УДК 616.728.3-089.843:004.942](045)

DOI: http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872020166-77

Математичне моделювання ендопротезування колінного суглоба зі заповненням дефекту кісткок імплантатами з різних матеріалів

О. В. Танькут, В. А. Філіпенко, В. О. Мезенцев, З. А. Арутюнян, М. О. Тохтамишев, М. Ю. Карпінський, О. В. Яресько

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

[2] Харківська медична академія післядипломної освіти. Украина

Defects in the proximal tibia significantly complicate the process of implanting an artificial knee joint. Objective: due to mathematical modeling to determine the optimal combination of implant stem and material, depending on the size of the tibia defect at joint replacement. Methods: using the finite element method, the stresses in the lower limb models with knee implant were studied. Reproduced the defect tibia size 25, 50 and 75 % of the area of the supporting surface of the endoprosthesis. For each case, an implant without stem, with short or long one was modeled. We studied options for filling defects with bone chips, bone cement and porous tantalum. Results: the presence of defect of 25 % leads to an increase in stresses on its face under the elements of implant, which decrease with increasing length of its stem. When filling the defect with bone chips, the stresses in the bone tissue decrease, in addition — with an increase in the length of the endoprosthesis stem. When using bone cement, the stress level in the model is reduced more effectively compared to bone chips, regardless of the length of the stem of the implant. The zone of maximum loads is shifted to the stiffener of the endoprosthesis in the region of the defect 50 %. When filling it with cement, the combination with a long-stem implant seemed most effective. Large defects (75 %) do not cause significant stress in the bone tissue, but their level increases at grafting with bone chips. You can reduce it by using an endoprosthesis with a long stem and bone cement instead of chips. Conclusions: at 25 % tibia defect the most biomechanically effective is the using of implant with long or short stem and bone cement, at 50 % defect — a combination of a long stem of implant with filling the defect with bone cement or a short or long stem with a tantalum implant; at 75 % defect — grafting of defect with tantalum augments in combination with long stem. Key words: finite element method, bone grafting, endoprosthetics.

Дефекты проксимального отдела большеберцовой кости (ББК) значительно усложняют процесс установки искусственного коленного сустава. Цель: на математической модели определить оптимальные комбинации длины ножки эндопротеза и материала имплантата в зависимости от величины дефекта ББК при эндопротезировании коленного сустава. Методы: с помощью метода конечных элементов изучены напряжения в моделях нижней конечности с эндопротезом коленного сустава. Воспроизводили дефект ББК размером 25, 50 и 75 % от площади опорной поверхности эндопротеза (ПОПЭ). Для каждого случая моделировали эндопротез без ножки, с короткой или длинной ножкой. Изучали варианты заполнения дефектов костными чипсами, костным цементом и пористым танталом. Результаты: наличие дефекта размером 25 % от ПОПЭ приводит к повышению напряжений на его грани под элементами эндопротеза, которые снижаются с увеличением длины его ножки. При заполнении дефекта костными чипсами уменьшаются напряжения в костной ткани, дополнительно — с увеличением длины ножки эндопротеза. При использовании костного цемента уровень напряжений в модели снижается эффективнее по сравнению с костными чипсами, независимо от длины ножки эндопротеза. Зона максимальных нагрузок смещена на ребро жесткости эндопротеза в области дефекта 50 % от ПОПЭ. При заполнении его цементом наиболее эффективным оказалось сочетание с эндопротезом на длинной ножке. Большие дефекты (75 %) не вызывают значительных напряжений в костной ткани, но уровень их повышается при пластике костными чипсами. Снизить его можно, использовав эндопротез с длинной ножкой и костный цемент вместо чипсов. Выводы: наиболее биомеханически эффективным при дефекте ББК размером 25 % является использование эндопротеза на длинной или короткой ножках и костного цемента; 50 % — комбинации длинной ножки эндопротеза с заполнением дефекта костным цементом или короткой или длинной ножек с танталовым имплантатом; 75 % — пластика дефекта танталовыми имплантатми в сочетании с эндопротезом на длинной ножке. Ключевые слова: метод конечных элементов, костная пластика, эндопротезирование.

© Танькут О. В., Філіпенко В. А., Мезенцев В. О. та ін., 2020

Ключові слова: метод скінченних елементів, кісткова пластика, ендопротезування

Вступ

Ендопротезування колінного суглоба — одне з найбільш поширених ортопедичних хірургічних втручань. Зокрема, у США щороку виконують близько 500 тис. первинних ендопротезувань колінного суглоба [1] та 22 тис. ревізійних, що потребує значних фінансових витрат [2]. В Україні також щороку зростає кількість як первинних, так і ревізійних ендопротезувань колінного суглоба. Ураховуючи значну потребу населення в цих хірургічних втручаннях така тенденція зберігатиметься й надалі [3].

За даними різних авторів відсоток ревізійних операцій становить 6,8 % (від 4,9 до 7,8), а в разі моноконділярного ендопротезування досягає 16,5 % [4, 5]. Майже половину з них зумовлено механічними чинниками — асептичне розхитування та міграція компонентів ендопротеза, перипротезні переломи, що супроводжуються формуванням дефектів кісток [6]. При цьому розрізняють процес формування дефектів однієї суглобової поверхні (стегнової кістки чи кісток гомілки) або їхнє поєднання. Наявність дефектів у дистальному відділі стегнової кістки та проксимальному великогомілкової значно ускладнює процес імплантації штучного колінного суглоба та негативно впливає на стабільність його компонентів. Хоча основним негативним фактором є величина та форма дефекту, якість кісткової тканини також є вагомим чинником, що потребує ретельної діагностики та класифікації. Усе це створює передумови для пошуку оптимальніших матеріалів для пластики дефектів кісток, удосконалення методики ендопротезування [7, 8].

Останніми роками з метою удосконалення методик хірургічних втручань у сучасній ортопедії та травматології широко використовують математичне моделювання [9–11]. При цьому одним із найбільш інформативних методів вивчення напружено-деформованого стану кісткової тканини є метод скінченних елементів [12–15]. Тому ми вважаємо, що для обґрунтування методики пластики та вибору матеріалу для її виконання є необхідним проведення експериментального дослідження з використанням математичного моделювання.

Мета роботи: на математичній моделі визначити оптимальні комбінації довжини ніжки ендопротеза та матеріалу імплантата залежно від величини дефекту великогомілкової кістки за умов ендопротезування колінного суглоба.

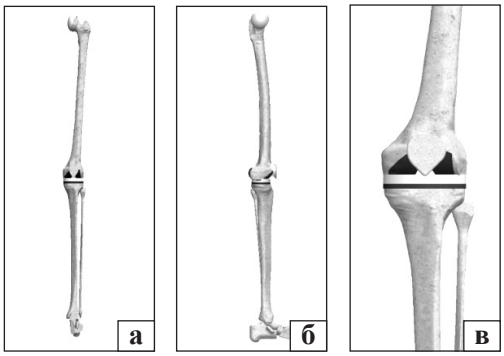

Рис. 1. Скінченно-елементна модель нижньої кінцівки з ендопротезом колінного суглоба: вигляд у фронтальній (а), сагітальній (б) площині, колінний суглоб з ендопротезом (в)

Матеріал і методи

У лабораторії біомеханіки ДУ «ІПХС ім. проф. М. І. Ситенка НАМН» вивчено напружено-деформований стан (НДС) моделі нижньої кінцівки з ендопротезом колінного суглоба залежно від величини дефекту великогомілкової кістки, довжини ніжки ендопротеза та пластичного матеріалу. Для цього побудовано базову скінченно-елементну математичну модель нижньої кінцівки з ендопротезом колінного суглоба (рис. 1).

