

УДК 616.717.4:615.477.2]:612.76]:616-006-089.87](045)

Біомеханічне дослідження напружено-деформованих станів системи «ендопротез – плечова кістка» за умов резекції пухлин

О. Є. Вирва, Д. О. Міхановський, М. Ю. Карпінський

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

Objective: To compare the stress-strain state of the «prosthesis – humerus» system with loading on tension, bending and torsion in the case of resection in the upper, middle and lower thirds of the humeral diaphysis. Methods: It was developed a mathematical model that simulated cases of defects in the upper third, half and 2/3 of the proximal humerus formed after resection of the tumor and substituted with endoprosthesis. We investigated two types of implants: the first was fixed exclusively by intramedullary stem, the second had a combined mounting system and was fixed not only with the help of intramedullary stem but with the help of extracortical plates attached to the body of the endoprosthesis and fixedly embraced the distal humerus. We tested models with three types of loadings — tension, bending and torsion. Results: Having examined the first type of endoprosthesis we found that under tensile loading maximal stresses occur in the distal part of the bone at the level of the end of the intramedullary stem, and the most favorable situation is the resection of the humerus at the level of the upper third. Research on flexing showed that the maximal loading concentrates in the central part of the model and does not depend on the level of resection of the humerus. The worst option was resection of the upper half of the humerus due to the critical area of maximum stress occurring in the basis of endoprosthesis at the junction of the body of the implant into the bone. The study of the second type of endoprosthesis revealed that for all kinds of loading additional extracortical plates give an opportunity to reduce the level of stresses in the bone tissue as well as the loading onto the critical zone. This combined system of fixing of the endoprosthesis will allow to significantly reduce the amount of complications associated with the implant and the bone in the early and late postoperative period. Key words: proximal humerus, tumor resection, arthroplasty, stress-strain state.

Цель: сравнить напряженно-деформированное состояние системы «эндопротез – плечевая кость» при нагрузке на растяжение, сгибание и кручение в случае резекции в верхней, средней и нижней третях диафиза плечевой кости. Методы: создана математическая модель, которая имитировала случаи дефектов верхней трети, половины, а также 2/3 проксимального отдела плечевой кости, образовавшихся после резекции опухолей и замещенных эндопротезом. Исследовали два типа эндопротезов: первый фиксировался исключительно за счет интрамедуллярной ножки, второй имел комбинированную систему крепления — фиксировался не только с помощью интрамедуллярной ножки, но и экстракорткальными пластинами, крепившимися к телу эндопротеза и прочно охватывающими дистальный отдел плечевой кости. Модели испытывали тремя видами нагрузок — на растяжение, сгибание и кручение. Результаты: изучив первый тип эндопротеза, установили, что при растягивающей нагрузке максимальные напряжения возникают в дистальной части кости на уровне конца интрамедуллярной ножки, а наиболее благоприятной ситуацией является резекция плечевой кости на уровне верхней трети. Исследование на сгибание продемонстрировало, что максимальная нагрузка концентрируется в средней части модели и не зависит от уровня резекции плечевой кости. Наиболее неблагоприятным вариантом оказалась резекция верхней половины плечевой кости из-за критической зоны максимальных напряжений, возникающей в основании ножки эндопротеза на месте перехода тела имплантата в кость. В результате исследования второго типа эндопротеза выявлено, что при всех видах нагрузки дополнительные экстракорткальные пластины дают возможность снизить уровень напряжений в костной ткани, а также нагрузку на критическую зону. Данная комбинированная система фиксации эндопротеза позволит значительно снизить количество осложнений, связанных с имплантатом и костью в раннем и позднем послеоперационном периоде. Ключевые слова: проксимальный отдел плечевой кости, резекция опухоли, эндопротез, напряженно-деформированное состояние.

Ключові слова: проксимальний відділ плечової кістки, резекція пухлини, ендопротез, напружено-деформовані стани

Вступ

Одним із основних видів органозберігального хірургічного лікування післярезекційних дефектів проксимального відділу плечової кістки після видалення пухлин є модульне ендопротезування [8]. Ця методика допомагає зберегти кінцівку, відновити її функцію і, як наслідок, значно підвищити соціально-побутову реабілітацію пацієнта [5, 7, 13]. Модульні пухлинні ендопротези складаються з декількох компонентів: артикуляційної поверхні — головки, тіла протеза, яке може поєднувати декілька модулів, і ніжки, за допомогою якої здійснюють фіксацію імплантата до кістки. Метою хірургічного лікування пухлин проксимального відділу плечової кістки є не тільки хороший онкологічний результат, а й максимально можливе відновлення функції плечового суглоба і, відповідно, всієї верхньої кінцівки [3, 6, 9, 12, 13].

