

Лазарев І.А., Бабко А.М., Автомеєнко Є.М., Скибан М.В.  
ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», м. Київ, Україна

## Біомеханічний аналіз умов функціонування ендопротеза колінного суглоба при вальгусних деформаціях кінцівки у хворих на ревматоїдний артрит

**Резюме. Актуальність.** Ураження колінного суглоба (КС) при ревматоїдному артриті (РА) супроводжується формуванням контрактур і розвитком дискордантних деформацій нижніх кінцівок, що, зі свого боку, призводять до часткової або повної втрати функції кінцівки. Аналіз даних вітчизняної та зарубіжної літератури свідчить про те, що питанню пато- і механогенезу фронтальних деформацій колінних суглобів у хворих на РА приділяється недостатня увага, умови функціонування ендопротеза КС з наявністю вальгусних та варусних деформацій кінцівки у хворих на РА мало вивчені. **Мета роботи:** вивчити можливості функціонування ендопротеза КС при компенсації дефектів виростків великогомілкової кістки за допомогою кісткових трансплантатів чи металевих аугментів при різних величинах вальгусної деформації у хворих на РА; вивчити поведінку та стабільність біомеханічної моделі «кістка — ендопротез» при компенсації дефекту зовнішнього виростка великогомілкової кістки кістковим автотрансплантатом чи металевим аугментом 5, 10 та 15 мм. **Матеріали та методи.** На основі КТ-сканів створені імітаційні комп'ютерні моделі КС, що налічували елементи з різними механічними властивостями — стегнова кістка, феморальний компонент ендопротеза, поліетиленова вставка, тибіальний компонент ендопротеза та великогомілкова кістка. За допомогою програмного пакета SolidWorks побудовано імітаційні моделі КС за умов його вальгусної деформації за наявності трансплантата виростка великогомілкової кістки 5, 10 та 15 мм із кісткової тканини та металу (аугмент). Подальші розрахунки напружено-деформованого стану моделі здійснювали методом скінченних елементів у програмному пакеті ANSYS (чисельний метод). **Результати.** Під дією навантаження наявність кісткового трансплантата 5, 10 та 15 мм призводила до збільшення на близько 20 % значень напружень на стегновій кістці з локалізацією по контуру контакту з феморальним компонентом ендопротеза. На тибіальному компоненті ендопротеза показники напружень зросли на 77 % за наявності кісткового трансплантата 5 мм та поступово зменшувались до 66 % при збільшенні його розміру до 15 мм. Наявність кісткового трансплантата 5, 10 та 15 мм призводила до збільшення значень напружень на великогомілковій кістці майже у 2 рази з локалізацією в метадіафізарній зоні кортикальної кістки. Основне збільшення показників напружень відбувалося на плато великогомілкової кістки з локалізацією по контуру тибіального компонента ендопротеза, де наявність кісткового трансплантата призводила до збільшення значень від 65 % при його розмірах 5 мм майже в 3 рази — до 15 мм. Під дією навантаження наявність металевого аугмента для заміщення дефекту латерального виростка великогомілкової кістки розміром 5 та 10 мм призводила до зростання значень напружень на стегновій кістці на 20 % із наступним їх зниженням до 5 % при розмірі 15 мм. За наявності металевого аугмента 5, 10 та 15 мм значення напружень зменшувались на феморальному компоненті ендопротеза на 37–40 %. Наявність металевого аугмента 5, 10 та 15 мм обумовила значне підвищення показників напружень на тибіальному компоненті ендопротеза — у 9, 10 та 12 разів відповідно. Наявність металевого аугмента 5 та 10 мм призводила до збільшення значень напружень на великогомілковій кістці на 95–97 %, а при збільшенні розміру трансплантата до 15 мм — на 69 %. Наявність металевого аугмента 5 мм та збільшення його розміру до 10 та 15 мм призводили до підвищення показників напружень на плато великогомілкової кістки на 38, 10 та 8 % відповідно. **Висновки.** Збільшення показників напружень на ділянці плато великогомілкової кістки з перевищенням гранично допустимих значень при застосуванні кісткового трансплантата розміром 10 та 15 мм є фактором розвитку явищ нестабільності тибіального компонента ендопротеза. Для заміщення дефекту зовнішнього виростка великогомілкової кістки до 6,1 мм доцільно застосування кісткового трансплантата. Дефекти більшого розміру потребують застосування металевого аугмента.

**Ключові слова:** ревматоїдний артрит; колінний суглоб; вальгусна деформація; скінченно-елементне моделювання; напружено-деформований стан

## Вступ

Ревматоїдний артрит (РА) як системне автоімунне захворювання сполучної тканини організму, що супроводжується прогресуючим хронічним перебігом із переважним ураженням суглобів, розвитком тяжких необоротних деформацій, значними порушеннями їх функції, призводить до втрати працездатності та інвалідності [1].

Останнім часом в Україні спостерігається зростання кількості хворих на ревматоїдний артрит. Річна захворюваність становить близько 0,02 %, а після 10 років хвороби 50 % хворих втрачають працездатність внаслідок ортопедичних проявів, із них 20 % прикуті до ліжка та потребують постійного нагляду. Переважно хворіють жінки середнього віку (в 3–4 рази частіше за чоловіків). Кількість випадків захворювання підвищується з віком. Збільшення випадків смертності обумовлене високою частотою супутніх захворювань (артеріальна гіпертензія, атеросклеротичне ураження судин, остеопоротичні переломи, інфекції та ін.).

До появи нових методів лікування більше 40 % хворих на РА протягом перших 5 років ставали інвалідами.

За даними різних авторів [2–5], ураження колінного суглоба (КС) у хворих на РА спостерігається від 10 до 30 % у термін до 5 років від початку захворювання.

Ураження КС при РА супроводжується формуванням контрактур та розвитком дискордантних деформацій нижніх кінцівок, що, зі свого боку, призводять до часткової або повної втрати функції кінцівки [5]. Вальгусна та варусна деформація КС належить до числа складних фронтальних деформацій нижньої кінцівки. Фронтальні деформації з часом (залежно від ступеня деформації) призводять до руйнування зовнішньої або внутрішньої пари виростків колінного суглоба (стегнова та великогомілкова кістка) з подальшою інвалідизацією хворих [6, 7]. Етіологічні фактори виникнення і прогресування вальгусної та варусної деформації різноманітні. Проте, як відзначалося багатьма дослідниками [2, 8, 9], останнім часом найчастішою причиною розвинення фронтальних деформацій колінного суглоба є порушення рівноваги між біологічною установкою тканин і механічним їх навантаженням. Стан тканин суглоба залежить здебільшого від величини навантаження на них, ніж від метаболічних причин, що було підтверджено низкою дослідників. Дослідження вітчизняних і закордонних авторів [5, 6, 10–13] свідчать, що при розвитку функціонально невідповідних деформацій колінних суглобів значення хірургічної допомоги суттєво збільшується. На пізніх стадіях захворювання усунути численні деформації та відновити опорно-рухову функцію колінних суглобів та нижніх кінцівок можливо лише за допомогою ендопротезування. Аналіз даних літератури свідчить, що питання функціонування ендопротеза КС в умовах вальгусних та варусних деформацій колінного суглоба при заміщенні дефекту у хворих на РА висвітлені недостатньо. Дана робота є продовженням власних досліджень у напрямку вивчення поведінки елементів ендопротеза КС у даній категорії хворих [14]. **Мета роботи:** вивчити

можливості функціонування ендопротеза КС при компенсації дефекту виростка великогомілкової кістки за допомогою кісткових трансплантатів чи металевих аугментів при різних величинах вальгусної деформації у хворих на ревматоїдний артрит.

## Матеріали та методи

На початковому етапі за допомогою програмного пакета SolidWorks створено імітаційні комп'ютерні моделі КС (рис. 1а) з ендопротезом, що налічували елементи з різними механічними властивостями — стегнова кістка (рис. 1б), феморальний компонент ендопротеза (рис. 1в), поліетиленова вставка (рис. 1г), тибіальний компонент ендопротеза (рис. 1г) та великогомілкова кістка (рис. 1д). М'якотканинні структури КС у моделі не враховувались.

На наступному етапі побудовано імітаційні моделі КС в умовах його вальгусної деформації з наявністю замісного трансплантата виростка великогомілкової кістки 5, 10 та 15 мм із кісткової тканини та металу (аугмент).

Подальші розрахунки напружено-деформованого стану (НДС) моделі здійснювали методом скінченних елементів (МСЕ) у програмному пакеті ANSYS. У розрахунках застосовували фізичні властивості та межі міцності кісткової тканини, медичної сталі та поліетилену, що отримані з літературних джерел [15–18] (табл. 1). Перевищення цих показників відповідного елемента моделі свідчить про перевищення межі його міцності та можливу руйнацію.

У програмному середовищі ANSYS у напівавтоматичному режимі згенеровано скінченно-елементну модель КС (рис. 2), яка налічувала 478 303 вузли та 286 093 елементи, що є достатнім для забезпечення необхідної точності розрахунків. У найбільш важливих перехідних ділянках моделі з різними механічними властивостями скінченно-елементна сітка згущувалась для підвищення точності розрахунків.

Для моделі завдано такі граничні умови (рис. 3):

- по площині (А) введено жорстке закріплення;
- по площині (В) модель навантажено силою 700 Н, що відповідає масі тіла людини 70 кг.

Аналогічно побудовано моделі для визначення НДС в умовах вальгусної деформації нижньої кінцівки для різних вертикальних розмірів дефекту латерального виростка великогомілкової кістки (5, 10, 15 мм) із застосуванням трансплантата з кісткової тканини та аугмента (рис. 4).

## Результати та обговорення

На початковому етапі проведено розрахунки НДС моделі КС з ендопротезом без фронтальних деформацій кінцівки (рис. 5), отримані значення яких взято для здійснення порівняльного аналізу при застосуванні трансплантата 5, 10 і 15 мм із кісткової тканини та металу (аугмент). На рис. 5а можна спостерігати локалізацію максимальних напружень на загальній моделі КС без фронтальних деформацій кінцівки з показниками  $\sigma_{\max} = 29,15$  МПа на феморальному компоненті ендо-

протеза, у зоні його контакту з поліетиленовою вставкою по передній поверхні КС. Максимальні деформації (рис. 5б) також зосереджені в тій самій ділянці контакту, але локалізуються на поліетиленовій вставці —  $\epsilon_{\max} = 0,0007$  мм, оскільки її модуль пружності є набагато меншим, ніж у сталі.

На інших елементах моделі КС напруження та деформації розподілилися так.

**Стегнова кістка** (рис. 6): показники максимальних напружень —  $\sigma_{\max} = 10,67$  МПа локалізуються в ділянці латерального виростка, в місці контакту стегнової кістки з краєм феморального компонента ендопротеза,

вони є локальними (точковими), а взагалі на моделі напруження не перевищують показник 1,84 МПа. Показники максимальних деформацій локалізуються в тій же ділянці моделі з показниками  $\epsilon_{\max} = 0,0006$  мм.

**Феморальний компонент ендопротеза** (рис. 7): показники максимальних напружень —  $\sigma_{\max} = 29,15$  МПа локалізуються в ділянці контакту внутрішнього краю феморального компонента ендопротеза зі стегновою кісткою, і вони є локальні (точкові), а взагалі на моделі напруження не перевищують 4,16 МПа. Показники максимальних деформацій локалізуються в тій же ділянці моделі з показниками  $\epsilon_{\max} = 0,00015$  мм.

