого стану променевої кістки з циліндричним перетином та системи «ендопротез – променева кістка» із циліндричним вузлом кріплення під дією згинальних навантажень наведено у вигляді картини розподілу напружень на рис. 7.

б) Система «ендопротез – променева кістка» з овальним перетином

Максимальні напруження виникають у діафізі кістки вздовж її ребер (рис. 8, а). За абсолютною величиною ці напруження сягають значень 33,0 МПа. Це свідчить, що ребра жорсткості на кістці дозволяють знизити величину напружень в ній за умов навантажень. У випадку заміщення дистального відділу променевої кістки ендопротезом з двопелюстковим вузлом кріплення в його ніжці у зоні, яка розташовується за межами пелюстків вузла кріплення, виникають максимальні напруження і сягають значень 41,0 МПа. У ділянці, що розташована під пелюстками вузла кріплення, величина напружень знижується до 32,0 МПа (рис. 8, г). Максимальні значення напружень (до 44,5 МПа) у цій зоні спостерігають у пелюстках вузла кріплення (рис. 8, б).

У кістковій тканині максимальні напруження виникають у ділянках контакту з елементами ендопротеза. Це контактна поверхня кістковомозкового

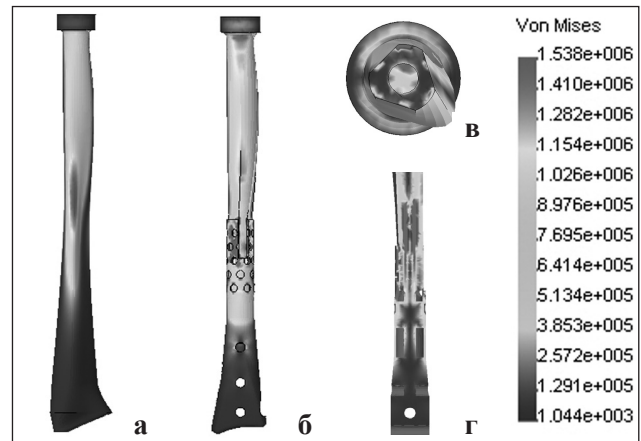


Рис. 9. Розподіл напружень за умов згинального навантаження системи «ендопротез – променева кістка» із трикутним перетином кістки та трипелюстковим вузлом кріплення ендопротеза: а) кістка в нормі; б) система «ендопротез – променева кістка»; в) поперечний перетин; г) поздовжній перетин

каналу та зовнішня поверхня кістки під пелюстками вузла кріплення ендопротеза (рис. 8, в).

Таким чином, дослідження на згин моделі кістки із овальним перетином, дистальний відділ якої заміщений ендопротезом із двопелюстковим вузлом кріплення, підтвердило, що форма кістки з ребрами жорсткості є фактором, який сприяє згладжуванню піків напружень, що виникають в ній за умов навантаження.

Результати вивчення напружено-деформованого стану променевої кістки із овальним перетином та системи «ендопротез – променева кістка» із двопелюстковим вузлом кріплення під дією згинальних навантажень наведено у вигляді картини розподілу напружень на рис. 8.

в) Система «ендопротез – променева кістка» з трикутним перетином

Три ребра жорсткості у кістки з трикутним перетином дозволяють значно знизити максимальні значення пікових напружень в ній під дією згинальних навантажень. Зона розташування таких піків зберігається в діафізі (рис. 9, а), а їх абсолютні показники не перевищують 30,0 МПа.

Ендопротез із трипелюстковим вузлом кріплення, встановлений на кістку з трикутним перетином, за характером розподілу напружень схожий на ендопротез із двопелюстковим вузлом кріплення на кістці з овальним перетином. Максимальні напруження зафіксовано в інтрамедулярній ніжці за межами розташування пелюстків (рис. 9, г), а також безпосередньо на самих пелюстках вузла кріплення (рис. 9, б), їх абсолютні величини не перевищують 38,0 МПа. У кістковій тканині зони максимальних навантажень розташовані в місцях контакту з елементами ендопротеза — по ребрах

пелюстків на зовнішній поверхні кістки та стінках кістково-мозкового каналу.

Результати вивчення напружено-деформованого стану променевої кістки із трикутним перетином та системи «ендопротез – променева кістка» з трипелюстковим вузлом кріплення під дією згинальних навантажень наведено у вигляді картини розподілу напружень на рис. 9.

Таким чином, дослідження системи «ендопротез – променева кістка» за умов навантаження на згин підтвердили, що ребра жорсткості на кістці покращують її міцнісні властивості, що позитивно впливає і на роботу системи «ендопротез – променева кістка» під дією згинальних навантажень.

Висновки

У результаті досліджень променевої кістки та системи «ендопротез – променева кістка» на математичних моделях доведено:

- кістки з овальним та трикутним перетином ефективніше реагують на розтягувальні та згинальні навантаження завдяки ребрам жорсткості;
- в ендопротезах з додатковим типом фіксації максимальні напруження зафіксовано в інтрамедулярній ніжці та на пелюстках системи кріплення по всій довжині елементів кріплення;
- використання додаткового типу кріплення у вигляді накісткової муфти або пелюстків (залежно від форми перетину кістки) дозволяє рівномірно розподілити навантаження на всі елементи кріплення, знижуючи таким чином навантаження на «критичну зону» імплантату (перехід в інтрамедулярну ніжку);
- кістки з овальним та трикутним перетином також ефективніше взаємодіють з ендопротезами з комбінованим типом з'єднання (інтрамедулярний та накістковий).