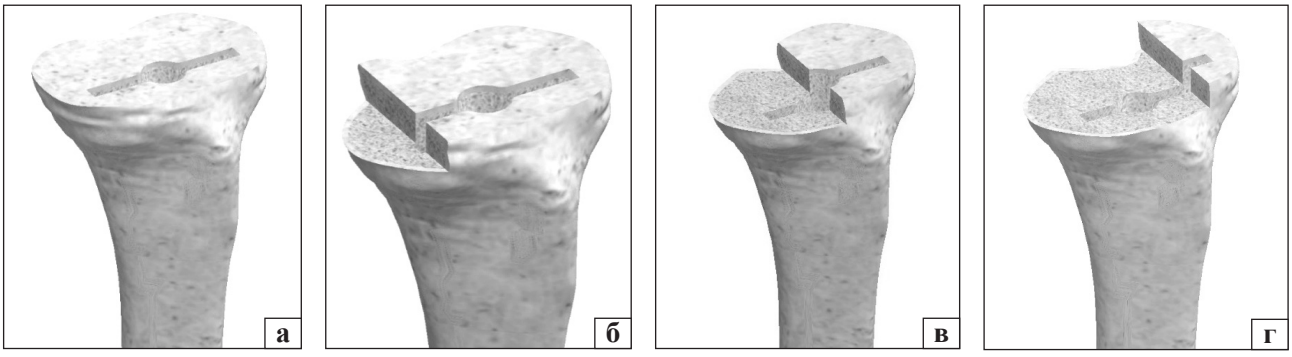

Рис. 2. Варіанти моделі великогомілкової кістки: без дефекту (а); дефекти розміром 25 (б), 50 (в) і 75 % (г)

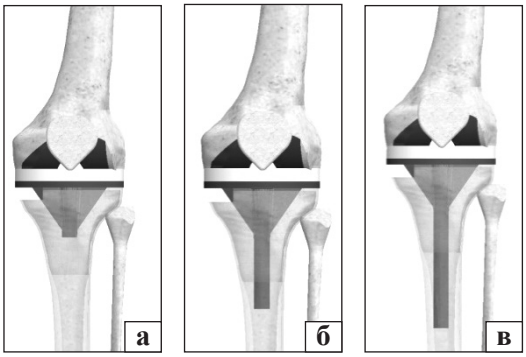

Рис. 3. Варіанти довжини ніжки ендопротеза: без ніжки (а), коротка (б), довга (в)

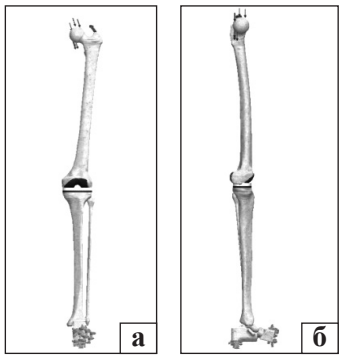

Рис. 5. Схема навантаження моделі: вигляд у фронтальній (а) і сагітальній (б) площинах

На базовій моделі створили дефект великогомілкової кістки трьох розмірів: 25, 50 та 75 % від площі опорної поверхні ендопротеза (ПОПЕ) (рис. 2).

Для кожного розміру дефекту моделювали ендопротез із ніжкою різної довжини: без ніжки, коротка, довга (рис. 3).

На всіх моделях вивчали варіанти заповнення дефектів трьома різними матеріалами: кісткові чіпси, кістковий цемент і пористий тантал (рис. 4).

Механічні властивості біологічних тканин (коркова та губчаста кістки, хрящ) для математичного моделювання обрано з літератури [17–21], кісткових чіпсів — за результатами експериментальних досліджень [22]. Матеріал елементів ендопротеза — титан. Матеріал пари тертя імплантата — поліетилен. Механічні характеристики штучних матеріалів обирали за даними технічної літератури [23] та навели в табл. 1.

Модель навантажували вагою тіла за умов одноопорного стояння, для чого до головки стегнової кістки прикладали розподілену силу величиною 1 100 Н, а до великого вертлюга — силу дії абдукторів стегна величиною 540 Н [19–21, 24]. Опорна поверхня стопи моделі мала жорстке закріплення (рис. 5).

Величини максимальних напружень фіксували в чотирьох зонах: на великогомілковій кістці під опорною поверхнею ендопротеза та від однієї

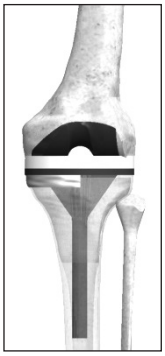

Рис. 4. Модель із дефектом, заміщеним штучним матеріалом

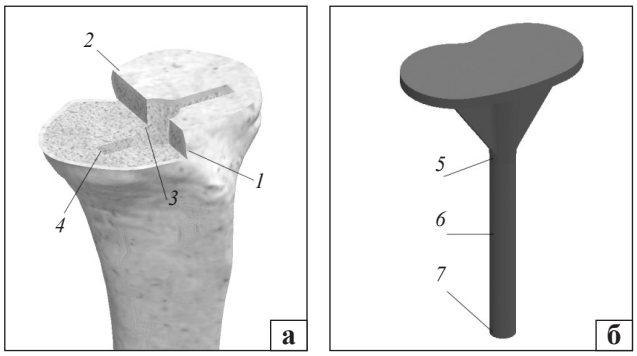

Рис. 6. Схема розташування контрольних точок (*1–7*) на великогомілковій кістці (а) та ендопротезі (б)

до трьох точок на ніжці імплантата, залежно від її довжини. Схему розташування контрольних точок наведено на рис. 6.

Дослідження НДС моделей виконували за допомогою методу скінченних елементів. За критерій оцінювання стану моделей використовували напруження за Мізесом [25]. Моделювання виконували за допомогою системи автоматизованого проектування SolidWorks, розрахунки НДС — програмного комплексу CosmoM [26].

Результати та їх обговорення

На першому етапі роботи вивчали розподіл напружень у моделях із дефектом розміром 25 % від ПОПЕ великогомілкової кістки (рис. 7).

Таблиця 1

Механічні характеристики матеріалів

Матеріал	Модуль Юнга E, МПа	Коефіцієнт Пуассона ν
Коркова кістка	18 350,0	0,29
Губчаста кістка	330,0	0,30
Хрящова тканина	10,5	0,49
Титан ВТ-16	110 000,0	0,20
Тантал	186 000,0	0,33
Цемент	2 300,0	0,35
Чіпси	13,8	0,30

Визначено, що наявність дефекту розміром 25 % від ПОПЕ призводить до підвищення величин напружень у всіх контрольних точках моделі з максимальними значеннями під передньою та задньою ділянками опорної площадки ендопротеза на краю дефекту — 11,2 та 11,7 МПа відповідно. Напруження навколо ребер жорсткості в зоні дефекту виявилися вдвічі нижчими — у межах від 4,5 до 4,9 МПа, а в основі ніжки — 3,3 МПа. Використання короткої ніжки дозволило знизити величини напружень під заднім і переднім опорними елементами ендопротеза до 8,3 та 7,7 МПа відповідно. Навколо ребра жорсткості в зоні перелому напруження знизили до 3,1 МПа. Це відбулося завдяки тому, що зайві навантаження взяла на себе ніжка ендопротеза, напруження в якій зросли до 15,3 у її основі та 3,3 МПа — на кінці. Подовження ніжки ендопротеза дало змогу ще зменшити рівень напружень під його опорними елементами до значень від 3,0 до 5,0 МПа. Водночас напруження в ніжці зросли до 15,6 МПа в її основі; 21,3 — в середній частині; 16,2 МПа — на кінці (табл. 2).

Розглянемо, як впливає факт заповнення дефекту розміром 25 % від ПОПЕ великогомілкової кістки під опорною площадкою ендопротеза імплантатами з різних матеріалів (рис. 8).

Використання кісткових чіпсів для заповнення дефекту за відсутності ніжки ендопротеза призвело до зниження напружень у всіх контрольних точках моделі. Винятком залишилась точка на передньому краї дефекту, де їхня величина зберігалася на рівні 11,7 МПа. Наповнення дефекту кістковими чіпсами в поєднанні з короткою ніжкою дало змогу знизити рівень напружень до 7,4 МПа, крім зони, що розташована біля основи ніжки ендопротеза, де їхня величина зросла від 0,7 до 1,2 МПа. Це пов'язано з підвищенням рівня напружень до 21,0 МПа саме у верхній частині ніжки імплантата. Збільшення її довжини за умов заповнення дефекту кістковими чіпсами привело до зменшення рівня напружень у кістковій тканині до 4,9 МПа на фоні їхнього збільшення до 32,6 МПа в ніжці ендопротеза (табл. 2).