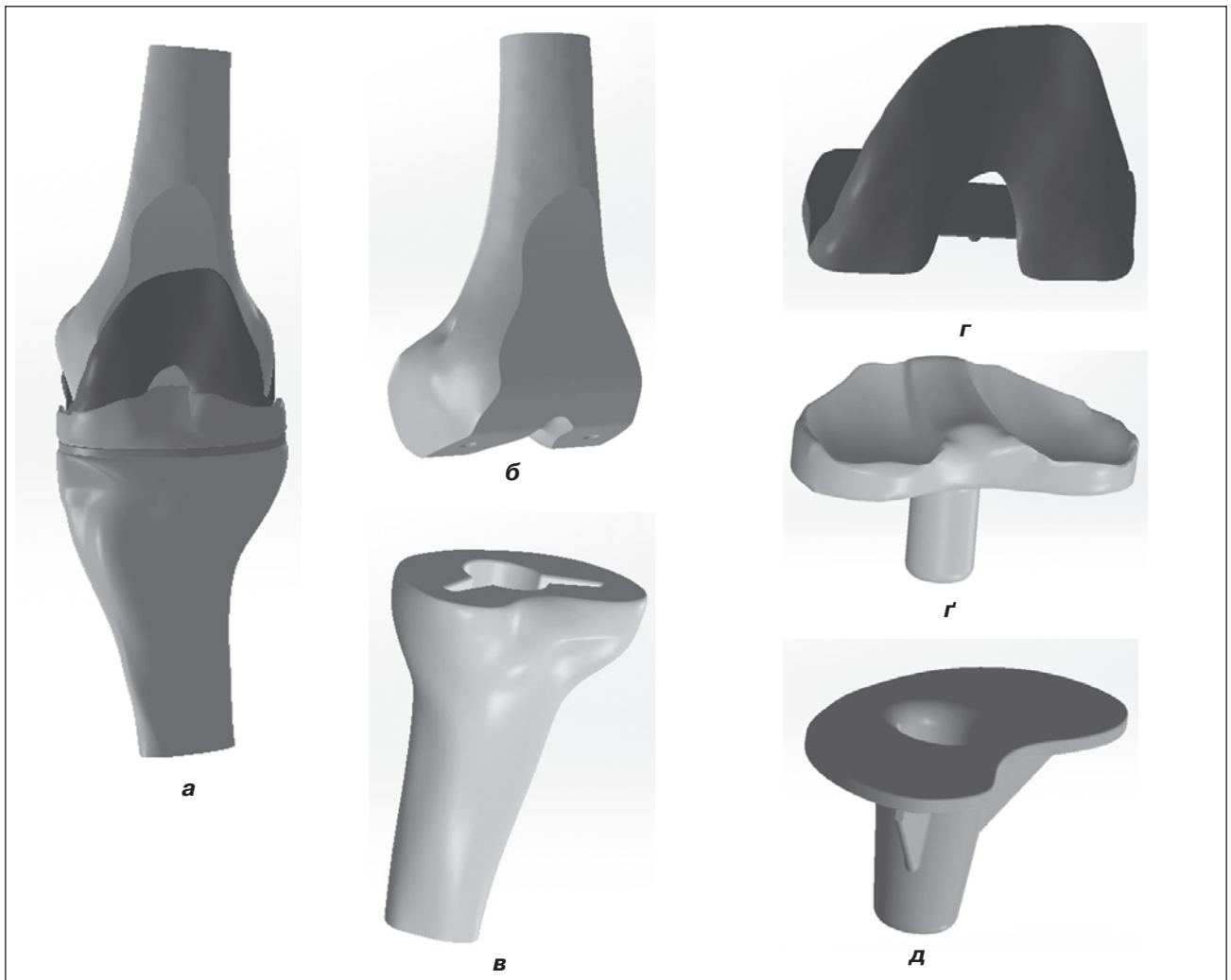


Рисунок 1. Імітаційна 3D-модель КС з ендопротезом

Таблиця 1. Фізичні властивості кісткової тканини та елементів ендопротеза

Тип кістки	Модуль Юнга, Па	Коефіцієнт Пуассона	Границі міцності, МПа
Кортикальний шар	17,6 е9	0,3	12
Спонгіозний шар	5,0 е8	0,28	3,5
Медична сталь (12 × 18Н10)	2 е11	0,3	586
Поліетилен	1,76 е9	0,45	113

Поліетиленова вставка (рис. 8): показники максимальних напружень —  $\sigma_{\max} = 1,43$  МПа рівномірно розподілені по площі контакту з феморальним компонентом ендопротеза і варіюють в діапазоні 0,34–1,43 МПа, що не перевищує межі міцності матеріалу. Показники максимальних деформацій —  $\varepsilon_{\max} = 0,0007$  мм (рис. 8б).

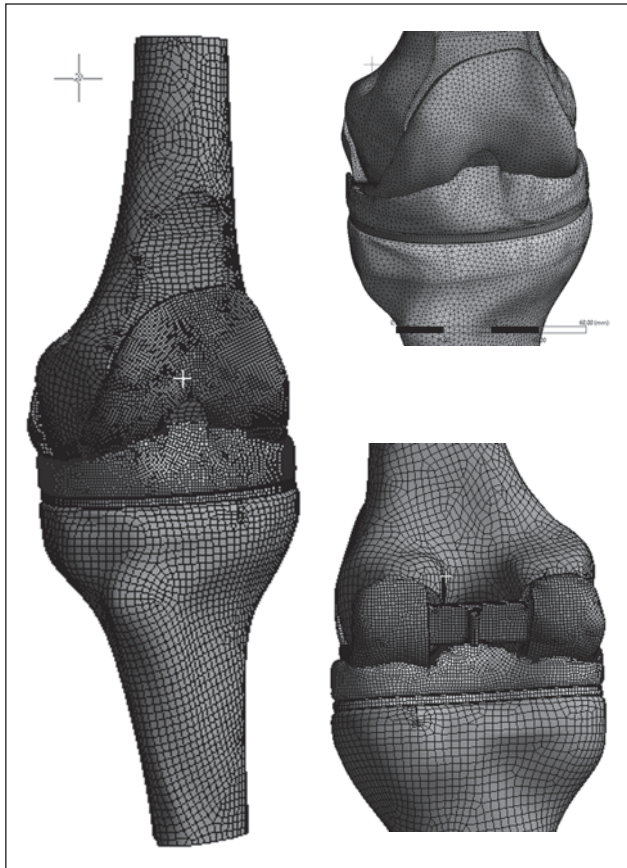


Рисунок 2. Скінченно-елементна модель КС з ендопротезом

Тибіальний компонент ендопротеза (рис. 9): показники максимальних напружень —  $\sigma_{\max} = 9,71$  МПа локалізуються в ділянці контакту металу з великогомілковою кісткою, що не перевищує межі міцності матеріалу. На рис. 9б можна спостерігати локалізацію максимальних деформацій на даному елементі моделі з показниками  $\varepsilon_{\max} = 0,00004$  мм.

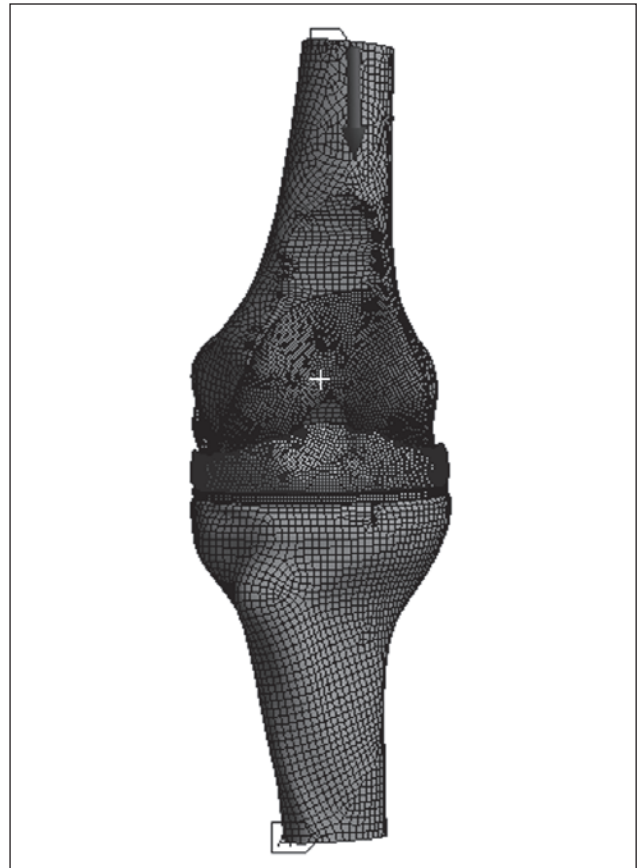


Рисунок 3. Граничні умови закріплення та навантаження

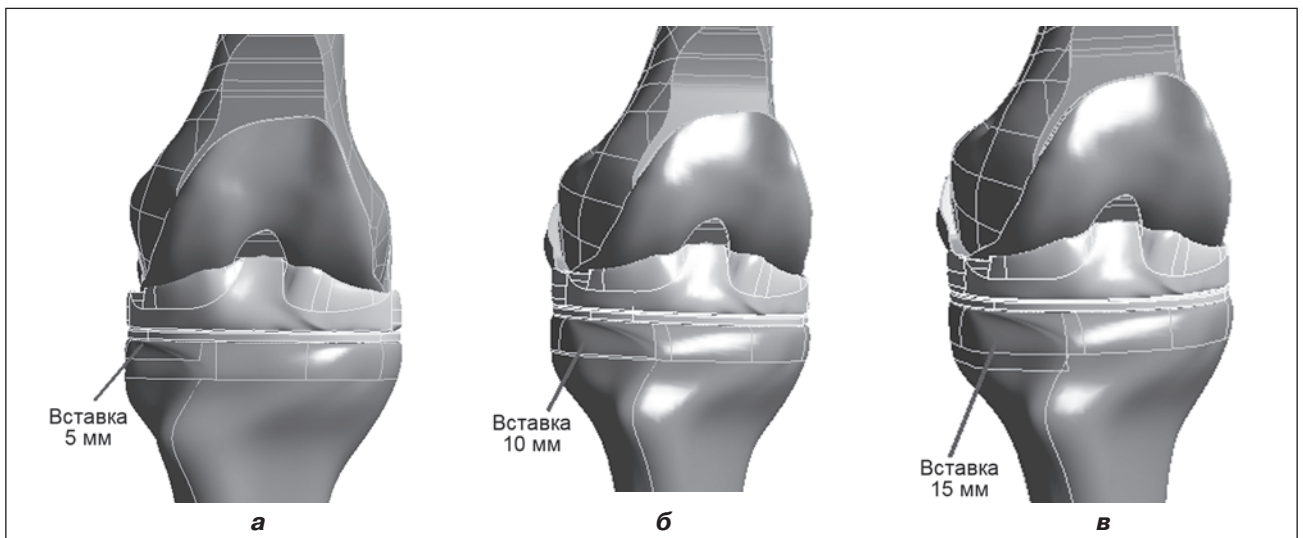
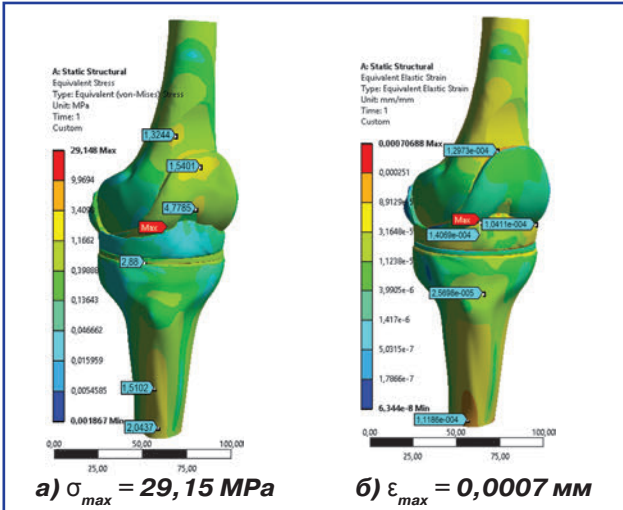
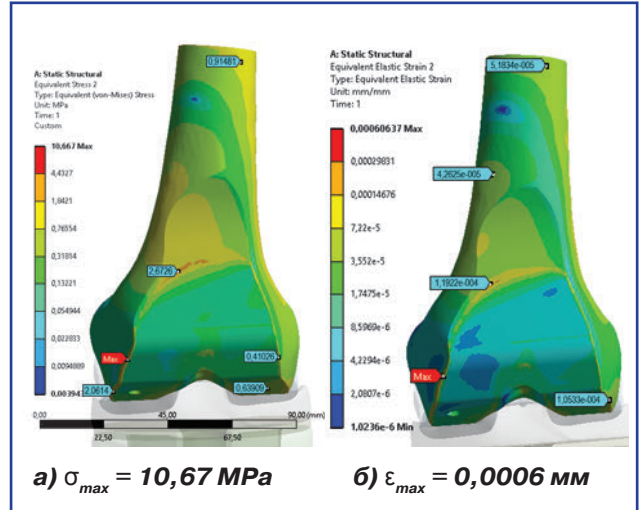