Список літератури

1. Балберкин А. В. Клиническое обоснование конструкции модульной эндосистемы коленного сустава, дистального отдела бедренной кости и проксимального отдела большеберцовой кости / А. В. Балберкин, Д. А. Шавырин, В. Н. Карпов // Саркомы костей и мягких тканей. — 2011. — № 4. — С. 12–20.
2. Березовский В. А. Биофизические характеристики тканей человека: справочник / В. А. Березовский, Н. Н. Колотило. — К.: Наукова думка, 1990. — 224 с.
3. Бурлака В. В. Индивидуальное эндопротезирование при лечении злокачественных опухолей дистального отдела лучевой кости / В. В. Бурлака, Я. А. Головина: збірник наукових праць XV з'їзду ортопедів-травматологів України. — Дніпропетровськ, 2010. — С. 437.
4. Модульное индивидуальное эндопротезирование кост-

но-суставных дефектов при лечении злокачественных опухолей. / О. Е. Вырва, В. В. Бурлака, Я. А. Головина и др.: мат. Всероссийской конф. с международным участием, посвященной 50-летию отечественного эндопротезирования и 85-летию со дня рождения профессора Сиваша К. М. «Эндопротезирование крупных суставов». — М., 2009. — С. 23–24.

5. Treatment of stem fractures in tumor prostheses by connecting different systems with a special adapter / M. Balke, A. Streithuberger, H. Ahrenc et al. // Biomed. Tech. (Berl). — 2009. — Vol. 54. — P. 307–314.
6. Early equivalence of uncemented press-fit and Compress femoral fixation / G. L. Farfalli, P. J. Boland, C. D. Morris et al. // Clin. Orthop. Relat. Res. — 2009. — Vol. 467. — P. 2792–2799.
7. Endoprosthetic reconstruction in 250 patients with sarcoma / G. Gosheger, C. Gebert, H. Ahrens et al. // Clin. Orthop. Relat. Res. — 2006. — Vol. 450. — P. 164–171.
8. A knee-sparing distal femoral endoprosthesis using hydroxyapatite coated extracortical plates. Preliminary results / A. Gupta, R. Pollock, S. R. Cannon et al. // J. Bone Joint Surg. — 2006. — Vol. 88-B. — P. 1367–1372.
9. Use of a distal radius endoprosthesis following resection of a bone tumour: a case report / K. Gokaraju, K. Sri-Ram, J. Donaldson et al. // Sarcoma. — 2009. — Article ID 938295. — 5 p.
10. Complications from the hinged GUEPAR prosthesis after resection of knee tumor. 102 cases / E. Mascard, P. Anract, A. Touchene et al. // Rev. Chir. Orthop. Reparatrice Appar. Mot. — 1998. — Vol. 84. — P.628–637.
11. Resection of the knee reconstructed with a massive prosthesis. Results after a 5 to 9 years follow-up / G. Missenard, J. Dubousset // Chirurgie. — 1990. — Vol. 116. — P. 296–301.
12. Long-term followup of uncemented tumor endoprostheses for the lower extremity / F. Mittermayer, P. Krepler, M. Dominkus et al. // Clin. Orthop. Relat. Res. — 2001. — Vol. 388. — P. 167–177.
13. A custom distal femoral prosthesis for reconstruction of large defects following wide excision for sarcoma: results and prognostic factors / G. F. Muschler, K. Ihara, J. M. Lane et al. // Orthopedics. — 1995. — Vol. 18. — P. 527–538.
14. Custom prosthetic replacement for distal radial tumours / M. V. Natarajan, B. J. Chandra, J. Viswanath et al. // Int. Orthop. — 2009. — Vol. 33. — P.1081–1084.
15. Revisions of endoprosthetic reconstructions after limb salvage in musculoskeletal oncology / A. J. Renard, R. P. Veth, H. W. Schreuder et al. // Arch Orthop. Trauma Surg. — 1998. — Vol. 117. — P.125–131.
16. Experience with cemented large segment endoprostheses for tumors / S. Sharma, R. E. Turcotte, M. H. Isler, C. Wong // Clin. Orthop. Relat. Res. — 2007. — Vol. 459. — P.54–59.
17. Custom-made endoprosthesis with arthrodesis for reconstruction following excision of the distal radius tumours / A. S. Shekkeris, S. A. Hanna, M. D. Sewell et al.: 16th general meeting ISOLS. — Beijing, 2012. — P. 31.
18. The early results of joint-sparing proximal tibial replacement for primary bone tumours, using extracortical plate fixation / B. G. Spiegelberg, M. D. Sewell, W. J. Aston et al. // J. Bone Joint Surg. — 2009. — Vol. 91-B. — P. 1373–1377.
19. Revision surgery for custom-made tumor prosthesis of knee joint / X. Tang, W. Guo, R. Yang et al. // Zhongguo Xiu Fu Chong Jian Wai Ke Za Zhi. — 2010. — Vol. 24. — P. 5–10.
20. The outcomes of the surgical procedures after malignant tumor of limbs (Ukrainian experience) / O. Ye. Vyrva, V. V. Burlaka, Ya. A. Golovina et al.: 23rd annual meeting of the European musculo-skeletal oncology society (EMSOS). — Birmingham, 2010. — P. 154–155.