Таблиця 2

Величини напружень у контрольних точках моделі з дефектом розміром 25 % від ПОПЕ великогомілкової кістки залежно від довжини ніжки ендопротеза та пластичного матеріалу

Контрольна точка	Напруження, МПа											
	без заповнення			чіпси			цемент			тантал		
	без ніжки	коротка	довга	без ніжки	коротка	довга	без ніжки	коротка	довга	без ніжки	коротка	довга
1	11,2	7,7	4,5	11,7	7,4	4,9	6,9	4,2	2,9	13,8	6,3	3,1
2	11,7	8,3	5,0	7,6	6,4	4,6	2,2	2,5	1,4	1,5	1,1	0,3
3	4,9	3,1	3,0	0,7	1,2	1,8	0,4	0,5	1,1	1,1	0,2	0,4
4	4,5	3,1	3,0	1,3	1,0	0,4	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
5	3,3	15,8	15,6	2,4	21,0	32,6	1,0	18,1	24,3	0,7	14,1	27,2
6	—	3,9	21,3	—	3,1	21,0	—	2,2	20,4	—	2,8	19,7
7	—	—	16,2	—	—	17,6	—	—	17,9	—	—	18,5

Таблиця 3

Величини напружень у контрольних точках моделі з дефектом розміром 50 % від ПОПЕ великогомілкової кістки залежно від довжини ніжки ендопротеза та пластичного матеріалу

Контрольна точка	Напруження, МПа											
	без заповнення			чіпси			цемент			тантал		
	без ніжки	коротка	довга	без ніжки	коротка	довга	без ніжки	коротка	довга	без ніжки	коротка	довга
1	11,1	5,7	2,0	11,1	6,5	2,0	5,8	4,3	0,8	6,0	3,7	1,1
2	6,2	5,0	3,2	3,4	2,4	0,7	0,8	0,7	0,2	0,4	0,1	0,2
3	1,0	1,0	1,0	1,0	0,4	1,2	0,7	0,6	0,6	0,1	0,1	0,1
4	8,1	7,1	6,4	1,4	0,9	0,5	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
5	6,9	18,3	17,5	10,7	26,1	29,0	4,7	17,1	22,7	3,4	14,8	21,5
6	—	4,4	22,1	—	3,8	22,1	—	2,6	20,9	—	3,2	20,3
7	—	—	16,2	—	—	17,5	—	—	17,7	—	—	20,4

На рис. 9 наведено картину розподілу напружень у моделях із дефектом розміром 25 % від ПОПЕ великогомілкової кістки, заповненим кістковим цементом й ендопротезами з різною довжиною ніжки.

Заповнення кістковим цементом дефекту в поєднанні з ендопротезом без ніжки дозволило знизити рівень напружень у кістковій тканині абсолютно в усіх контрольних точках моделі порівняно з випадком без заповнення дефекту. Максимальне значення 6,9 МПа величини напружень визначено на передньому зрізі дефекту. У разі відтворення використання короткої ніжки та заповнення дефекту кістковим цементом рівень механічних напружень у кістковій тканині зменшився до 4,2 МПа. При цьому підвищення величини напружень навколо основи ніжки ендопротеза було незначним — від 0,4 за відсутності ніжки до 0,5 МПа — зі встановленою короткою. Величина напружень у верхній частині ніжки зросла до 18,1 МПа (табл. 4). За умов моделювання використання довгої ніжки в поєднанні зі заповненням дефекту кістковим цементом встановлено зниження рівня механічних напружень у кістковій тканині до 2,9 МПа. При цьому рівень напружень на ніжці ендопротеза не перевищував 24,3 МПа, що значно менше ніж в аналогічній ситуації в разі заповнення дефекту кістковими чіпсами (табл. 2).

На рис. 10 наведено картину розподілу напружень у моделях із дефектом розміром 25 % від ПОПЕ великогомілкової кістки, заповненим танталовим імплантатом, й ендопротезами з різною довжиною ніжки.

У результаті моделювання заповнення дефекту розміром 25 % від ПОПЕ великогомілкової кістки імплантатом із танталу зареєстровано значне зменшення рівня напружень у кістковій тканині, величини яких у контрольних точках не перевищували 1,5 МПа. Винятком став передній зріз дефекту, де рівень напружень підвищився до 13,8 МПа. Збільшення довжини ніжки ендопротеза усунуло проблему та значення механічних напружень у цій зоні знизилося до 6,3 МПа, як і у всіх інших контрольних точках великогомілкової кістки, зокрема й навколо основи ніжки ендопротеза до 0,2 МПа. Максимальні напруження на ніжці ендопротеза досягли рівня 14,1 МПа. У разі заміщення дефекту танталовим імплантатом довга ніжка ендопротеза бере на себе значну частину навантаження, через що величини напружень на ній сягнули максимального значення 27,2 МПа, що сприяло зниженню рівня напружень у кістковій тканині до 3,1 МПа на передньому зрізі дефекту, в інших контрольних він не перевищував 0,4 МПа (табл. 2).

Проведені дослідження дозволяють стверджувати, що наявність дефекту розміром 25 % від ПОПЕ великогомілкової кістки призводить до підвищення напружень під опорними елементами ендопротеза саме на межі дефекту. Їхнє зниження досягається шляхом збільшення довжини ніжки ендопротеза, але на ній рівень напружень при цьому різко зростає, що можна пояснити подовженням важеля сили, яка діє на ендопротез. Використання кісткових чіпсів для заповнення дефекту великогомілкової кістки дозволяє знизити величини напружень у кістковій тканині та додатково завдяки збільшенню довжини ніжки ендопротеза в цій ситуації. Використання кісткового цементу приводить до зменшення рівня напружень у моделі ефективніше за кісткові чіпси, не залежно від довжини ніжки ендопротеза.

Таким чином, за наявності дефекту розміром 25 % від ПОПЕ великогомілкової кістки найефективнішим варіантом з огляду на розподіл напружень у моделі є використання ендопротеза на довгій або середній ніжках зі заміщенням дефекту кістковим цементом.

Таблиця 4

Величини напружень у контрольних точках моделі з дефектом розміром 75 % від ПОПЕ великогомілкової кістки залежно від довжини ніжки ендопротеза та пластичного матеріалу

Контрольна точка	Напруження, МПа											
	без заповнення			чіпси			цемент			тантал		
	без ніжки	коротка	довга	без ніжки	коротка	довга	без ніжки	коротка	довга	без ніжки	коротка	довга
1	1,3	1,0	1,0	8,2	6,2	3,2	2,2	1,9	1,3	2,2	0,6	0,3
2	1,5	1,4	1,4	1,5	2,1	0,3	0,2	0,5	0,4	0,1	0,1	0,1
3	0,7	0,6	0,5	0,2	0,2	0,5	0,1	0,2	0,3	0,1	0,1	0,1
4	9,6	7,6	7,3	2,1	1,2	0,7	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
5	3,7	19,7	22,4	10,1	10,1	33,3	4,7	16,8	25,2	1,7	11,1	22,2
6	—	4,6	22,5	—	—	21,5	—	3,9	20,6	—	3,9	20,7
7	—	—	19,8	—	—	18,3	—	—	19,0	—	—	19,0

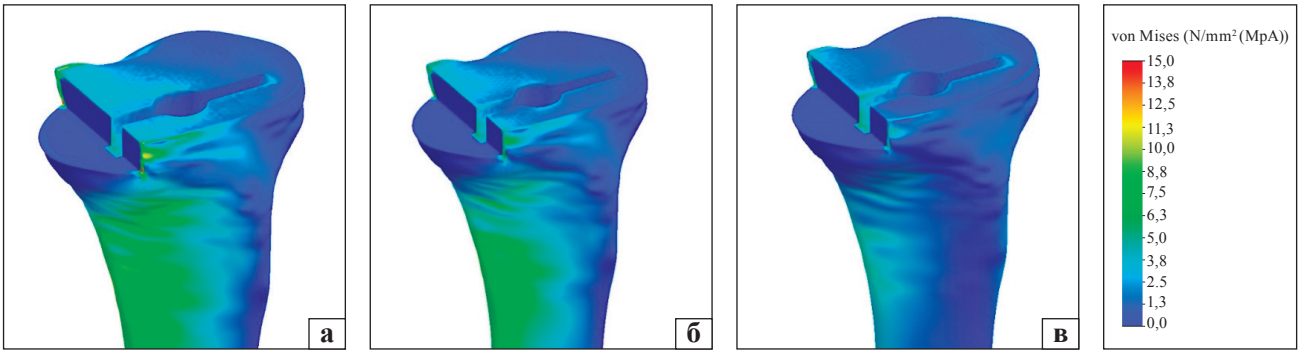

Рис. 7. Картина розподілу напружень у моделі з дефектом розміром 25 % від ПОПЕ великогомілкової кістки й ендопротезом без ніжки (а), на короткій (б) і довгій (б) ніжках