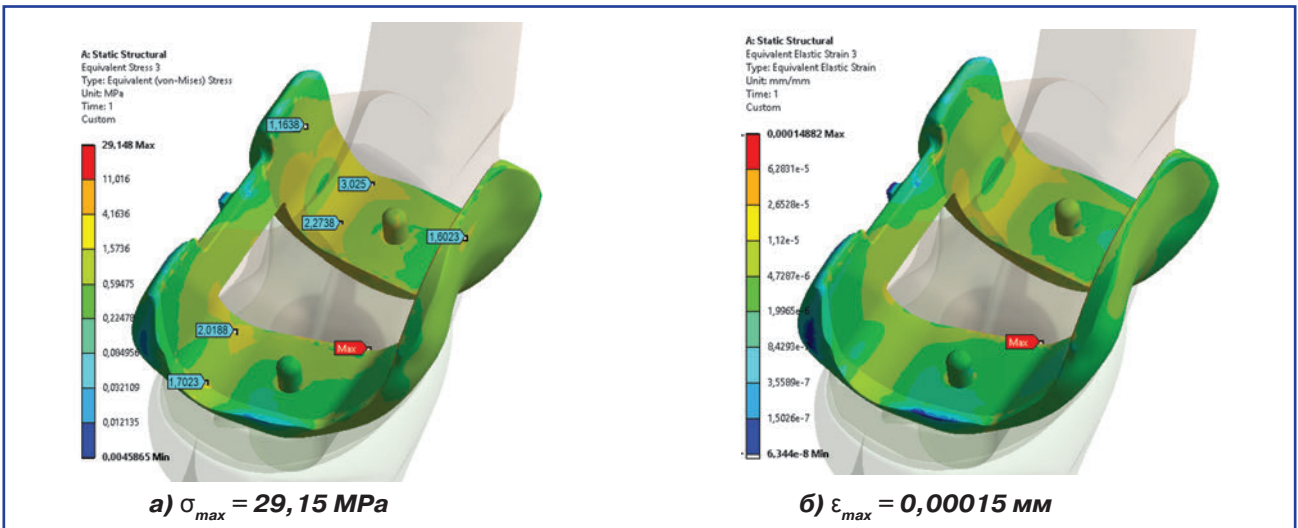
Рисунок 4. Імітаційна 3D-модель КС з ендопротезом при вальгусній деформації кінцівки із заміщенням дефекту виростка великогомілкової кістки трансплантатом 5, 10, 15 мм (а, б, в)



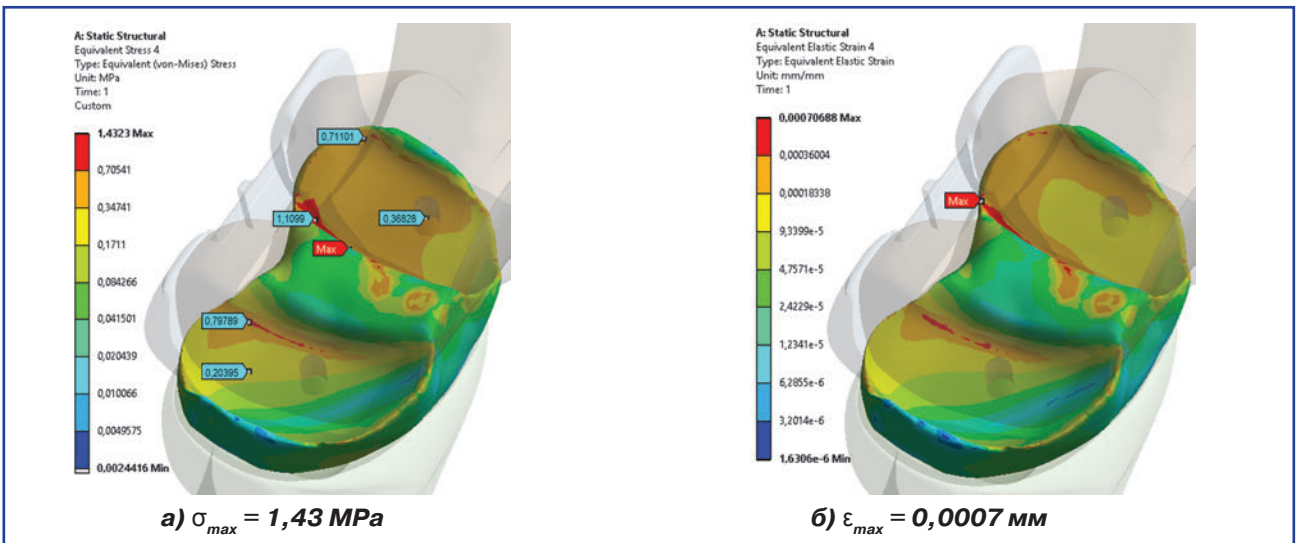
**Рисунок 5. НДС моделі КС з ендопротезом без фронтальних деформацій кінцівки: напруження (а) та деформації (б)**



**Рисунок 6. Показники напружень (а) та деформацій (б) на стегновій кістці**



**Рисунок 7. Показники напружень (а) та деформацій (б) на феморальному компоненті ендопротеза**



**Рисунок 8. Показники напружень (а) та деформацій (б) на поліетиленовій вставці ендопротеза**

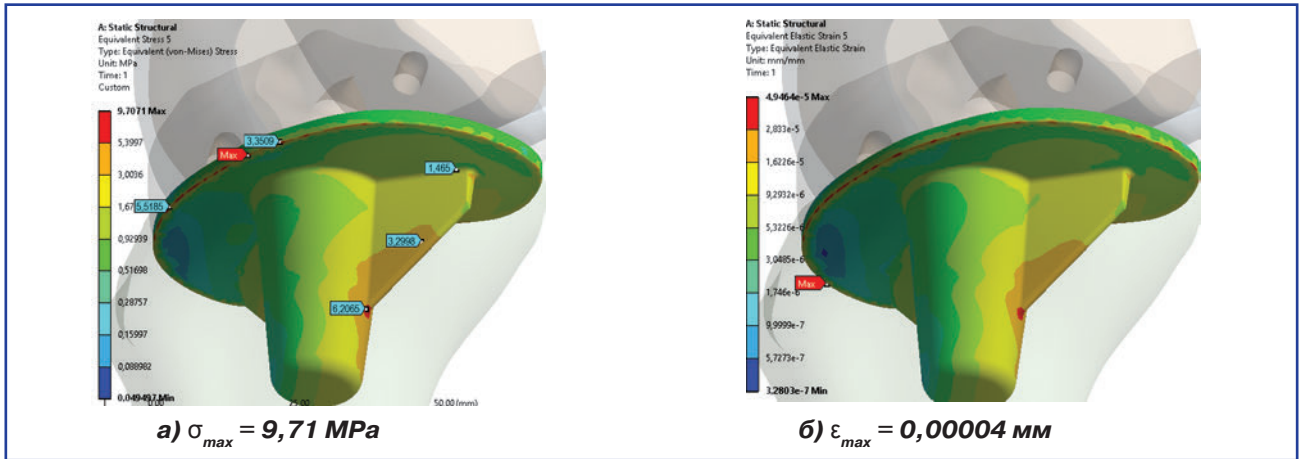


Рисунок 9. Показники напружень (а) та деформацій (б) на тибіальному компоненті ендопротеза