Однак, як і за будь-якого хірургічного втручання, заміщення післярезекційного дефекту модульним ендопротезом пов'язане з цілою низкою ускладнень. За науковими даними, серед усіх ускладнень після ендопротезування проксимального відділу плечової кістки асептична нестабільність трапляється в 19,1 % випадків, перелом ендопротеза або перипротезний перелом плечової кістки — в 17,4 % [11]. Такі ускладнення в ранньому та пізньому післяопераційному періодах можна пояснити декількома факторами, а саме: недостатнім діаметром інтрамедулярної ніжки ендопротеза, круглою формою каналу плечової кістки, концентрацією максимальних навантажень на ніжку ендопротеза в місці його контакту з кісткою, а також методикою фіксації (цементною або безцементною). Зазначені фактори негативно впливають на якість фіксації ніжки ендопротеза в кістці і потребують подальшого доопрацювання та модифікації з метою поліпшення якості фіксації та запобігання подібним ускладненням.

Основні сили, які діють на оперовану кінцівку, — навантаження на розтягнення та згинання. Саме вони сприяють розхитуванню ніжки та в деяких випадках її перелому в місці контакту з кісткою.

Саме тому *метою* представленої роботи було порівняння напружено-деформованих станів системи «ендопротез – плечова кістка» за умов навантаження на розтягнення та згинання у випадку резекції її проксимального кінця на рівні верхній, середній та нижній третин діафіза плечової кістки.

Матеріал та методи

На першому етапі дослідження розроблено три моделі системи «ендопротез – плечова кістка» залежно від імовірних рівнів резекції. Усі моделі

містили елемент дистального кінця плечової кістки та ендопротез проксимального її відділу. Модель ендопротеза складалась із головки, діафізарного модуля та інтрамедулярної ніжки (рис. 1).

Дослідження напружено-деформованого стану моделей проводили під впливом двох видів навантажень — на розтягнення та згинання. Під час досліджень на розтягнення до дистального кінця плечової кістки прикладали силу, спрямовану вдовж вертикальної осі кістки. Під час дослідження на згинання до дистального кінця плечової кістки прикладали силу, спрямовану перпендикулярно до вертикальної осі системи «ендопротез – плечова кістка». Схеми навантаження моделей на розтягнення та згинання наведені на рис. 2.

Для дослідження використовували плечову кістку людини та ендопротез проксимального відділу плечової кістки «СІМЕКС». Характеристики матеріалів, використаних у процесі розрахунків моделей, наведені в табл. 1. Механічні розрахунки виконані за допомогою методу кінцевих елементів [1, 4].

Результати та їх обговорення

Першим етапом були досліджені напружено-деформовані стани системи «ендопротез – плечова кістка» під впливом навантажень на розтягнення. У результаті виявлено, що максимальні напруження виникають у діафізарній частині ендопротеза, в зоні його кріплення до плечової кістки. Слід відзначити, що залежно від рівня резекції плечової кістки змінюється величина напружень у цій ділянці, а також розміри зони максимальних напружень. Виявлено тенденцію: зі збільшенням довжини діафізарного модуля ендопротеза підвищується величина напружень у ньому. Зокрема, мінімальна величина напружень зафіксована в разі встановлення ендопротеза з резекцією кістки у верхній третині (0,5 МПа), а максимальна — із резекцією в нижній третині (4,2 МПа). Головка ендопротеза та проксимальна частина його діафіза залишаються практично не навантаженими. Стосовно кісткової тканини ми з'ясували, що зона максимальних напружень розташована в дистальній частині кістки, на рівні кінця інтрамедулярної ніжки ендопротеза. Розподіл напружень по зовнішній поверхні моделей наведений на рис. 3.

На рис. 4 представлені результати вивчення розподілу напружень у моделях системи «ендопротез – плечова кістка» у фронтальному розрізі. Максимальні значення напружень у найхарактерніших зонах системи «ендопротез – плечова кістка» наведені в табл. 2.

Результати проведених досліджень навантаження на розтягування моделей системи «ендопротез –

Таблиця 1

Характеристики матеріалів

Елемент	Матеріал	Модуль пружності, МПа	Коефіцієнт Пуассона	Межа міцності за умов стискування, МПа
Плечова кістка	Коркова кістка	2000	0,29	145
	Губчаста кістка	200	0,30	10
Ендопротез	Титан	110000	0,30	235

плечова кістка» за умов різних рівнів резекції свідчить, що максимальні напруження виникають у діафізарній частині ендопротеза в зоні його з'єднання з кісткою і залежать від рівня резекції плечової кістки.