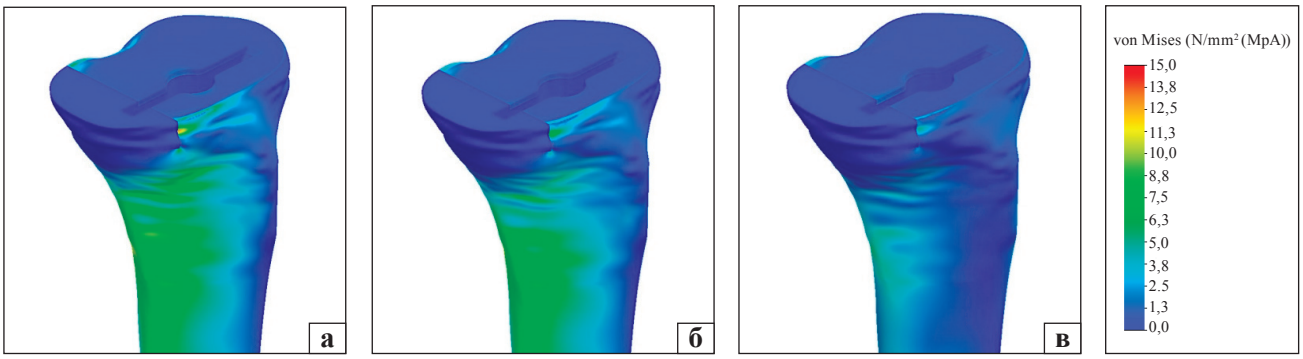

Рис. 8. Картина розподілу напружень у моделі з дефектом розміром 25 % від ПОПЕ великогомілкової кістки, заповненим кістковими чіпсами, й ендопротезом без ніжки (а), на короткій (б) і довгій (в) ніжках

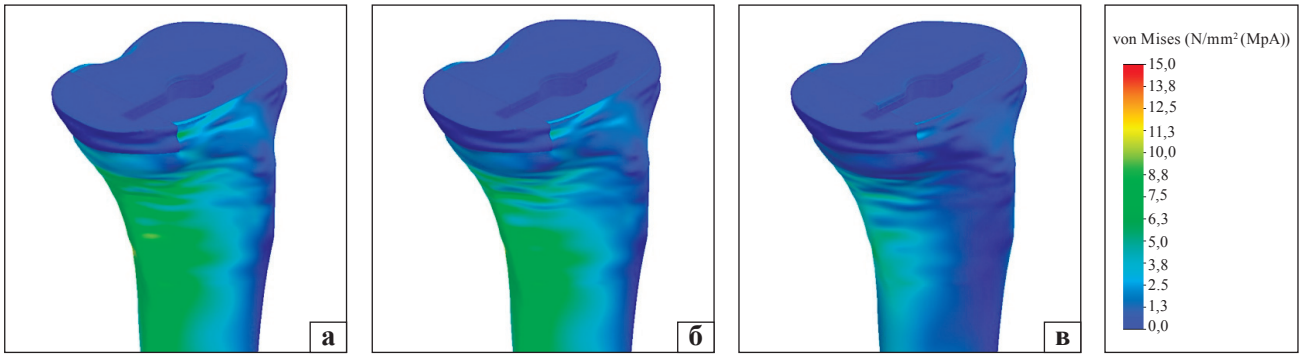

Рис. 9. Картина розподілу напружень у моделі з дефектом розміром 25 % від ПОПЕ великогомілкової кістки, заповненим кістковим цементом, й ендопротезом без ніжки (а), на короткій (б) і довгій (в) ніжках

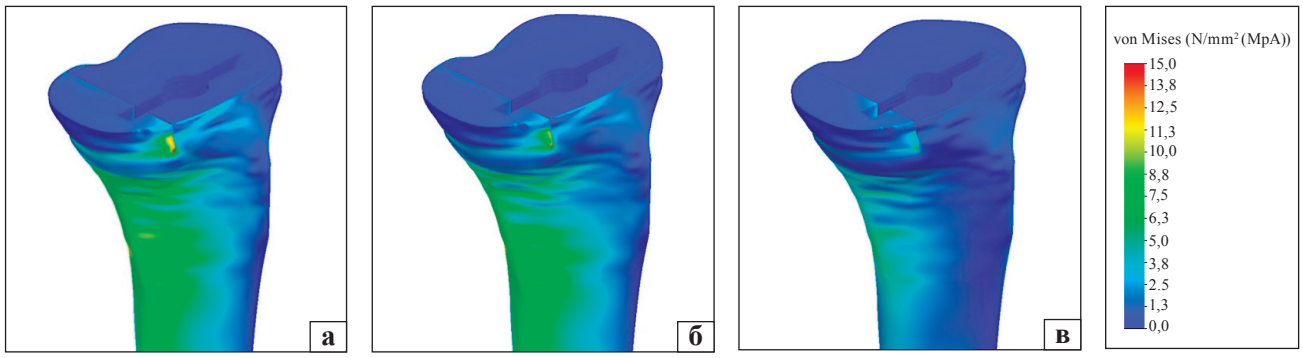

Рис. 10. Картина розподілу напружень у моделі з дефектом розміром 25 % від ПОПЕ великогомілкової кістки, заповненим танталовим імплантатом, й ендопротезом без ніжки (а), на короткій (б) і довгій (в) ніжках

Наступним етапом роботи вивчено НДС моделі нижньої кінцівки з дефектом розміром 50 % від ПОПЕ великогомілкової кістки (рис. 11).

Наявність 50 % дефекту великогомілкової кістки призводить до перерозподілу напружень у кістковій тканині порівняно з моделлю із 25 %. Зокрема, за умов використання ендопротеза без ніжки знизився рівень напружень на задньому зрізі дефекту до 6,2 МПа, навколо основи ніжки ендопротеза — до 1,0 МПа. Навпаки, зросли величини напружень навколо ребра жорсткості ендопротеза — до 8,1 МПа, на ніжці — до 6,9. Максимальна величина напружень на передньому зрізі дефекту залишилася на рівні моделі з дефектом 25 % — 11,1 МПа. Використання короткої ніжки супроводжувалося зниженням рівня механічних напружень у всіх контрольних точках, але характер їхнього розподілу залишився аналогічним моделі без ніжки. Найбільш навантаженою виявилася зона навколо ребра жорсткості ендопротеза — 7,1 МПа, мінімально (1,0 МПа) — навколо основи ніжки ендопротеза. Зникла різниця між величинами напружень на передньому (5,7 МПа) та задньому (5,0 МПа) зрізах дефекту великогомілкової кістки. Основне навантаження припало на ніжку ендопротеза — 18,3 МПа. Збільшення довжини ніжки ендопротеза до максимальної сприяло подальшому зниженню величин напружень у кістці, але їхній розподіл змінився. Хоча найбільш навантаженою залишилася ділянка навколо ребра жорсткості ендопротеза (6,4 МПа), спостерігали зниження напружень від переднього краю до 2,0, до заднього — 3,2 МПа, що відбулося через зростання рівня напружень на ніжці ендопротеза до 18,3 МПа (табл. 3).

На рис. 12 наведено картину розподілу напружень у моделях із дефектом 50 %, заповненим кістковими чіпсами, й ендопротезами з різною довжиною ніжки.