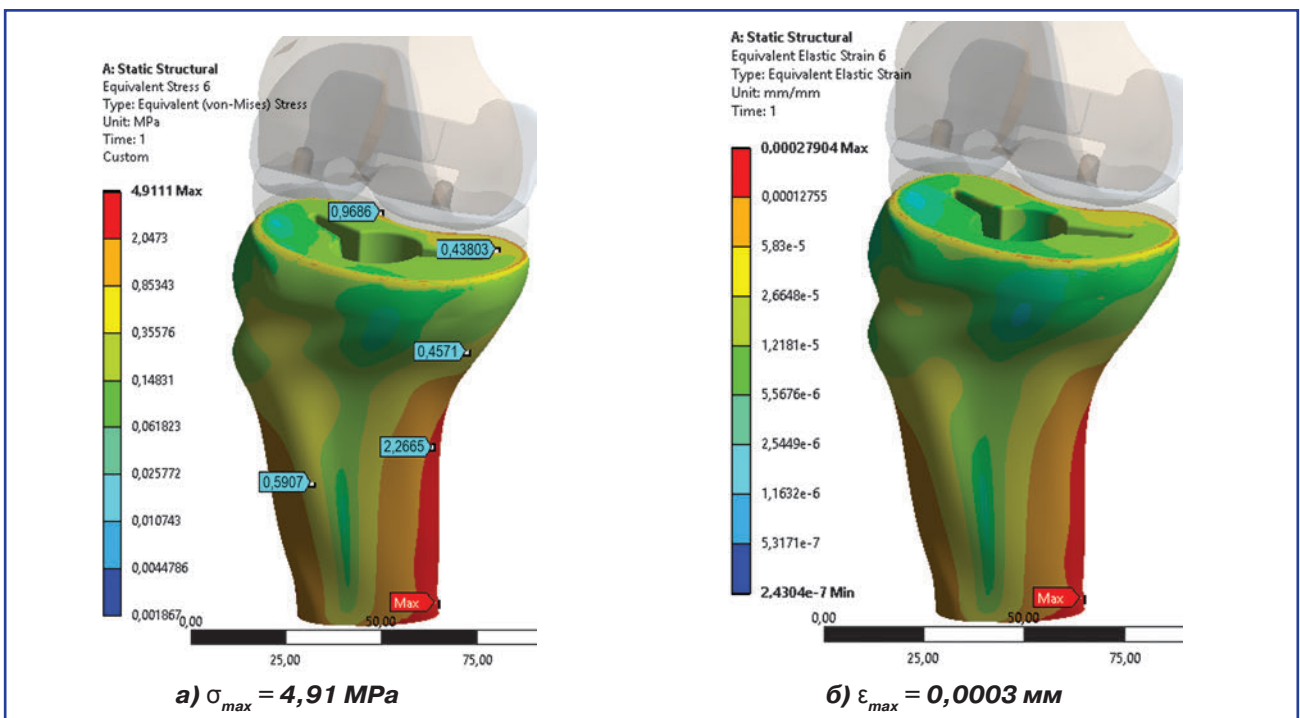


Рисунок 10. Показники напружень (а) та деформацій (б) на великогомілкової кістці

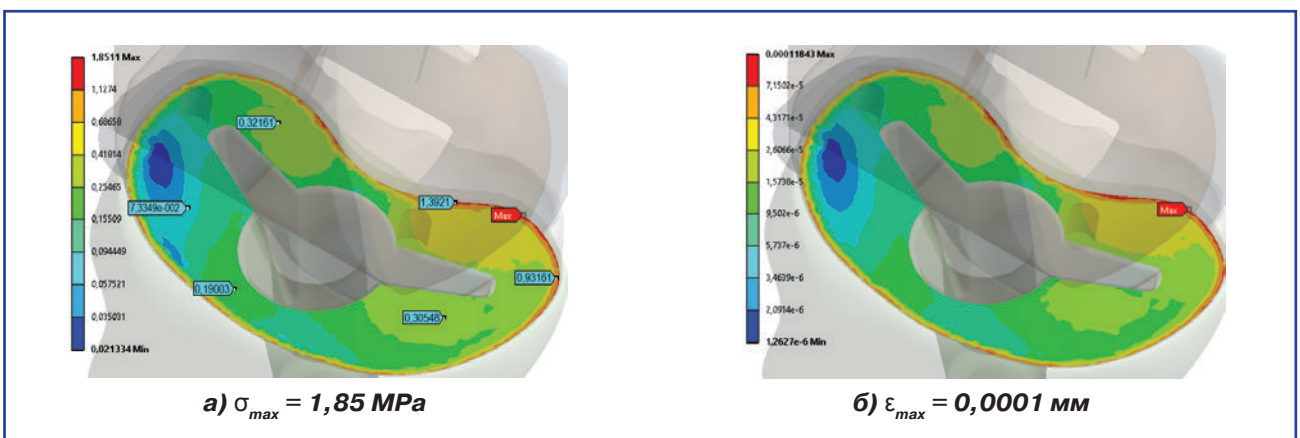


Рисунок 11. Показники напружень (а) та деформацій (б) на плато великогомілкової кістки

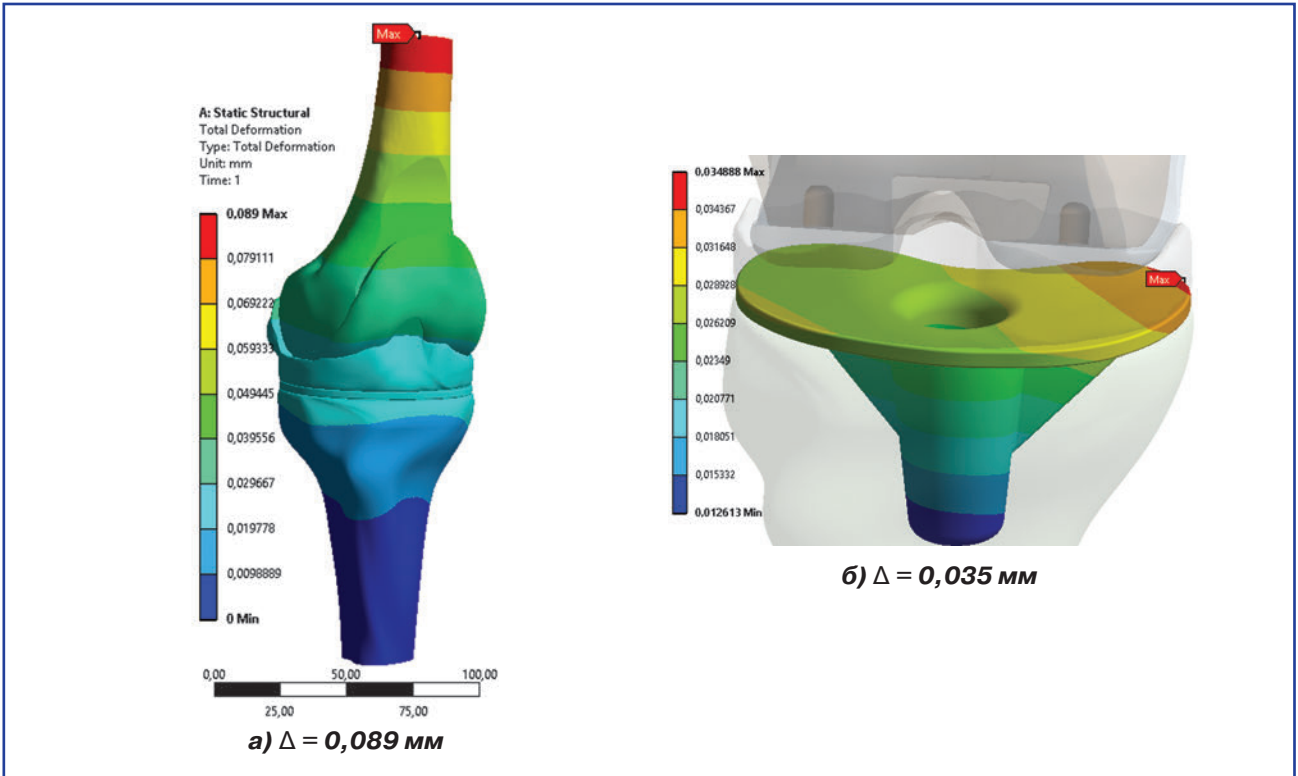


Рисунок 12. Загальні переміщення (Total Deformation) моделі КС з ендопротезом

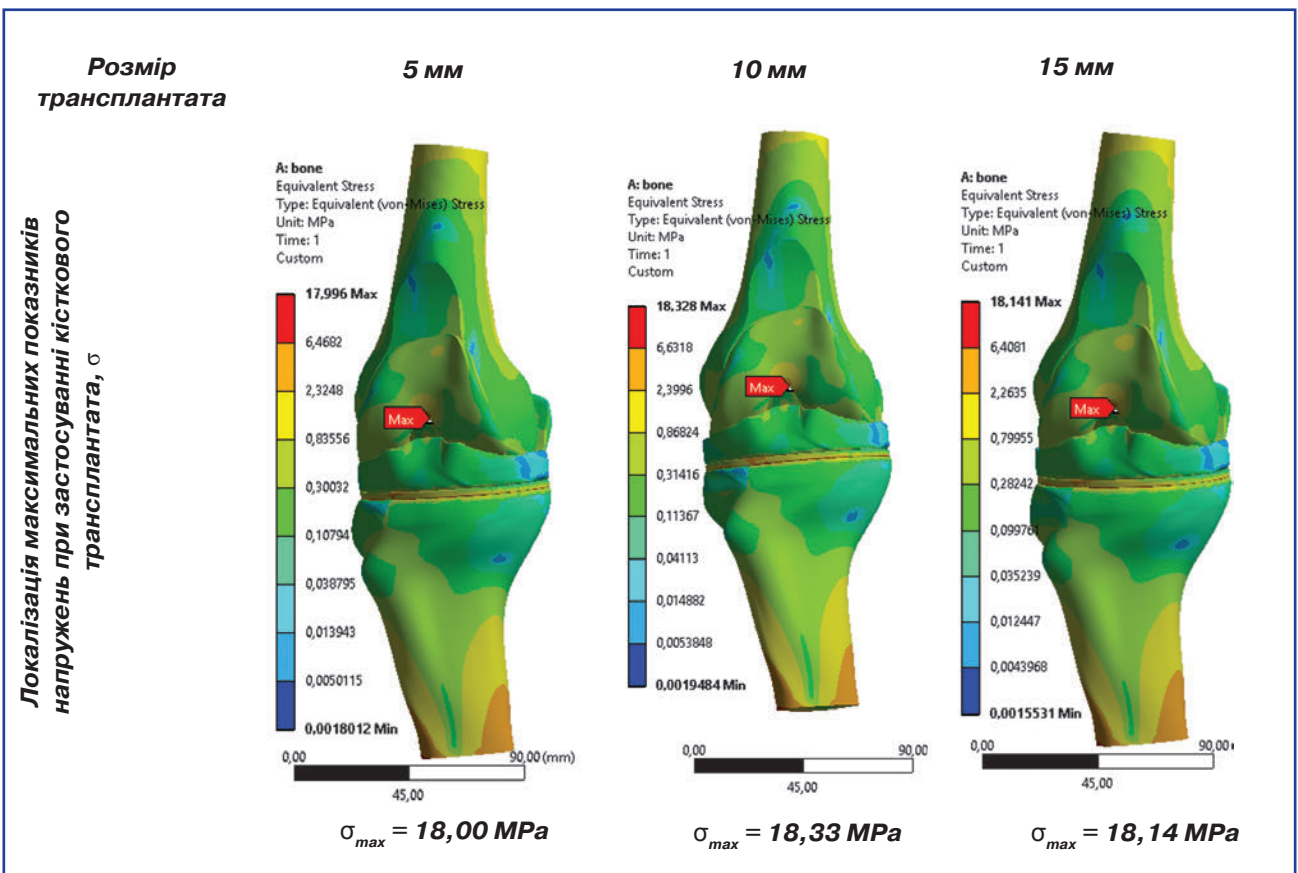


Рисунок 13. НДС цілої моделі КС з ендопротезом при вальгусній деформації кінцівки при застосуванні кісткового трансплантата та аугмента