На другому етапі вивчено напружено-деформований стан системи «ендопротез – плечова кістка» під впливом навантажень на згинання.

Загальною тенденцією для моделей була зона максимальних напружень, розташована в середній частині системи. За резекції кістки в нижній третині зону максимальних напружень спостерігали в діафізарній частині ендопротеза. У кістковій тканині зона максимальних напружень була розташована в дистальній частині на рівні кінця інтрамедулярного стрижня ендопротеза, але відмічено перевантаження кістки в зоні її контакту з ендопротезом, особливо за резекції у верхній та середній третинах. У моделях ендопротезів було визначено навантаження інтрамедулярного стрижня по всій довжині, при цьому величина напружень досягала значень 4,2–5,5 МПа залежно від рівня резекції кістки. Напружено-деформовані стани моделей системи «ендопротез – плечова кістка» у фронтальному розрізі наведено на рис. 5.

Після аналізу моделей системи «ендопротез – плечова кістка» визначено, що напруження по внутрішній поверхні кісткового каналу мали максимальні значення 4,5–6,6 МПа (залежно від рівня резекції кістки) та поступово знижувалися в дистальному напрямку до 2,7–3,1 МПа. На рис. 6 наведено зони розподілу напружень у кістковій тканині моделей системи «ендопротез – плечова кістка» в місцях її контакту з елементами ендопротеза.

Порівняльні показники величин напружень у найзначніших елементах системи «ендопротез – плечова кістка» з ендопротезами різних конструкцій та резекціями плечової кістки на різних рівнях наведено в табл. 3. Вивчення навантажень на згинання показало, що зона максимальних напружень виникає в середній частині системи і не залежить від рівня резекції кістки.

На наступному етапі дослідження розроблено три аналогічні моделі системи «ендопротез – плечо-

ва кістка», але з однією відмінністю — використовували комбіновану систему кріплення ендопротеза. Тобто, окрім традиційної інтрамедулярної ніжки, ендопротез мав додаткову екстракортикальну фіксацію. Це пластини, які міцно закріплюються на тілі ендопротеза та щільно прилягають до кістки (рис. 7).

За допомогою цих моделей досліджували такі ж навантаження — розтягнення та згинання.

Як видно на рис. 8, у зонах контакту кісткової тканини з ендопротезами з накістковими пелюстками зони максимальних напружень виявлені по нижньому зрізу накісткових пелюсток, водночас критична зона розвантажувалася (табл. 4).

Дослідження напружено-деформованого стану моделей під впливом згинальних навантажень дало змогу визначити значно більші відмінності між різними конструкціями ендопротезів та варіантами їх встановлення.

Таблиця 2

Величини напружень, які виникають у різних зонах системи «ендопротез – плечова кістка» під впливом розтягувальних навантажень

Зона вимірювання	Напруження (МПа) залежно від рівня резекції		
	верхня третина	нижня третина	середня третина
Дистальний відділ кістки	1,6	1,6	2,0
Верх каналу	0,7	1,0	1,0
Середина каналу	1,0	1,2	1,0
Низ каналу	1,1	1,1	1,0
Сітка ендопротеза	0,5	4,2	3,7

Таблиця 3

Величини напружень, які виникають у різних зонах системи «ендопротез – плечова кістка» під впливом згинальних навантажень

Зона вимірювання	Напруження (МПа) залежно від рівня резекції		
	верхня третина	нижня третина	середня третина
Дистальний відділ кістки	2,4	2,3	2,5
Верх каналу	6,6	4,5	6,2
Середина каналу	5,5	4,2	4,7
Низ каналу	3,1	2,9	2,7
Сітка ендопротеза	3,9	33,3	27,1

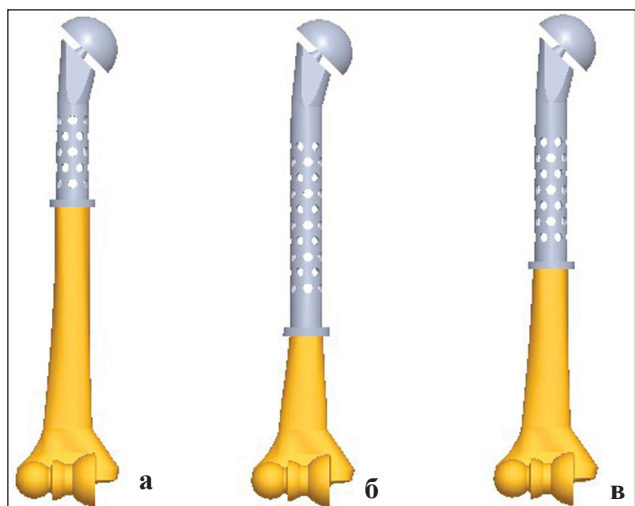


Рис. 1. Моделі системи «ендопротез – плечова кістка» за різних рівнів резекції кістки: верхня (а), нижня (б) та середня (в) третини