Заповнення 50 % дефекту великогомілкової кістки кістковими чіпсами та встановлення ендопротеза без ніжки спричинювало зниження рівня величин напружень по задньому зрізу дефекту до 3,2 МПа та навколо ребра жорсткості ендопротеза — до 1,4 МПа порівняно з моделлю без пластики дефекту. При цьому показники напруження на передньому зрізі дефекту не змінилися, на ніжці ендопротеза мали тенденцію до підвищення. Використання ендопротеза з короткою ніжкою в комбінації з заповненням кістковими чіпсами сприяло зниженню рівня величин напружень на всіх контрольних точках на кістковій тканині, при цьому напруження на ніжці ендопротеза зросли до 26,1 МПа. У разі моделювання встановлення ніжки ендопротеза максимальної довжини в поєднанні з пластикою дефекту кістковими чіпсами визначено зменшення напружень на опорній поверхні великогомілкової кістки до 2,0 МПа, зростання — на ніжці ендопротеза до 29,0 МПа, у кістковій тканині навколо її основи — до 1,2 МПа (табл. 3).

Розглянемо НДС моделей із дефектом 50 % великогомілкової кістки, заповненим кістковим цементом, й ендопротезами з різною довжиною ніжки (рис. 13).

Через те, що цемент має більший модуль пружності порівняно з кістковими чіпсами, його використання для заповнення дефектів великогомілкової кістки величиною 50 % від площі опорної поверхні ендопротеза призвело, порівняно з моделлю без заповнення дефекту, до зниження рівня напружень у кістковій тканині навіть за використання ендопротеза без ніжки удвічі. Максимальну величину напружень зареєстровано на передньому зрізі дефекту (5,8 МПа), в інших контрольних точках цей показник менший за 1,0 МПа. Використання ендопротеза з короткою ніжкою зі заповненням кістковим цементом 50 % дефекту великогомілкової кістки практично не вплинуло на розподіл напружень у моделі, крім помітного їхнього зниження на передньому зрізі дефекту до 4,3 МПа та підвищення на ніжці ендопротеза до 17,1 МПа. Використання цементу як пластичного матеріалу в поєднанні з ендопротезом на довгій ніжці сприяло зменшенню рівня механічних напружень у контрольних точках на кістковій тканині моделі до значень, нижчих за 1,0 МПа. Проте відбулося підвищення напруження на ніжці ендопротеза до 22,7 МПа (табл. 3).

Характер розподілу механічних напружень у моделях із дефектом 50 % великогомілкової кістки, заповненим танталовим імплантатом, й ендопротезами з різною довжиною ніжки наведено на рис. 14.

Картина розподілу напружень у моделі з дефектом 50 % великогомілкової кістки, заповненим танталовим імплантатом, у поєднанні з ендопротезом без ніжки практично не відрізнялася від моделі з використанням кісткового цементу. Максимальну величину напружень визначено на передньому зрізі дефекту (6,0 МПа), в інших контрольних точках вони не перевищували 0,4 МПа. За умов відтворення застосування ендопротеза на короткій ніжці та танталового імплантата для заповнення дефекту рівень напружень у кістковій тканині зменшився до 0,1 МПа, за винятком

переднього зрізу дефекту, де їхня величина становила 3,7 МПа. Напруження на ніжці ендопротеза дорівнювало 14,8 МПа і було нижчим, ніж за використання цементу. Ендопротез на довгій ніжці в поєднанні з танталовим імплантатом сприяв зниженню максимальної величини напружень на передньому зрізі дефекту до 1,1 МПа. Зайве навантаження припадало на ніжку ендопротеза, де напруження підвищилися до 21,5 МПа у верхній частині, до 20,3 та 20,4 МПа — у середній і нижній відповідно (табл. 3).

Проведене дослідження доводить, що наявність дефекту розміром 50 % зміщує зону максимальних навантажень на ребро жорсткості ендопротеза, розташованого в зоні дефекту, оскільки воно залишається єдиною точкою опори в цій ділянці. У разі використання для пластики дефекту 50 % цементу найефективнішим є його поєднання з ендопротезом на довгій ніжці. Тобто, кращими варіантами з огляду на розподіл у кістковій тканині є комбінації ендопротеза на довгій ніжці зі заповненням дефекту кістковим цементом або ендопротеза на короткій або довгій ніжці з танталовим імплантатом.

Розглянемо модель нижньої кінцівки з ендопротезом колінного суглоба за наявності дефекту великогомілкової кістки розміром 75 % від площі опорної поверхні ендопротеза (рис. 15).

Проведене моделювання показало, що значний дефект кістки під опорною поверхнею ендопротеза не збільшував напруження (максимум 1,5 МПа) у кістковій тканині через відсутність опори під ендопротезом. У реальних умовах ендопротез має нахилитися на бік дефекту. Єдиною точкою опори з боку дефекту є ребро жорсткості ендопротеза, унаслідок чого зона максимальних напружень (9,6 МПа) виникла саме навколо нього. Установлення ендопротеза з короткою ніжкою за наявності дефекту 75 % не призвело до значних змін НДС моделі. Спостерігали незначне зниження величин напружень навколо ребра жорсткості ендопротеза збоку дефекту до 7,6 МПа та їхнє зростання на ніжці ендопротеза до 19,7 МПа. Використання ендопротеза на довгій ніжці практично не змінило картину розподілу напружень порівняно з моделлю на короткій ніжці. Відмічено зниження величини напружень навколо ребра жорсткості до 7,3 МПа та їхнє підвищення на ніжці ендопротеза до 22,5 МПа (табл. 4).

Розглянемо, як впливає пластика великих дефектів 75 % різними матеріалами на НДС моделі (рис. 16).

Пластика великого дефекту створює опору під ендопротезом, тому використання для цього кісткових чіпсів призвело до підвищення рівня напружень во всіх контрольних точках моделі порівняно з моделлю без заповнення дефекту. При цьому зону максимальних напружень визначено на передньому зрізі дефекту (8,2 МПа), навколо ребра жорсткості ендопротеза показник знизився до 2,1 МПа, а навколо основи ніжки — зріс до 10,1 МПа. Поєднання пластики великого дефекту кістковими чіпсами зі встановленням ендопротеза на короткій ніжці спричинило зниження величини напружень у всіх контрольних точках на великогомілковій кістці порівняно з моделлю з ендопротезом без ніжки. Виняток склав задній зріз дефекту, де величина напружень зросла до 2,1 МПа. Зона максимальних напружень залишилася на передньому зрізі дефекту — 6,2 МПа, на ніжці ендопротеза сягнула позначки 31,4 МПа. Використання ендопротеза на довгій ніжці вдвічі знизило величину напружень на передньому зрізі дефекту, при цьому на ніжці вона мала тенденцію до незначного зростання (табл. 4).

Картину розподілу напружень в моделях із дефектом 75 % великогомілкової кістки, заповненим кістковим цементом, й ендопротезами з ніжками різної довжини, наведено на рис. 17.

Більший модуль пружності кісткового цементу порівняно з кістковими чіпсами дає змогу зберегти низький рівень напружень за умов пластики великого дефекту, навіть за використання ендопротеза без ніжки. Максимальний рівень напружень при цьому зафіксовано на передньому зрізі дефекту (2,2 МПа), в інших контрольних точках — у межах 0,1–0,2 МПа. Застосування ендопротеза на короткій ніжці в поєднанні з пластикою великого дефекту великогомілкової кістки кістковим цементом значно не змінювало картину. Найсуттєвішим є лише збільшення величин напружень на ніжці ендопротеза — до 16,8 МПа. Використання ендопротеза на довгій ніжці також майже не вплинуло на величини напружень у великогомілковій кістці, а на його ніжці вони підвищилися до позначки 25,2 МПа (табл. 4).

На рис. 18 наведено картину НДС моделей із дефектом 75 % великогомілкової кістки, заповненим танталовим імплантатом, і ендопротезами з різною довжиною ніжки.

Використання танталових імплантатів для пластики великих дефектів великогомілкової кістки дозволяє забезпечити опору для ендопротеза колінного суглоба, а також сприяє рівномірному розподілу напруження в кістковій тканині.