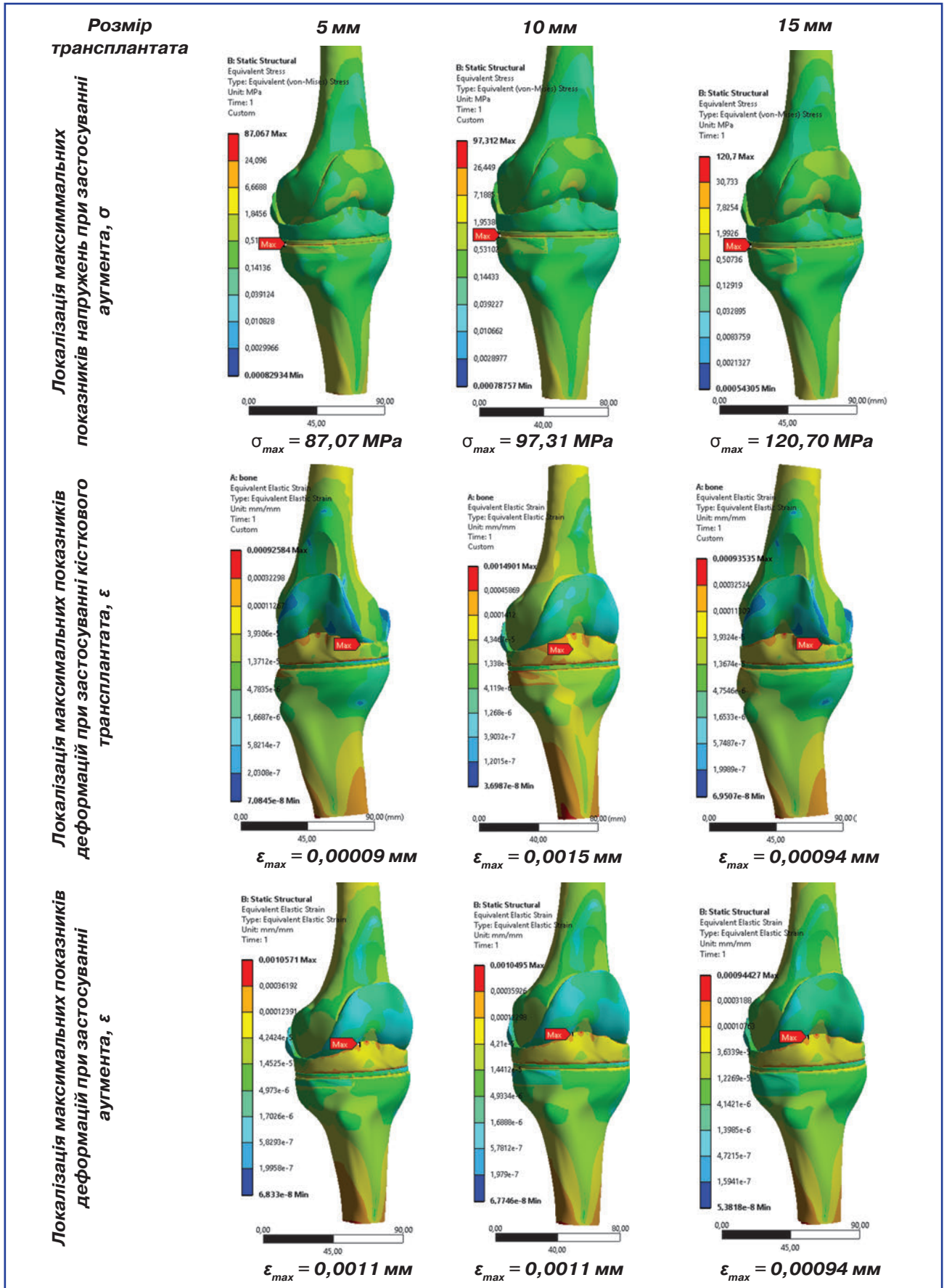
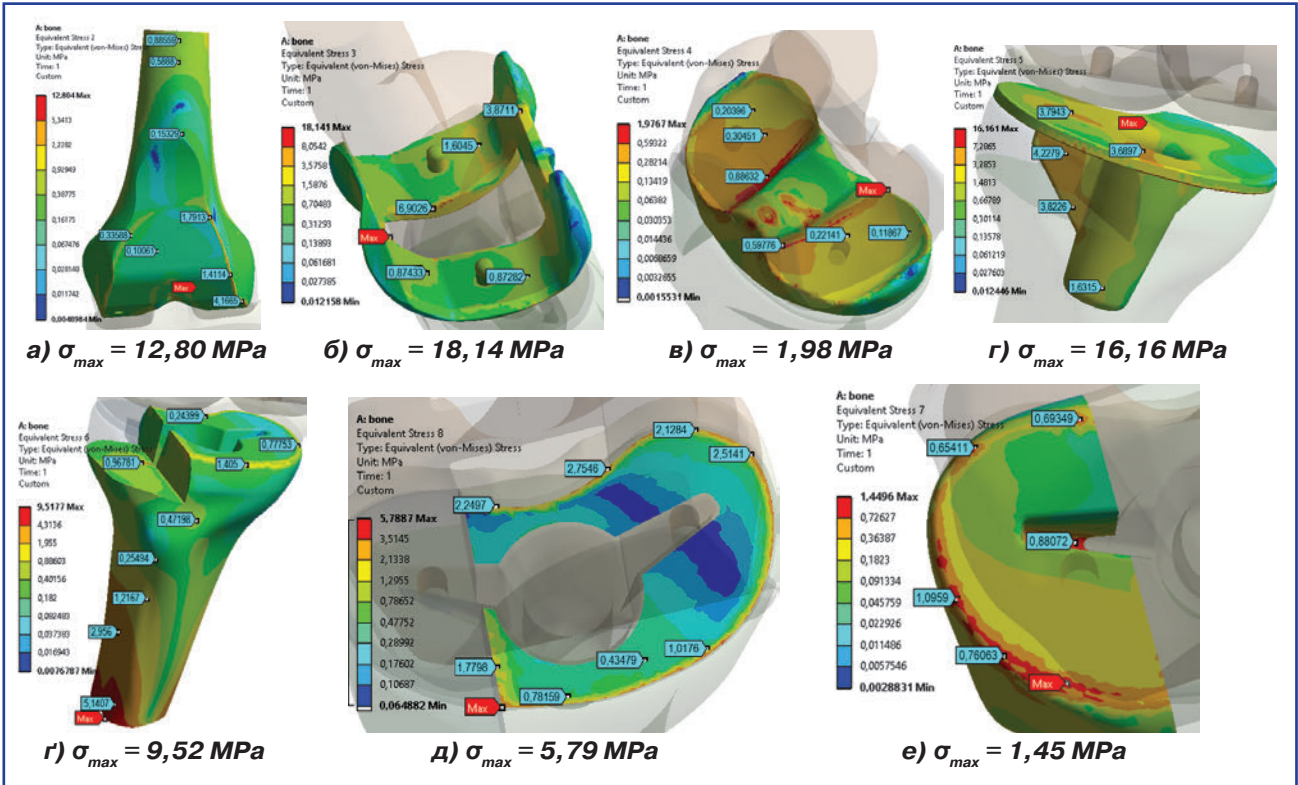
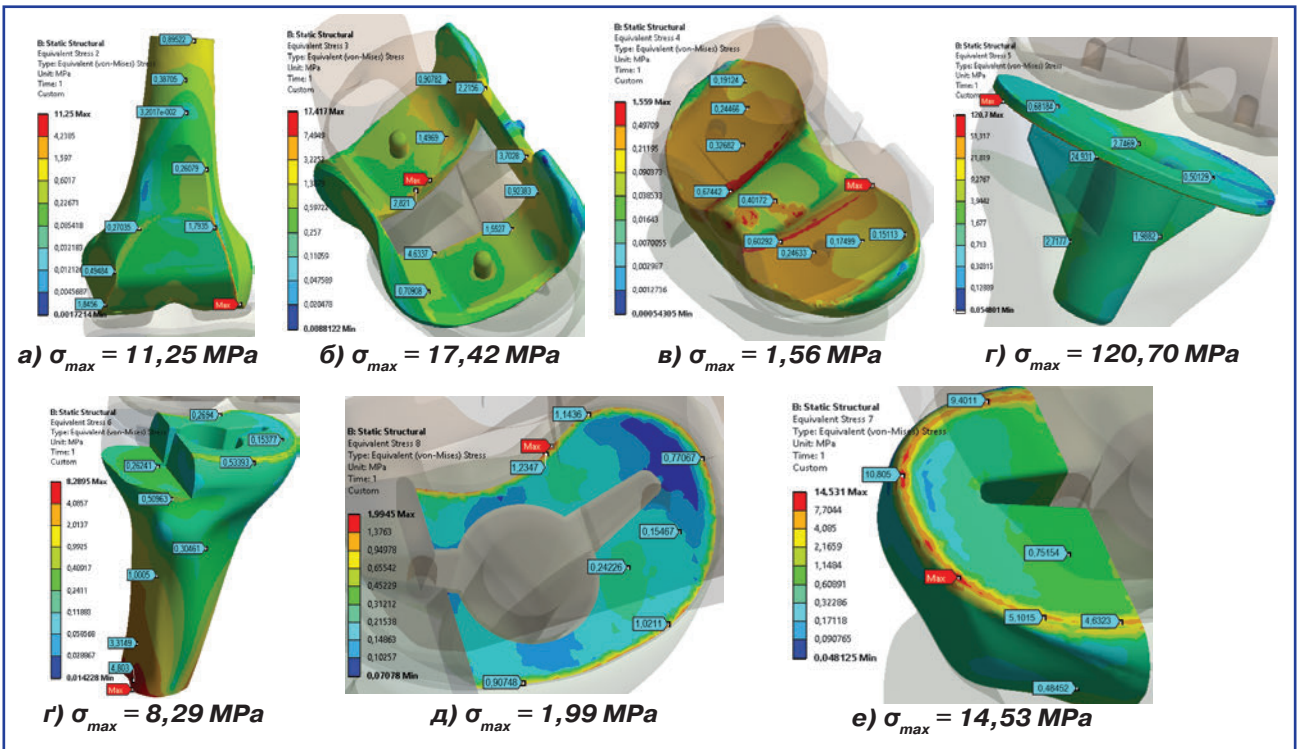


Рисунок 13 (закінчення)