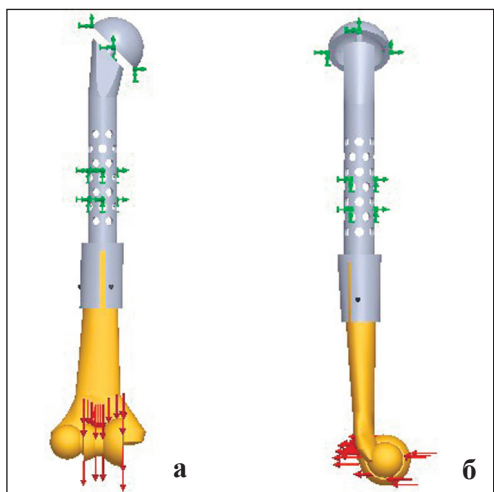


Рис. 2. Схеми навантаження моделі системи «ендопротез – плечова кістка»: а) на розтягнення; б) на згинання

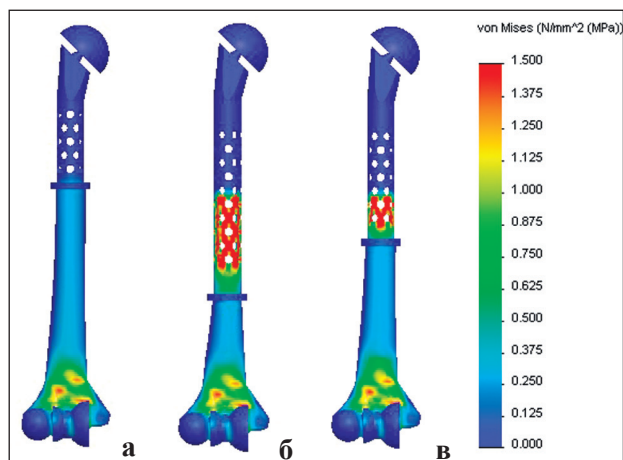


Рис. 3. Розподіл напружень по зовнішній поверхні системи «ендопротез – плечова кістка» під впливом розтягувальних навантажень за різних рівнів резекції кістки: верхня (а), нижня (б) та середня (в) третини

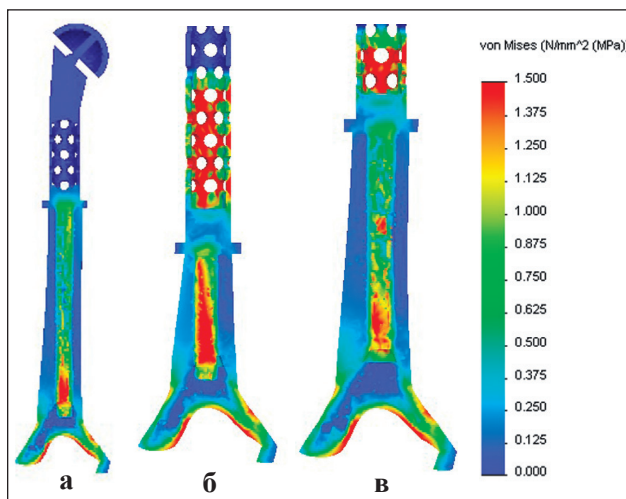


Рис. 4. Розподіл напружень у фронтальному розрізі системи «ендопротез – плечова кістка» під впливом розтягувальних навантажень за різних рівнів резекції кістки: верхня (а), нижня (б) та середня (в) третини