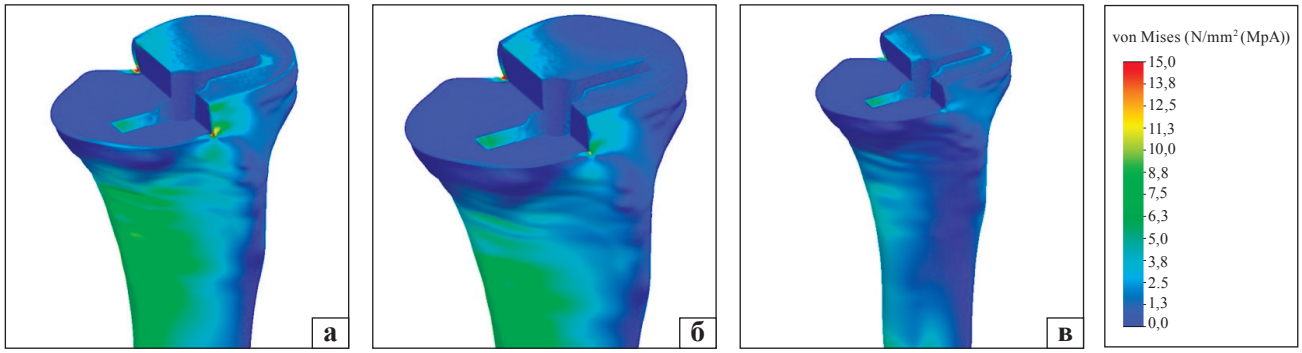

Рис. 11. Картина розподілу напружень у моделі з дефектом розміром 50 % від ПОПЕ великогомілкової кістки й ендопротезом без ніжки (а), на короткій (б) і довгій (в) ніжках

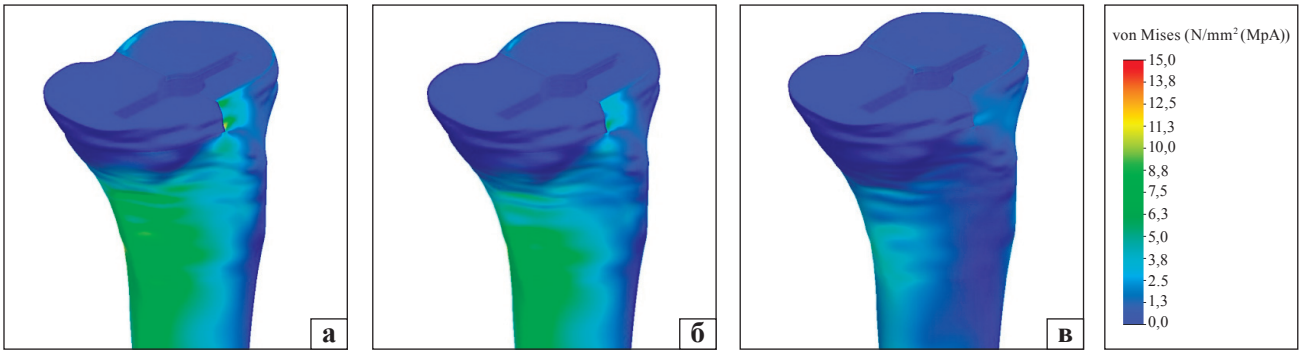

Рис. 12. Картина розподілу напружень у моделі з дефектом розміром 50 % від ПОПЕ великогомілкової кістки, заповненим кістковими чіпсами, й ендопротезом без ніжки (а), на короткій (б) і довгій (в) ніжках

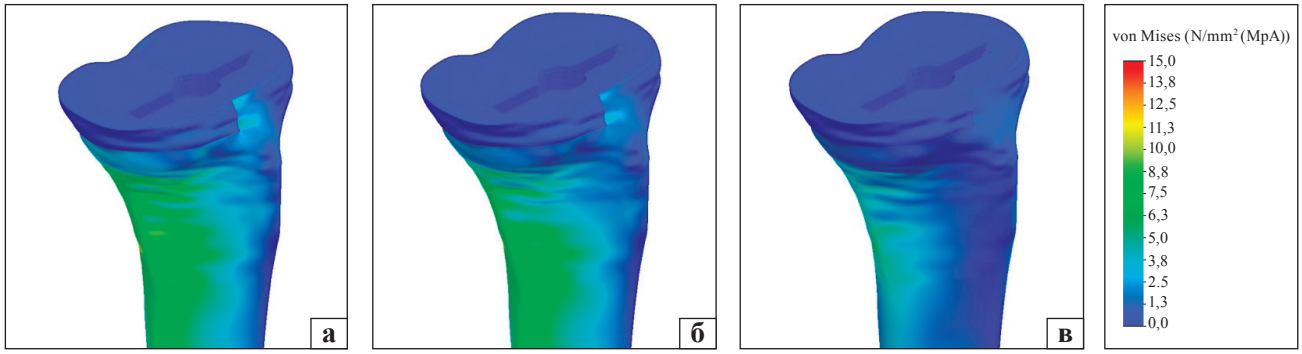

Рис. 13. Картина розподілу напружень у моделі з дефектом розміром 50 % від ПОПЕ великогомілкової кістки, заповненим кістковим цементом, й ендопротезом без ніжки (а), на короткій (б) і довгій (в) ніжках

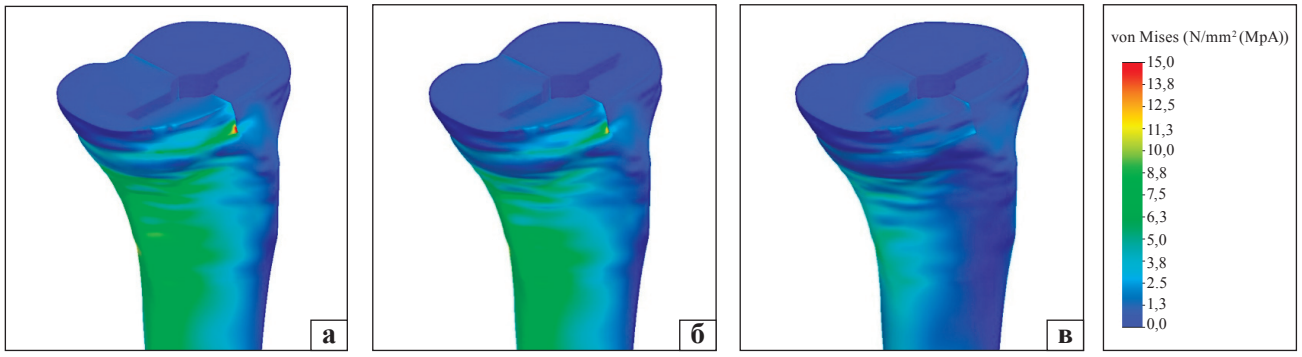

Рис. 14. Картина розподілу напружень у моделі з дефектом розміром 50 % від ПОПЕ великогомілкової кістки, заповненим танталовим імплантатом, й ендопротезом без ніжки (а), на короткій (б) і довгій (в) ніжках

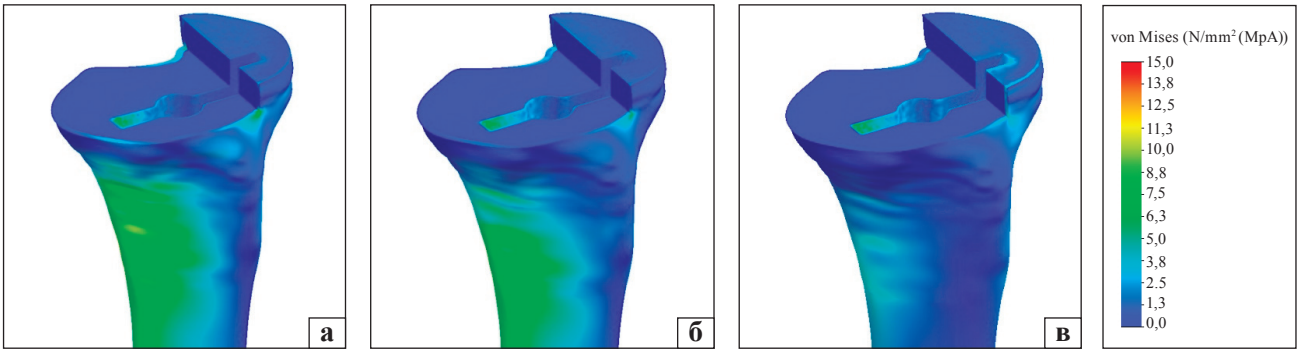

Рис. 15. Картина розподілу напружень у моделі з дефектом розміром 75 % від ПОПЕ великогомілкової кістки й ендопротезом без ніжки (а), на короткій (б) і довгій (в) ніжках