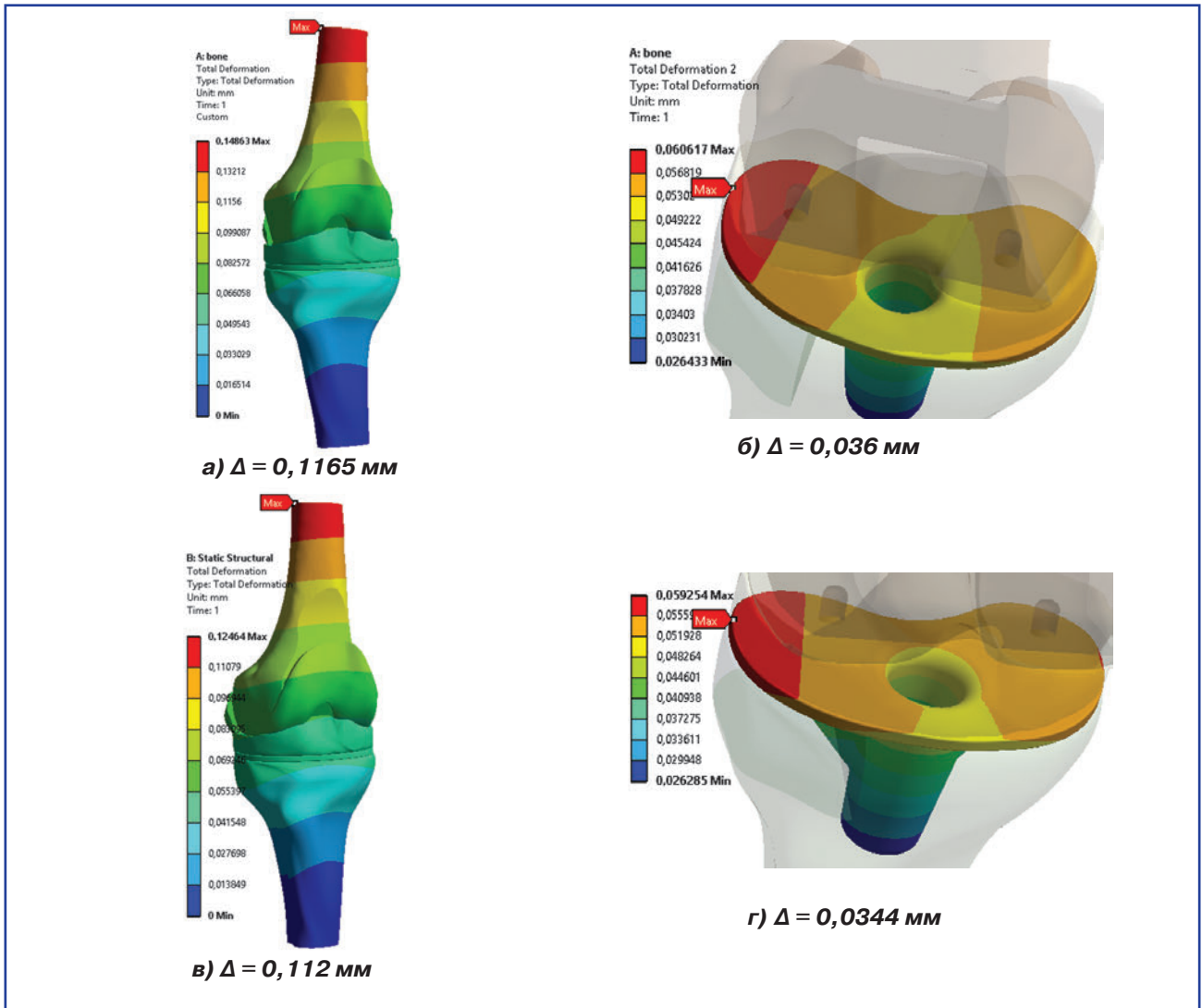




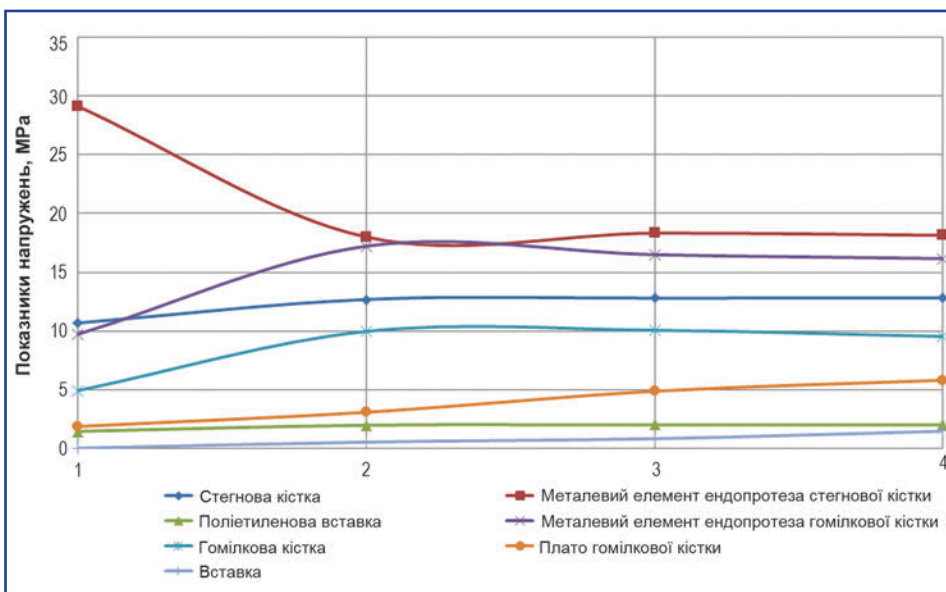
**Рисунок 14. Локалізація показників максимальних напружень на елементах моделі при застосуванні трансплантата 15 мм з кісткової тканини: а) стегнова кістка; б) феморальний компонент; в) поліетиленова вставка; г) тибіальний компонент ендопротеза; р) великогомілкова кістка; д) плато великогомілкової кістки; е) трансплантат із кісткової тканини**



**Рисунок 15. Локалізація показників максимальних напружень на елементах моделі при застосуванні трансплантата 15 мм зі сталі: а) стегнова кістка; б) феморальний компонент; в) поліетиленова вставка; г) тибіальний компонент ендопротеза; р) великогомілкова кістка; д) плато великогомілкової кістки; е) трансплантат зі сталі**



**Рисунок 16. Загальні переміщення (Total Deformation) для усієї моделі КС з ендопротезом та загальні переміщення тибіального компонента ендопротеза при вальгусній деформації кінцівки з кістковим (а, в) та металевим (б, г) трансплантатом**



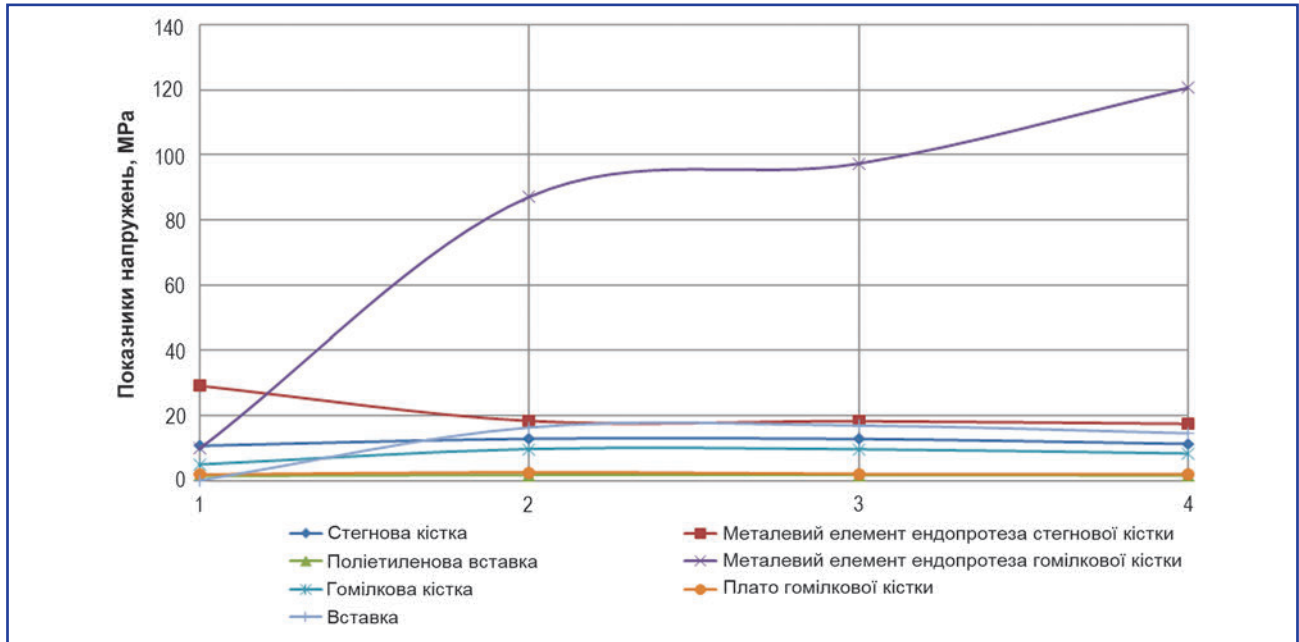
**Рисунок 17. Перерозподіл показників напружень на елементах моделі залежно від величини трансплантата з кісткової тканини (1 – без трансплантата, 2 – 5 мм, 3 – 10 мм, 4 – 15 мм)**

Великогомілкова кістка (рис. 10): показники максимальних напружень —  $\sigma_{\max} = 4,91$  МПа локалізуються в метадіафізарній ділянці великогомілкової кістки по її медіальній поверхні. На рис. 10б можна спостерігати локалізацію максимальних деформацій у тій же ділянці моделі з показниками  $\epsilon_{\max} = 0,0003$  мм.

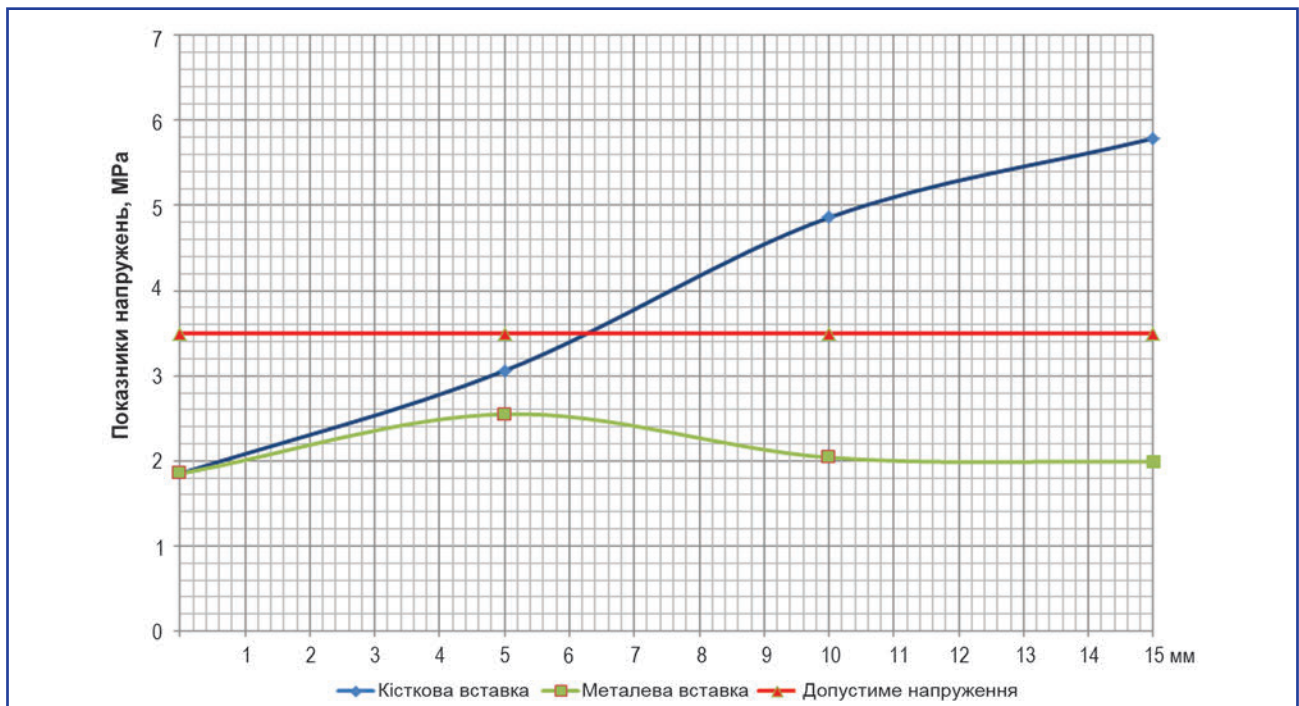
Плато великогомілкової кістки (рис. 11): показники максимальних напружень —  $\sigma_{\max} = 1,85$  МПа локалі-

зуються по задньому краю плато медіального виростка великогомілкової кістки і зменшуються до центра моделі, що не перевищує межі міцності кісткової тканини. На рис. 11б можна спостерігати локалізацію максимальних деформацій у тій же ділянці моделі з показниками  $\epsilon_{\max} = 0,0001$  мм.

На рис. 12а подані максимальні значення загальних переміщень (Total Deformation) усієї моделі —



**Рисунок 18.** Перерозподіл показників напружень на елементах моделі залежно від величини трансплантата зі сталі (1 — без трансплантата, 2 — 5 мм, 3 — 10 мм, 4 — 15 мм)



**Рисунок 19.** Перерозподіл показників напружень на плато великогомілкової кістки при застосуванні трансплантата з кісткової тканини та металевого аугмента 0–15 мм

$\Delta = 0,089$  мм та максимальні значення переміщень тибіального компонента ендопротеза —  $\Delta = 0,035$  мм.

Показники напружень та деформацій у моделі протезованого КС без фронтальних деформацій кінцівки розподілені рівномірно по всіх елементах моделі, не перевищують межі міцності матеріалу, а показники переміщень відображають стабільність біомеханічної системи «кістка — ендопротез». Отримані значення НДС взято за референтні для подальшого порівняльного аналізу.