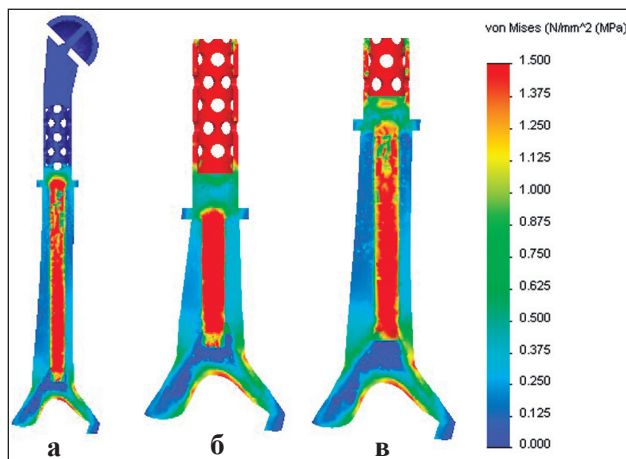


Рис. 5. Розподіл напружень у фронтальному розрізі системи «ендопротез – плечова кістка» під впливом згинальних навантажень за різних рівнів резекції кістки: верхня (а), нижня (б) та середня (в) третини

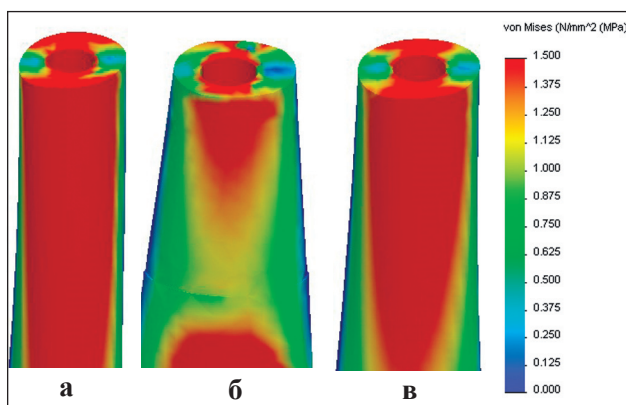


Рис. 6. Розподіл напружень по поверхні кістки в зоні контакту з ендопротезом під впливом згинальних навантажень за різних рівнів резекції кістки: верхня (а), нижня (б) та середня (в) третини

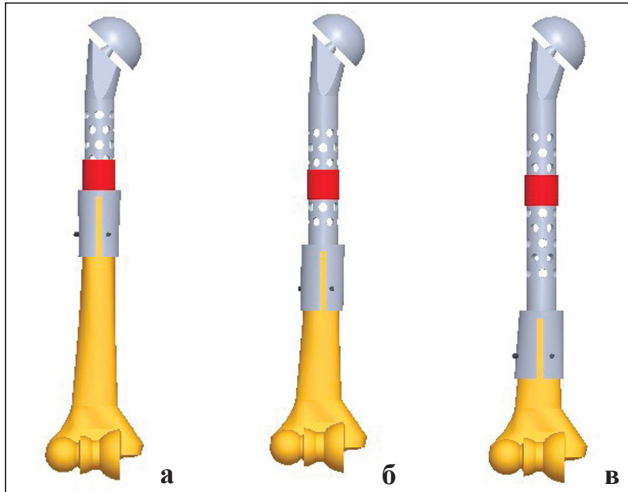


Рис. 7. Модель системи «ендопротез – плечова кістка» за різних рівнів резекції кістки з додатковою системою фіксації: верхня (а), нижня (б) та середня (в) третини

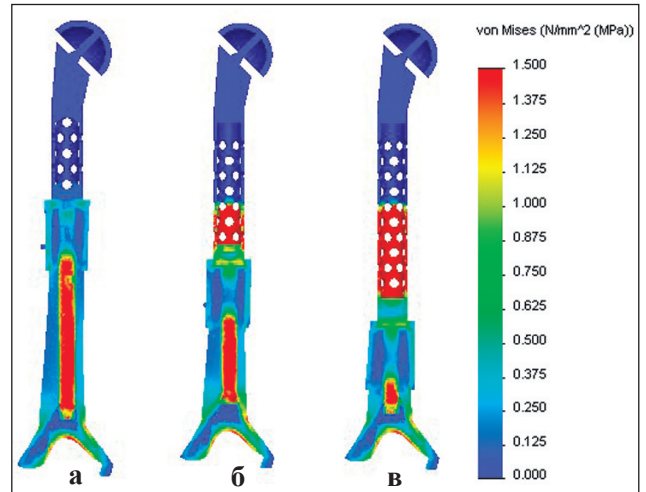


Рис. 10. Розподіл напружень у фронтальному розрізі системи «ендопротез – плечова кістка» під впливом згинальних навантажень за різних рівнів резекції кістки: верхня (а), середня (б) та нижня (в) третини