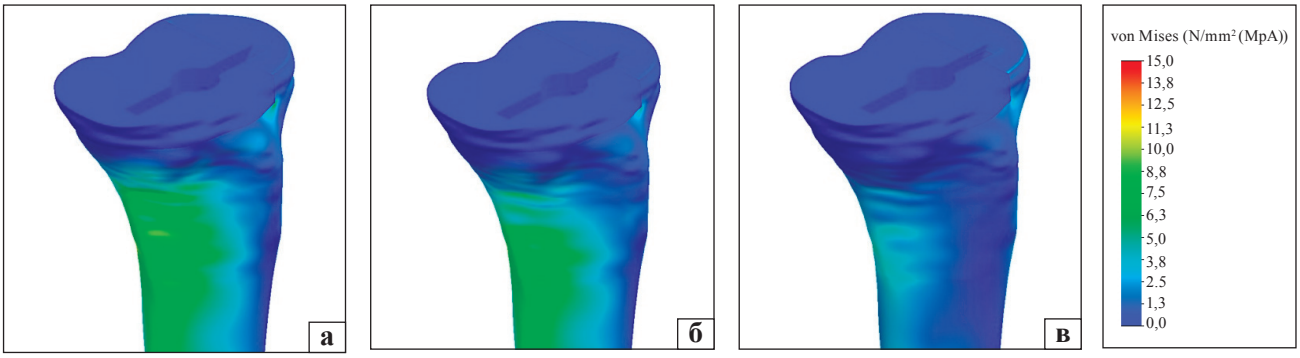

Рис. 16. Картина розподілу напружень в моделі з дефектом розміром 75 % від ПОПЕ великогомілкової кістки, заповненим кістковими чіпсами, й ендопротезом без ніжки (а), на короткій (б) і довгій (в) ніжках

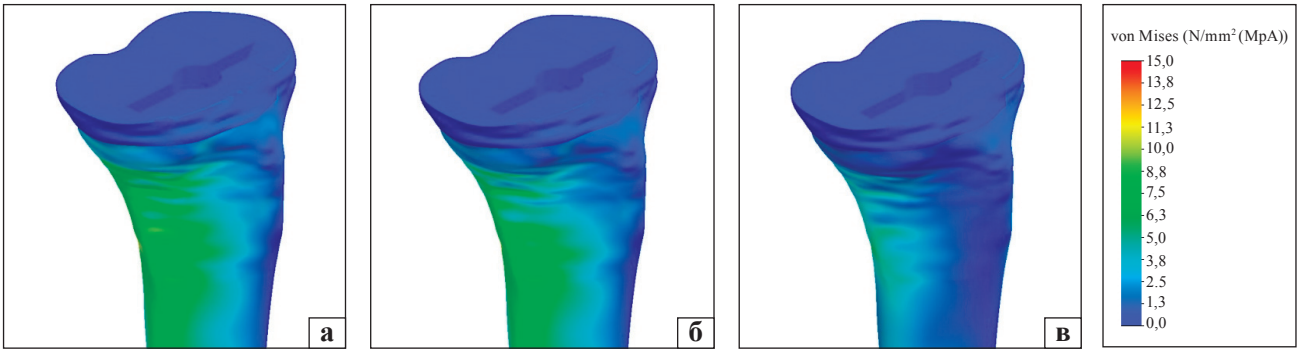

Рис. 17. Картина розподілу напружень в моделі з дефектом розміром 75 % від ПОПЕ великогомілкової кістки, заповненим кістковим цементом, й ендопротезом без ніжки (а), на короткій (б) і довгій (в) ніжках

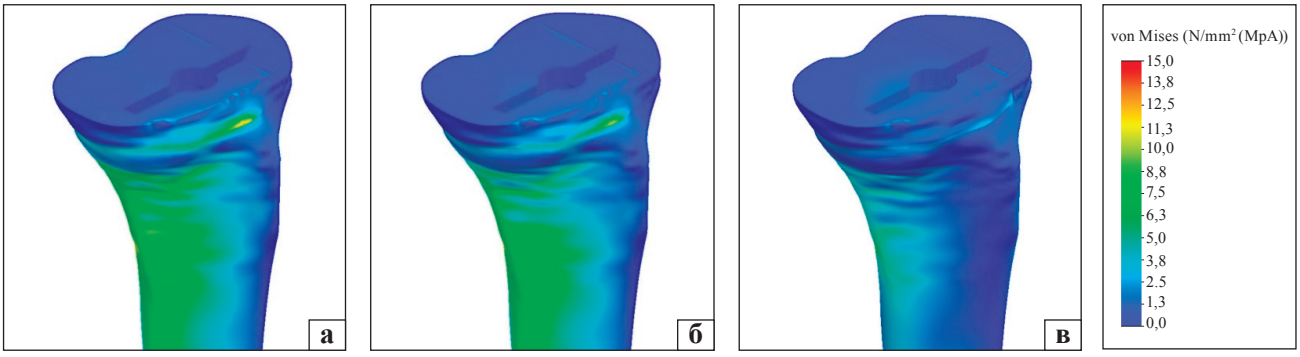

Рис. 18. Картина розподілу напружень в моделі з дефектом розміром 75 % від ПОПЕ великогомілкової кістки, заповненим танталовим імплантатом, й ендопротезом без ніжки (а), на короткій (б) і довгій (в) ніжках

Зокрема, у разі використання ендопротеза без ніжки рівень напружень у великогомілковій кістці не перевищував 0,1 МПа, за винятком переднього зрізу дефекту, де максимальне значення напружень дорівнювало 2,2 МПа. Показники напружень на ніжці ендопротеза також виявилися незначними — 1,7 МПа. Коротка ніжка ендопротеза в комбінації з пластикою великого дефекту танталовими імплантатами сприяла зниженню рівня максимальних напружень до 0,6 МПа на фоні відносно невеликого підвищення рівня напружень на ніжці ендопротеза — до 11,1 МПа. Ендопротез на довгій ніжці з пластикою титановими імплантатами виявився ідеальним рішенням за наявності великих дефектів великогомілкової кістки під опорною площадкою ендопротеза (табл. 4).

Результати дослідження показали, що за наявності значних дефектів (75 %) великогомілкової кістки під опорною поверхнею ендопротеза напруження в кістковій тканині значно не змінювалися, оскільки єдиною точкою опори залишилося ребро жорсткості ендопротеза, тому навколо нього визначено концентрацію механічних напружень. Пластика великого дефекту великогомілкової кістки кістковими чіпсами сприяла відновленню опори під ендопротезом і водночас призводила до підвищення рівня напружень у кістці. Його зниження можна досягти шляхом використання ендопротеза з довгою ніжкою. Рівень напружень у кістковій тканині зменшувався, якщо для пластики дефекту замість кісткових чіпсів застосовано цемент. Ідеальним рішенням з огляду на НДС кісткової тканини за умов ендопротезування колінного суглоба в разі великого дефекту великогомілкової кістки виявилося використання ендопротеза на довгій ніжці в поєднанні з пластикою дефекту танталовими імплантатами.

Висновки

За наявності дефекту великогомілкової кістки розміром 25 % від площі опорної поверхні ендопротеза найефективнішим варіантом з огляду на розподіл напружень у моделі є використання ендопротеза на довгій або короткій ніжках зі заміщенням дефекту кістковим цементом.

Для ендопротезування колінного суглоба за наявності дефекту великогомілкової кістки розміром 50 % від площі опорної поверхні ендопротеза найкращими варіантами є комбінації ендопротеза на довгій ніжці зі заповненням дефекту кістковим цементом або пластиком дефекту танталовим імплантатом в поєднанні з ендопротезом на короткій або довгій ніжках.