Локалізація максимальних значень НДС на цільній моделі КС з ендопротезом із заміщенням дефекту виростка великогомілкової кістки 5, 10, 15 мм кістковим трансплантатом та аугментом при вальгусній деформації кінцівки подано на рис. 13. При застосуванні трансплантата 5 мм із кісткової тканини максимальні значення напружень зменшилися порівняно з моделлю без трансплантата з  $\sigma_{\max} = 29,15$  МПа до  $\sigma_{\max} = 18,00$  МПа, що можна пояснити тим, що кістковий трансплантат дає моделі більшу податливість із розвантаженням інших ділянок. Збільшення розміру кісткового трансплантата до 10 мм призвело до незначного зростання показників напружень — до  $\sigma_{\max} = 18,33$  МПа, а збільшення розміру трансплантата до 15 мм дещо зменшило попередні значення напружень — до  $\sigma_{\max} = 18,14$  МПа.

При застосуванні трансплантата 5 мм із металу максимальні значення напружень збільшилися до  $\sigma_{\max} = 87,07$  МПа, що зумовлено прямим контактом металевих елементів моделі — тибіального компонента ендопротеза та аугмента. Напруження зростають саме на металевих конструкціях моделі з деяким розвантаженням її кісткових елементів. При цьому значення напружень менші за допустимі. Зі збільшенням роз-

міру металевого трансплантата до 10 мм підвищилися і показники напружень на моделі до  $\sigma_{\max} = 97,31$  МПа, а збільшення розміру трансплантата до 15 мм підвищило значення напружень до  $\sigma_{\max} = 120,70$  МПа, що, як і в попередньому випадку, зумовлено прямим контактом металевих елементів моделі.

Зміни значень напружень на кожному з елементів моделі окремо при збільшенні розміру кісткового або металевого трансплантата з 5 до 15 мм, подано в табл. 2.

Локалізація максимальних значень НДС на кожному елементі моделі КС з ендопротезом із заміщенням дефекту виростка великогомілкової кістки 15 мм кістковим трансплантатом та аугментом при вальгусній деформації кінцівки подано на рис. 14 та 15.

Значення загальних переміщень (Total Deformation) для усієї моделі КС з ендопротезом та переміщень тибіального компонента ендопротеза як критерій стабільності біомеханічної системи «кістка — ендопротез» при вальгусній деформації кінцівки із застосуванням кісткового та металевого трансплантата подано на рис. 16. Як можна спостерігати, ці значення відрізняються несуттєво. За цими показниками стабільність забезпечується в обох випадках застосування трансплантата з різних матеріалів (кістка, метал).

Перерозподіл показників напружень на елементах моделі залежно від величини трансплантата з кісткової тканини та металевого аугмента (5, 10 і 15 мм) можна спостерігати на рис. 17 та 18. Аналогічний перерозподіл значень на плато великогомілкової кістки наведено на рис. 19.

Під дією навантаження наявність кісткового трансплантата 5, 10 і 15 мм призводила до збільшення на близько 20 % значень напружень на стегновій кістці

**Таблиця 2. Зміни значень НДС на кожному з елементів моделі при збільшенні розміру кісткового або металевого трансплантата з 5 до 15 мм**

Елемент моделі	Напруження в моделі з відсутністю фронтальної деформації нижньої кінцівки, МПа		Напруження в моделі з вальгусною деформацією нижньої кінцівки, МПа					
			5 мм		10 мм		15 мм	
	Напруження, МПа	Деформації, мм	Кістка	Сталь	Кістка	Сталь	Кістка	Сталь
Стегнова кістка	10,67	0,0006	12,68	12,83	12,79	12,78	12,80	11,25
Феморальний компонент ендопротеза	29,15	0,00015	18,00	18,32	18,33	18,25	18,14	17,42
Поліетиленова вставка	1,43	0,0007	1,96	1,72	1,98	1,72	1,98	1,56
Тибіальний компонент ендопротеза	9,71	0,00004	17,22	87,07	16,50	97,31	16,16	120,70
Гомілкова кістка	4,91	0,0003	9,96	9,70	10,05	9,60	9,52	8,29
Плато гомілкової кістки	1,85	0,0001	3,06	2,55	4,86	2,04	5,79	1,99
Трансплантат	–	–	0,52	16,34	0,81	16,90	1,45	14,53
<i>Переміщення (Total Deformation)</i>								
Загальні для цільної моделі	0,089	0,1478	0,145	0,1488	0,1445	0,1486	0,1246	
Загальні для тибіального компонента ендопротеза	0,035	0,0604	0,0595	0,0607	0,0593	0,061	0,0592	

з локалізацією по контуру контакту з феморальним компонентом ендопротеза. Ці напруження можуть призвести до незначної крайової руйнації кісткової тканини в ділянці контакту, що не є принциповою в забезпеченні стабільності біомеханічної системи «кістка — ендопротез». На феморальному компоненті ендопротезу значення напружень зменшувались на 38 % за наявності кісткового трансплантата. Зміни його розміру в діапазоні 5–15 мм не викликали суттєвих змін показників напружень ( $\pm 1\%$ ). На поліетиленовій вставці показники напружень збільшувались на 38 % незалежно від розміру кісткового трансплантата. На тибіальному компоненті ендопротеза показники напружень підвищилися на 77 % за наявності кісткового трансплантата 5 мм та поступово зменшувались до 66 % при збільшенні його розміру до 15 мм. Наявність кісткового трансплантата 5, 10 і 15 мм призводила до зростання майже у 2 рази значень напружень на великогомілкової кістці з локалізацією в метадіафізарній зоні кортикальної кістки. Основне зростання показників напружень відбувалося на плато великогомілкової кістки з локалізацією по контуру тибіального компонента ендопротеза, де наявність кісткового трансплантата призводила до підвищення значень від 65 % при розмірах 5 мм до значного зростання — майже у 3 рази — при 15 мм. Ці напруження можуть призвести до незначної крайової руйнації кісткової тканини в ділянці контакту, що не є принциповою в забезпеченні стабільності біомеханічної системи «кістка — ендопротез».

Таким чином, при застосуванні кісткового трансплантата розміром 10–15 мм відбувалося зростання значень напружень на майже усіх елементах моделі, які перевищують межі міцності спонгіозної кісткової тканини в контактних ділянках, та саме на кістковому трансплантаті — майже у 3 рази при розмірі 15 мм, що може супроводжуватись їх руйнуванням вже при статичному навантаженні 1 масою тіла.

Під дією навантаження наявність металевго аугмента для заміщення дефекту латерального виростка великогомілкової кістки розміром 5 та 10 мм призводила до зростання значень напружень на стегновій кістці на 20 % з наступним їх зниженням до 5 % при розмірі 15 мм. За наявності металевго аугмента 5, 10 та 15 мм значення напружень зменшувались на феморальному компоненті ендопротеза на 37–40 %. За наявності металевго аугмента 5 та 10 мм відбувалось зростання на 20 % показників напружень на поліетиленовій вставці, а збільшення його розміру до 15 мм, навпаки, призводило до зменшення показників напружень на 9 % порівняно з показниками моделі КС без фронтальних деформацій. На тибіальному компоненті ендопротеза наявність металевго аугмента розміром 5, 10 та 15 мм обумовила значне зростання показників напружень — у 9, 10 та 12 разів відповідно. Таким чином, відбувався перерозподіл навантаження з його переносом на тибіальний компонент ендопротеза, не перевищуючи межі міцності матеріалу. Наявність металевго аугмента розміром 5 та 10 мм призводила до збільшення значень напружень на великогомілкової кістці на 95–97 %, а при

збільшенні розміру трансплантата до 15 мм — на 69 %. Локалізація напружень — метадіафізарна зона кортикальної кістки. Наявність металевго аугмента 5 мм та збільшення його розміру до 10 та 15 мм призводили до підвищення показників напружень на плато великогомілкової кістки на 38, 10 та 8 % відповідно. Зростання значень напружень власне на металевгому аугменті при збільшенні його розміру з 5 до 15 мм не призводило до його перевантаження. Ці показники НДС не перевищували межі допустимих для матеріалу зі сталі.

Критичною зоною моделі була ділянка плато великогомілкової кістки, що становила собою спонгіозну кісткову тканину під тибіальним компонентом ендопротеза, де власне і розміщувався кістковий трансплантат або металевий аугмент. Зростання показників напружень із перевищенням гранично допустимих значень у цій ділянці при застосуванні саме кісткового трансплантата розміром 10 та 15 мм є фактором можливого руйнування кісткової тканини з розвитком явищ нестабільності тибіального компонента ендопротеза. Зростання показників напружень на моделі відбувається в основному за рахунок переносу навантаження на металеві елементи ендопротеза та металевий аугмент. Незважаючи на це, значення напружень не сягають межі допустимих, і тому можна стверджувати, що вони повністю задовольняють умовам міцності матеріалів моделі.

Зміни показників загальних перемішень як для цільної моделі, так і для тибіального компонента ендопротеза не відображали будь-яких суттєвих відмінностей при застосуванні кісткового трансплантата або металевго аугмента розміром 5, 10 та 15 мм, тобто суттєвої втрати стабільності біомеханічної моделі «кістка — ендопротез» не відбувалося.

Значенні показники НДС відображують ті значення, що виникають при навантаженні 1 масою тіла під час одноопорного стояння (статичні умови). При ходьбі (динамічні умови) за рахунок дії м'язових сил колінний суглоб навантажується додатково, сягаючи значень 3,5–4 мас тіла. З урахуванням лінійності задачі визначення показників НДС моделі КС згідно із збільшенням навантаження в динаміці при ходьбі відбуватиметься пропорційне збільшення показників НДС на елементах моделі, сягаючи значень, що перевищують межі міцності тканин на відповідних ділянках.

## Висновки

1. При ендопротезуванні КС без фронтальних деформацій кінцівки показники напружень і деформацій розподілені рівномірно по всіх елементах моделі колінного суглоба, не перевищують межі міцності матеріалу, а показники перемішень відображують стабільність біомеханічної системи «кістка — ендопротез».

2. Застосування для заповнення дефекту зовнішнього виростка великогомілкової кістки при вальгусній деформації кінцівки кісткового трансплантата розміром 10 та 15 мм супроводжується зростанням значень напружень на майже усіх елементах моделі, які перевищують межі міцності спонгіозної кісткової тканини в

контактних ділянках, та саме на кістковому трансплантаті — майже в 3 рази, що може призводити до їх руйнування вже при статичному навантаженні 1 масою тіла.

3. Зростання показників напружень на ділянці плато великогомілкової кістки з перевищенням гранично допустимих значень при застосуванні кісткового трансплантата розміром 10 та 15 мм є фактором розвитку явищ нестабільності тибіального компонента ендопротеза.

4. Для заміщення дефекту зовнішнього виростка великогомілкової кістки до 6,1 мм при ендопротезуванні КС у хворих на РА доцільне застосування кісткового трансплантата. Дефекти більшого розміру потребують використання металевого аугмента.