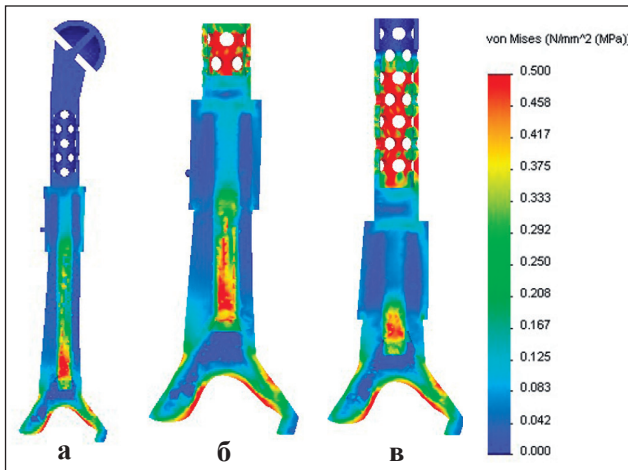


Рис. 8. Розподіл напружень у фронтальному розрізі системи «ендопротез – плечова кістка» під впливом розтягувальних навантажень за різних рівнів резекції кістки: верхня (а), середня (б) та нижня (в) третини

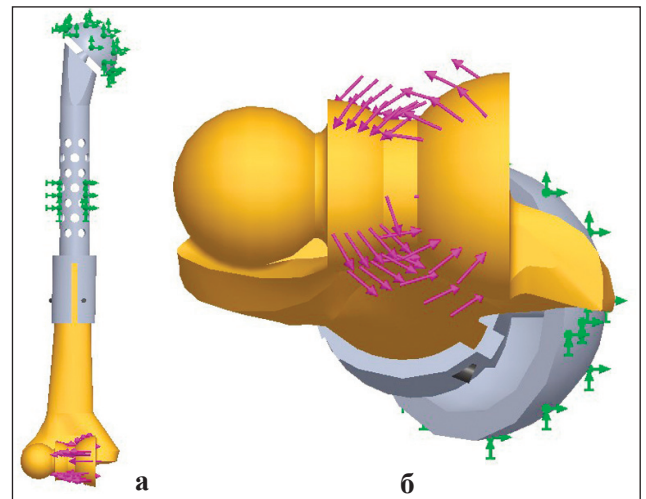


Рис. 11. Схема навантаження моделі на кручення

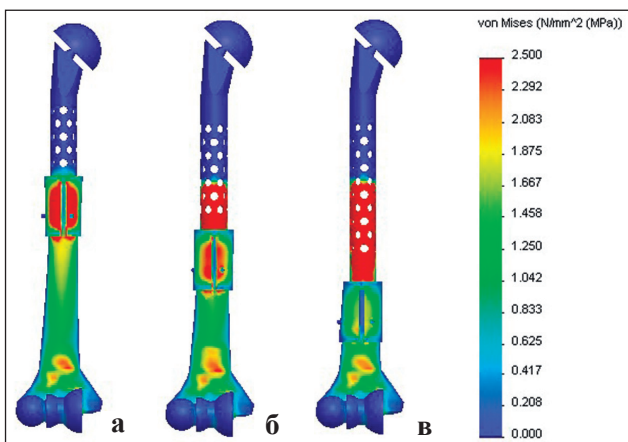


Рис. 9. Розподіл напружень по зовнішній поверхні системи «ендопротез – плечова кістка» під впливом згинальних навантажень за різних рівнів резекції кістки: верхня (а), середня (б) та нижня (в) третини

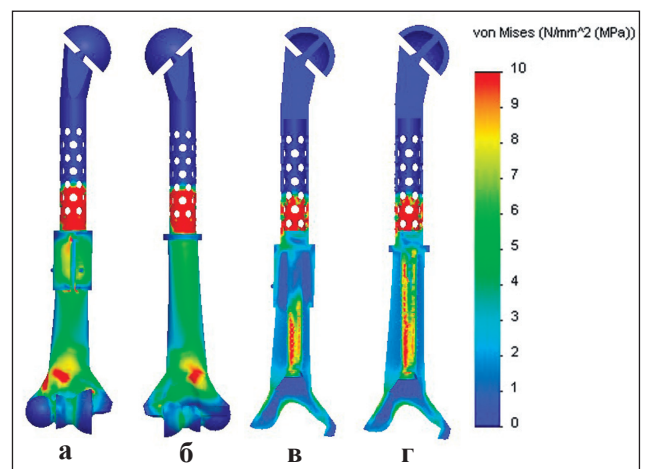


Рис. 12. Розподіл напружень у системі «ендопротез – плечова кістка» під впливом навантажень на кручення: ендопротез із накістковими пелюстками — вид спереду (а), розріз (в); без накісткових пелюсток — вид спереду (б), розріз (г)