Ідеальним рішенням, зважаючи на показники напружень у кістковій тканині, для ендопротезування колінного суглоба з великим дефектом (75 %) великогомілкової кістки є використання ендопротеза на довгій ніжці в поєднанні з пластикою дефекту танталовими імплантатами.

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Список літератури

1. Have the annual trends of total knee arthroplasty in rheumatoid arthritis patients changed? / M. A. Harb, M. Solow, J. M. Newman [et al.] // Journal of Knee Surgery. — 2018. — Vol. 31 (9). — P. 841–845. — DOI: 10.1055/s–0037–1615822.
2. Registry AJR. American Joint Replacement Registry. Annual Report 2014. [Електронний ресурс]. — режим доступу: www.ajrr.net.
3. Корж М. О. Сучасний стан проблеми ендопротезування суглобів в Україні / М. О. Корж, В. А. Філіпенко, В. О. Танькут // Біль, суглоби, хребет. — 2012. — № 1 (5). — С. 48–50.
4. Causes and rates of revision total knee arthroplasty: Local results from Isfahan, Iran / M. Motififard, M. Pesteh, M. R. Etemadifar, S. Shirazinejad // Advance Biomedical Research. — 2015. — Vol. 29 (4). — Article ID: 111. — DOI: 10.4103/2277–9175.157829.
5. Revision rates after knee replacement. Cumulative results from worldwide clinical studies versus joint registers / C. Pabinger, A. Berghold, N. Boehler, G. Labek // Osteoarthritis Cartilage. — 2013. — Vol. 21 (2). — P. 263–268. — DOI: 10.1016/j.joca.2012.11.014.
6. Analysis of total knee arthroplasty revision causes / A. Postler, C. Lützner, F. Beyer [et al.] //BMC Musculoskelet Disorders. — 2018. — Vol. 19 (1). — Article ID : 55. — DOI: 10.1186/s12891–018–1977–y.
7. Backstein D. Management of bone loss: structural grafts in revision total knee arthroplasty / D. Backstein, O. Safir, A. Gross // Clinical Orthopaedics and Related Research. — 2006. — Vol. 446. — P. 104–112. — DOI: 10.1097/01.blo.0000214426.52206.2c
8. Repair of defects and containment in revision total knee replacement / A. D. Toms, R. I. Barker, D. McClelland [et al.] // Journal of Bone and Joint Surgery. — 2009. — Vol. 91-B. — P. 271–277. — DOI: 10.1302/0301-620X.91B2.21415.
9. Метод кінцевих елементів в клінічній біомеханіці та прогнозування результатів пластики кісткових порожнин за допомогою різновидів кальцій-фосфатних керамік / В. А. Філіпенко, З. М. Мітелева, З. З. Зиман [та ін.] // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2006. — № 2. — С. 34–41.
10. Передумови розвитку асептичної нестабільності тотального безцементного ендопротеза кульшового суглоба (біомеханічне та математичне моделювання) / Г. В. Гайко, В. М. Підгаєцький, О. М. Сулима, О. В. Чкалов // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2009. — № 1. — С. 10–16. — DOI: 10.15674/0030-59872009110-16.
11. Роль биомеханических исследований в оптимизации операций эндопротезирования тазобедренного сустава / Н. А. Корж, В. А. Филиппенко, В. А. Танькут [и др.] // ВісникСевНТУ. — 2011. — № 120. — С. 70–74.
12. Зенкевич О. К. Метод конечных элементов в технике / О. К. Зенкевич. — М. : Мир, 1978. — 519 с.
13. Мителева З. М. Современные биомеханические подходы в эндопротезировании тазобедренного сустава /

З. М. Мителева, И. А. Суббота, М. Ю. Карпинский // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2003. — № 1. — С. 37–42.
14. Биомеханическое обоснование пластики дефектов вертлужной впадины при эндопротезировании тазобедренного сустава у пациентов с последствиями реактивных артритов / В. А. Филиппенко, А. И. Жигун, С. Е. Бондаренко, А. В. Яресько // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2008. — № 2. — С. 19–22.
15. Значение распределения напряжений в костной ткани вокруг компонентов эндопротеза тазобедренного сустава для стабильной фиксации имплантата / Н. А. Корж, В. А. Филиппенко, В. А. Танькут [и др.] // Вісник СевНТУ. — 2013. — № 137. — С. 110–118.
16. Корольков А. И. Биомеханические аспекты дисплазии тазобедренного сустава у детей (моделирование методом конечных элементов) / А. И. Корольков, З. М. Мителева, А. В. Яресько // Травматология и ортопедия России (приложение). — 2008. — № 4 (50). — С. 68.
17. Березовский В. А. Биофизические характеристики тканей человека: Справочник / В. А. Березовский, Н. Н. Колотилов. — Київ : Наукова думка, 1990. — 224 с.
18. Определение влияния вальгусной деформации на напряжения в коленном суставе / М. Ю. Карпинский, И. А. Суббота, Б. А. Пустовойт, Тарек Зияд Абдель Азиз Рашеед // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2008. — № 2. — С. 31–34.
19. Математичне моделювання умов навантаження колінного суглоба у фронтальній площині / О. М. Хвисюк, К. Б. Пустовойт, Б. А. Пустовойт [та ін.] // Проблемы безперервної медичної освіти та науки. — 2012. — № 1. — С. 51–56.
20. Пустовойт К. Б. Моделювання умов навантаження колінного суглоба з позицій механіки / К. Б. Пустовойт, М. Ю. Карпінський // Клінічна хірургія. — 2013. — С. 53–56.
21. Исследование напряженно-деформированного состояния моделей коленного сустава в зависимости от величины варусной деформации и толщины суставного хряща / З. М. Мителева, П. И. Снисаренко, И. Б. Зеленецкий [и др.] // Травма. — 2015. — № 3. — С. 33–38. — DOI: 10.22141/1608-1706.3.16.2015.80212.
22. Філіпенко В. А. Експериментальне дослідження механічних властивостей матеріалів у вигляді гранул та чіпсів для заповнення кісткових дефектів / В. А. Філіпенко, В. О. Мезенцев, М. Ю. Карпінський, О. Д. Карпінська // Травма. — 2020. — Т. 21. — № 1. — С.31–38. — DOI: 10.22141/1608-1706.1.21.2020.197795
23. Gere J. M. Mechanics of Material / J. M. Gere, S. P. Timoshenko. — 1997. — 912 p.
24. Проблема прочности в биомеханике: Учебное пособие для технич. и биол. спец. ВУЗов / И. Ф. Образцов, И. С. Адамович, И. С. Барер [и др.]. — М. : Высшая школа, 1988. — 311 с.
25. Зенкевич О. К. Метод конечных элементов в технике / О. К. Зенкевич. — М. : Мир, 1978. — 519 с.
26. Алямовский А. А. SolidWorks/COSMOSWorks. Инженерный анализ методом конечных элементов / А. А. Алямовский. — М. : ДМК Пресс, 2004. — 432 с.

Стаття надійшла до редакції 20.02.2020

MATHEMATICAL MODELING OF KNEE ARTHROPLASTY WITH FILLING OF A BONE DEFECT WITH IMPLANTS FROM VARIOUS MATERIALS

O. V. Tankut [1], V. A. Filipenko [1], V. O. Mezentsev [1], Z. A. Arutunan [1], M. O. Tohtamyshev [2], M. Yu. Karpinsky [1], O. V. Yaresko [1]

[1] Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kharkiv
[2] Kharkiv Medical Academy of Postgraduate Education. Ukraine

✉ Oleksiy Tankut, PhD in Traumatology and Orthopaedics: tankutmed@gmail.com
✉ Volodymyr Filipenko, MD, Prof. in Traumatology and Orthopaedics: filippenko1957@gmail.com
✉ Volodymyr Mezentsev, PhD in Traumatology and Orthopaedics: vamezencev@gmail.com
✉ Zorik Arutunan: zorik.dr@gmail.com
✉ Mykola Tohtamyshev: nikolaytravma041290@gmail.com
✉ Mykhaylo Karpinsky: korab.karpinsky9@gmail.com
✉ Oleksandr Yaresko: avyresko@gmail.com