**Конфлікт інтересів.** Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів при підготовці даної статті.

## Список літератури

1. Ганджа І.М., Коваленко В.М., Лисенко Г.І., Свінцицький А.С. Ревматологія: Підручник. — 2011. — 43 с.
2. Герасименко С.І. Ортопедичне лікування ревматоїдного артриту при ураженнях нижніх кінцівок. — Київ: Преса України, 2000. — 159 с.
3. Accuracy of image-free computer navigated total knee arthroplasty is not compromised in severely deformed varus knees / Maniwa K., Ishibashi Y., Tsuda E. et al. // *J. Arthroplasty*. — 2013. — Vol. 28(5). — P. 802-806.
4. Annual trends in knee and hip arthroplasty in rheumatoid arthritis 1998–2007 / Manrique Arija S., López Lasanta M., Jiménez Níñez F.G. et al. // *Reumatol. Clin.* — 2011. — Vol. 7(6). — P. 380-384.
5. Эндопротезирование крупных суставов нижних конечностей, при их одновременном поражении, у больных ревматоидным артритом / С.И. Герасименко, М.В. Полулях, А.С. Герасименко / *Материалы IV Евразийского конгресса травматологов-ортопедов (Бишкек, 27–30 авг. 2014 г.) // Центр.-Азиат. журн. серд.-сосуд. хирургии. Спецвып.* — 2014. — № 12. — С. 199-200.
6. Особливості ендопротезування колінних суглобів при нестабільності в сагітальній площині / Зазірний І.М., Євсєєнко В.Г. // *Збірник наукових праць XV з'їзду ортопедів-травматологів України.* — Дніпропетровськ: Ліра, 2010. — С. 169.
7. Зміни динамічних характеристик у суглобах нижньої кінцівки до та після ендопротезування колінного сугло-

ба у хворих на ревматоїдний артрит / Герасименко С.І., Полулях М.В., Рой І.В. та ін. // *Травма.* — 2015. — Т. 16, № 5. — С. 53-58.

8. Опыт 500 тотальных эндопротезирований коленного сустава / Чрагян Г.А., Загородний П.В., Нурджин В.И. и др. // *Вестник травматол. и ортопедии им. Н.Н. Приорова.* — 2012. — № 2. — С. 40-47.

9. Особливості формування контрактур та деформацій великих суглобів нижніх кінцівок у хворих на ревматоїдний артрит / Герасименко С.І., Полулях М.В., Бабко А.М. та ін. // *Актуальні питання сучасної ортопедії та травматології: Мат-ли II Укр. наук. симпоз. з біомеханіки.* — Дніпропетровськ, 2015. — С. 111-112.

10. Clinical comparison of valgus and varus deformities in primary total knee arthroplasty following midvastus approach / Chou P.H., Chen W.M., Chen C.F. et al. // *J. Arthroplasty*. — 2012. — Vol. 27(4). — P. 604-612.

11. Complex Primary Total Knee Arthroplasty: Long-Term Outcomes / Martin J.R., Beahrs T.R., Stuhlman C.R., Trousdale R.T. // *J. Bone Joint Surg Am.* — 2016. — Vol. 98(17). — P. 1459-1470.

12. Effects of Reduction Osteotomy on Gap Balancing During Total Knee Arthroplasty for Severe Varus Deformity / Niki Y., Harato K., Nagai K. et al. // *J. Arthroplasty*. — 2015. — Vol. 30(12). — P. 2116-2120.

13. Fewer and older patients with rheumatoid arthritis need total knee replacement / Skyttä E.T., Honkanen P.B., Eskelinen A. et al. // *Scand. J. Rheumatol.* — 2012. — Vol. 41(5). — P. 345-349.

14. Біомеханічний аналіз умов функціонування ендопротеза колінного суглоба при варусних деформаціях кінцівки у хворих на ревматоїдний артрит / І.А. Лазарев, Є.М. Автомеєнко, А.М. Бабко та ін. // *Травма.* — 2017. — Т. 18, № 6.

15. Maganaris C.N. Paul J.P. In vivo human tendon mechanical properties // *Journal of Physiology*. — 1999. — P. 521. — 1. — P. 307-313.

16. Kubichek M., Florian Z. Stress strain analysis of Knee joint // *Engineering Mechanics*. — 2009. — 5(16). — P. 315-322.

17. <http://www.cameloplast.ru/info/polietilen-visokogo-davleniya.php>

18. Compressive strength of tibial cancellous bone // Hvid I., Christensen P., Andergaard J., Christensen P.B., Larsen C.G. // *Acta Orthop. Scand.* — 1983. — 54. — P. 819-825.

Отримано 18.01.2018 ■

Лазарев І.А., Автомеєнко Є.Н., Бабко А.Н., Скибан М.В.  
 ГУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», г. Київ, Україна

## Биомеханический анализ условий функционирования эндопротеза коленного сустава при вальгусных деформациях конечности у больных ревматоидным артритом

**Резюме. Актуальность.** Поражение коленного сустава (КС) при ревматоидном артрите (РА) сопровождается формированием контрактур и развитием дискордартных деформаций нижних конечностей, которые, в свою очередь, приводят к частичной или полной потере функции конечности. Анализ данных отечественной и зарубежной литературы свидетельствует о том, что вопросу пато- и механогенеза фронтальных деформаций колен-

ных суставов у пациентов с РА уделяется недостаточное внимание, условия функционирования эндопротеза КС с наличием вальгусной и варусной деформаций конечности у больных РА мало изучены. **Цель работы:** изучить возможности функционирования эндопротеза КС при компенсации дефектов мышечков большеберцовой кости с помощью костных трансплантатов или металлических аугментов при различных величинах вальгусной

деформации у больных РА; изучить поведение и стабильность биомеханической модели «кость — эндопротез» при компенсации дефекта наружного мыщелка большеберцовой кости костным автотрансплантатом или металлическим аугментом 5, 10 и 15 мм. **Материалы и методы.** На основе КТ-сканов созданы имитационные компьютерные модели КС, которые насчитывали элементы с различными механическими свойствами — бедренная кость, феморальный компонент эндопротеза, полиэтиленовая вставка, тибиаальный компонент эндопротеза и большеберцовая кость. С помощью программного пакета SolidWorks созданы имитационные модели КС в условиях его вальгусной деформации с наличием трансплантата мыщелка большеберцовой кости 5, 10 и 15 мм из костной ткани и металла (аугмент). Дальнейшие расчеты напряженно-деформированного состояния модели осуществляли методом конечных элементов в программном пакете ANSYS (численный метод). **Результаты.** Под действием нагрузки наличие костного трансплантата 5, 10 и 15 мм приводило к увеличению приблизительно на 20 % значений напряжений на бедренной кости с локализацией по контуру контакта с феморальным компонентом эндопротеза. На тибиаальном компоненте эндопротеза показатели напряжений выросли на 77 % при наличии костного трансплантата 5 мм и постепенно уменьшались до 66 % при увеличении его размера до 15 мм. Наличие костного трансплантата 5, 10 и 15 мм приводило к увеличению значений напряжений на большеберцовой кости почти в 2 раза с локализацией в метадиафизарной зоне. Основное увеличение показателей напряжений происходило на плато большеберцовой кости с локализацией по контуру тибиаального компонента эндопротеза, где наличие костного трансплантата

приводило к увеличению значений от 65 % при размерах 5 мм до почти в 3 раза — при 15 мм. Под действием нагрузки наличие металлического аугмента для замещения дефекта латерального мыщелка большеберцовой кости размером 5 и 10 мм приводило к увеличению значений напряжений на бедренной кости на 20 % с последующим их снижением до 5 % при размере 15 мм. При наличии металлического аугмента 5, 10 и 15 мм значение напряжений уменьшалось на феморальном компоненте эндопротеза на 37–40 %. Наличие металлического аугмента 5, 10 и 15 мм обусловило значительное повышение показателей напряжений на тибиаальном компоненте эндопротеза — в 9, 10 и 12 раз соответственно. Наличие металлического аугмента 5 и 10 мм приводило к увеличению значений напряжений на большеберцовой кости на 95–97 %, а при увеличении размера трансплантата до 15 мм — на 69 %. Наличие металлического аугмента 5 мм и увеличение его размера до 10 и 15 мм приводили к повышению показателей напряжений на плато большеберцовой кости на 38, 10 и 8 % соответственно. **Выводы.** Увеличение показателей напряжений на плато большеберцовой кости с превышением предельно допустимых значений при применении костного трансплантата размером 10 и 15 мм является фактором развития явлений нестабильности тибиаального компонента эндопротеза. Для замещения дефекта наружного мыщелка большеберцовой кости до 6,1 мм целесообразно применение костного трансплантата. Дефекты большого размера требуют применения металлического аугмента.

**Ключевые слова:** ревматоидный артрит; коленный сустав; вальгусная деформация; конечно-элементное моделирование; напряженно-деформированное состояние

I.A. Lazarev, A.M. Babko, E.M. Avtomeenko, M.V. Skiban  
State Institution "Institute of Traumatology and Orthopaedics of the NAMS of Ukraine", Kyiv, Ukraine

### Biomechanical analysis of conditions of the functioning of knee endoprosthesis in valgus deformities in patients with rheumatoid arthritis

**Abstract. Background.** The defeat of the knee joint in rheumatoid arthritis (RA) is accompanied by the formation of contractures and the development of discordant deformities of the lower limbs, which, in turn, lead to a partial or complete loss of limb function. Analysis of the data of domestic and foreign literature suggests that the issue of pathogenesis and mechanogenesis of frontal deformities of the knee joints in patients with RA is not paid enough attention, conditions for the functioning of the knee endoprosthesis in the presence of valgus and varus deformities of the limb in RA patients have been poorly studied. The purpose was to study the possibilities of functioning of the knee endoprosthesis with compensation of the tibial condyle defects by bone grafts or metallic augments in patients with rheumatoid arthritis and lower limbs valgus deformity, to study the function and stability of "bone — endoprosthesis" biomechanical model when compensating external tibia defect by bone graft or metal augmentation of 5, 10 and 15 mm. **Materials and methods.** On the basis of CT scans, 3D models of the knee were created. Using SolidWorks software package, simulation models of the knee in the conditions of its valgus deformation with the presence of 5, 10 and 15 mm bone graft and metal (augment) consisted of elements with different mechanical properties — the femur, femoral component of the endoprosthesis, polyethylene insert, tibial component of the endoprosthesis and the tibia have been created. Further calculations of the model's stress-strain state were carried out by the finite element method in the ANSYS software package. **Results.** Under the load, the presence of 5–10–15 mm bone graft resulted in an increase of about 20 % in the stress on the femoral bone, with the localization at the contour of contact with the femoral component of endoprosthesis. At the tibial component of the endoprosthesis, stress values increased by 77 % in the presence of

5 mm bone graft, but gradually decreased to 66 % with an increase of its size to 15 mm. At the tibia, the presence of 5–10–15 mm bone graft resulted in almost 2-fold increase in stress values, with localization in the meta-adjacent zone of cortical bone. The main increase in the stress occurred at the tibial plateau, with the localization at the contour of contact with the tibial component of endoprosthesis, where the presence of the bone graft resulted in stress increase from 65 %, if its size was 5 mm, to up to 3-fold increase with size of 15 mm. Under the load, the presence of 5 and 10 mm metal augment to replace the lateral tibial defect resulted in an increase by 20 % in the stresses on the femur, followed by a decrease of up to 5 %, if augment size was 15 mm. At the femoral component of the endoprosthesis, in the presence of a 5–10–15 mm metal augment, the values of stress decreased by 37–40 %. The presence of 5, 10 and 15 mm metal augment at the tibial component of the endoprosthesis resulted in a significant increase in stress indices — by 9, 10 and 12 times, respectively. At the tibia, the presence of 5 and 10 mm metal augment resulted in an increase in stress values by 95–97 %, and with 15 mm graft — by 69 %. The presence of 5 mm metal augment and increase in its size up to 10 and 15 mm resulted in corresponding increase in stresses by 38, 10 and 8 % at the tibial plateau. **Conclusions.** The growth of stress at the tibial plateau with exceeding of the maximum permissible values, when using bone grafts of 10 and 15 mm, is a factor for the development of the tibial component instability. To replace the defect of the external condyle of the tibia up to 6.1 mm, it is advisable to use bone graft. Larger size defects require using a metal augment.

**Keywords:** rheumatoid arthritis; knee joint; valgus deformity; finite element modeling; stress-strain state