Слід відмітити як загальну тенденцію, що зона максимальних напружень була в середній частині системи. Але в разі резекції кістки у верхній третині зону максимальних напружень виявляли безпосередньо на накісткових пелюстках. У випадку резекції кістки в нижній третині напруження на накісткових пелюстках значно знижуються, а зона максимальних напружень переміщується в діафізарну частину ендопротеза. Резекція кістки в середній третині призводить до розподілу зони максимальних навантажень між діафізарною частиною ендопротеза та накістковими пелюстками, але слід зазначити, що за абсолютною величиною напруження в діафізарній частині ендопротеза значно вищі, ніж на накісткових пелюстках (27,1 та 5,1 МПа відповідно) (рис. 9).

На фронтальному розрізі моделей, які містили ендопротези з накістковими пелюстками, виявлено практично повне розвантаження під ними інтрамедулярного стрижня ендопротеза (рис. 10). Нижче рівня накісткових пелюсток напруження в інтрамедулярному стрижні становили 2,2–2,7 МПа (табл. 5).

Для дослідження на кручення використано модель системи «ендопротез – плечова кістка» з резекцією в середній третині тому, що для цього виду навантаження довжина важеля (відстань до зони резекції) не має значення. Модель мала жорстке кріплення по поверхні головки ендопротеза. До виростків плечової кістки прикладали протилежно спрямоване навантаження. Схема навантаження наведена на рис. 11.

Отримані результати моделювання навантаження на кручення дали змогу порівняти картину розподілу напружень у моделях системи «ендопротез – плечова кістка» з різними варіантами кріплення ендопротеза. Картина напружено-деформованого стану моделей наведена на рис. 12.

У результаті виконаних досліджень встановлено, що під час навантаження моделей на кручення максимальні значення напружень виникають у діафізарній частині ендопротеза та становлять 95 МПа за обох варіантів кріплення ендопротеза. Величини напружень у дистальному відділі плечової кістки та кістковомозковому каналі також не залежать від типу кріплення ендопротеза і дорівнюють 12 та 13 МПа відповідно. Максимальні значення величин напружень у різних відділах моделей за умов навантаження на кручення наведені в табл. 6.

Наявність додаткового кріплення ендопротеза у вигляді накісткових пелюсток під впливом навантаження на кручення дає можливість зняти напруження з кісткової тканини в зоні контакту з ендопротезом завдяки їх перерозподілу на накісткові пелюстки.

Таблиця 4

Величини напружень, які виникають у різних зонах системи «ендопротез – плечова кістка» під впливом розтягувальних навантажень

Зона вимірювання	Напруження (МПа) залежно від рівня резекції		
	верхня третина	нижня третина	середня третина
Дистальний відділ кістки	1,5	1,5	1,5
Верх каналу	0,1	0,1	0,3
Середина каналу	0,6	0,3	1,1
Низ каналу	0,9	0,9	1,0
Верх пелюсток	0,3	0,3	0,5
Низ пелюсток	0,8	1,2	1,1
Вхід гвинтів	0,2	0,2	0,2
Сітка ендопротеза	0,5	4,2	3,8

Таблиця 5

Величини напружень, які виникають у різних зонах системи «ендопротез – плечова кістка» під впливом згинальних навантажень

Зона вимірювання	Напруження (МПа) залежно від рівня резекції		
	верхня третина	нижня третина	середня третина
Дистальний відділ кістки	2,4	2,3	2,5
Верх каналу	1,0	1,2	1,5
Середина каналу	5,2	0,5	3,4
Низ каналу	2,2	2,7	2,2
Верх пелюсток	2,5	1,5	2,9
Низ пелюсток	5,2	4,8	5,1
Сітка ендопротеза	3,0	33,8	27,1

Таблиця 6

Величини напружень в елементах моделей за умов навантаження на кручення

Зона вимірювання	Величина напруження в моделях, МПа	
	з пелюстками	без пелюсток
Дистальний відділ кістки	12	12
Діафіз кістки	4	5
Верх каналу	6	14
Середина каналу	13	13
Низ каналу	9	13
Верх пелюсток	10	6
Низ пелюсток	14	5
Вхід гвинтів	3	—
Сітка ендопротеза	95	95

Висновки

Проведені біомеханічні дослідження системи «ендопротез – плечова кістка» за умов моделювання навантаження на розтягування, згинання та кручення показали, що максимальні напруження виникають у діафізарній частині ендопротеза, зоні її кріплення з кісткою і залежать від рівня резекції плечової кістки. У кістковій тканині зона максимальних напружень розташована в дистальній частині кістки на рівні кінця інтрамедулярної ніжки ендопротеза. Найоптимальнішим для стабільного функціонування ендопротеза виявився варіант

розподілу напружень у системі «ендопротез – плечова кістка» за резекції плечової кістки у верхній третині.

За результатами проведених досліджень доведено, що під впливом згинальних навантажень зона максимальних напружень виникає в середній частині системи «ендопротез – плечова кістка» незалежно від рівня резекції кістки. А найоптимальнішим у цьому випадку був варіант розподілу напружень за умов резекції плечової кістки у верхній третині.

У разі навантажень системи «ендопротез – плечова кістка» на розтягнення, згинання та кручення додаткові накісткові пелюстки в системі кріплення ендопротеза дають змогу знизити рівень напружень у кістковій тканині завдяки їх перерозподілу саме на пелюстки.

За допомогою додаткової системи фіксації ендопротеза проксимального відділу плечової кістки можна знизити кількість ускладнень з боку ендопротеза в ранньому та пізньому післяопераційному періодах.

Список літератури

1. Алямовский А. А. SolidWorks/COSMOSWorks. Инженерный анализ методом конечных элементов / А. А. Алямовский. — М.: ДМК Пресс, 2004. — 432 с.
2. Березовский В. А. Биофизические характеристики тканей человека: справочник / В. А. Березовский, Н. Н. Колотиллов. — К.: Наукова думка, 1990. — 224 с.
3. Грабовой А. Ф. Эндопротез плечевого сустава / А. Ф. Грабовой, В. А. Родичкин // Ортопедия, травматология и протезирование. — 1983. — № 1. — С. 50–51.
4. Зенкевич О. С. Метод конечных элементов в технике / О. С. Зенкевич. — М.: Мир, 1975. — 271 с.
5. Индивидуальное эндопротезирование при опухолях проксимального отдела плечевой кости / О. Е. Вырва, Я. А. Головина, В. В. Бурлака [и др.] // Вісник ортопедії, травматології та протезування. — 2005. — № 3 (46). — С. 49–53.
6. Котц Р. М. Современные методы лечения злокачественных опухолей: Лекция / Р. М. Котц // Вестник травматологии и ортопедии им. Н. Н. Приорова. — 1994. — № 4. — С. 62–68.
7. Махсон А. Н. О концепции адекватной хирургии применительно к больным с опухолями плечевого и тазового поясов конечностей / А. Н. Махсон: abstract book I international symposium plastic and reconstructive surgery in oncology. — Moscow, 1997. — P. 3–4.
8. Роль сохранных операций в лечении больных с опухолями костей плечевого пояса / А. А. Амирасланов, В. А. Соколовский, В. Д. Алиев [и др.]: тез. докл. II съезда онкологов стран СНГ // Онкология. — 2000. — С. 781.
9. Bogumill G. P. Tumors of the hand and upper limb / G. P. Bogumill, E. J. Fleegler // Hand and upper limb. — 1993. — Vol. 10. — P. 460.
10. Functional and oncological outcomes after limb-salvage surgery for primary sarcomas of the upper limb / E. H. Wright, S. Gwilym, C. L. Gibbons [et al.] // J. Plast. Reconstr. Aesthet. Surg. — 2008. — Vol. 61. — P. 382–387.
11. Getty P. J. Complications and functional outcomes of reconstruction with an osteoarticular allograft after intra-articular resection of the proximal aspect of the humerus / P. J. Getty, T. D. Peabody // J. Bone Joint Surg. Am. — 1999. — Vol. 81, № 8. — P. 1138–1146.
12. Hensbaw R. M. Endoprosthetic reconstruction of the proximal humerus for large segmental defects following sarcoma resection / R. M. Hensbaw, M. M. Malawer: abstract book The first international symposium plastic and reconstructive surgery in oncology. — Moscow, 1997. — P. 82.
13. Segmental limb reconstruction after tumor resection / H. T. Temple, T. R. Kuklo, R. A. Lehman Jr [et al.] // Am. J. Orthop. — 2000. — Vol. 29. — P. 524–529.

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872015314-20>

Стаття надійшла до редакції 20.10.2014

BIOMECHANICAL STUDY OF STRESS-STRAIN STATES OF THE SYSTEM «ENDOPROTHESIS HUMERUS» IN TERMS OF TUMOR RESECTION

O. E. Vyrva, D. O. Mikhanovsky, M. Yu. Karpinsky

SI «Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Science of Ukraine», Kharkiv