

ных через 5 лет наблюдения и 185 (97,4%) через 10 лет, соответственно. Наилучшие функциональные результаты наблюдались у пациентов с асептическим некрозом мыщелков бедренной кости, а также у больных, которые в дооперационный период имели минимальную степень дегенеративного поражения парного отдела сустава. При других равных условиях лучшие результаты имели место у мужчин, независимо от возраста, которые выполняли умеренную физическую работу и много двигались. **Выводы.** В результате проведенного анализа показана высокая эффективность методики монокондиллярной артропластики коленного сустава в лечении дегенеративно-дистрофических заболеваний коленного сустава. При условиях тщательного и правильного отбора пациентов в большинстве случаев деформирующего гонартроза методика одномышцелкового эндопротезирования может служить альтернативой тотальной артропластике.

**Ключевые слова:** монокондиллярное эндопротезирование коленного сустава, деформирующий гонартроз, деформирующий остеоартроз коленного сустава, асептический некроз мыщелка бедренной кости, монокондиллярная артропластика.

УДК 616.717.5-089.843:612.76

## Оптимизация напряженно-деформированного состояния кинематической цепи “бедренная кость – мини-эндопротез – большеберцовая кость” методом конечных элементов при мини-эндопротезировании суставной поверхности мыщелка бедренной кости

Ковальчук В.Н., Евсеенко В.Г., Зазирный И.М.  
Клиническая больница “Феофания” ГУД, г. Киев

**Резюме.** На основе моделирования напряженно-деформированного состояния в кинематической цепи “бедренная кость – мини-эндопротез – большеберцовая кость” оптимизирована форма поверхности мини-эндопротеза, замещающего дефект суставного хряща. Эквивалентные напряжения по Мизесу при функциональных нагрузках уменьшаются в ряду: хрящ с дефектом, хрящ с мини-эндопротезом, интактный хрящ. Различия статистически достоверны. При углах сгибания  $0^\circ$ ,  $5^\circ$  и  $15^\circ$  напряжение по Мизесу зависит от формы поверхности мини-эндопротеза и уменьшается в ряду: выступающая форма, совпадающая с поверхностью хряща форма, плоская форма.

**Ключевые слова:** напряженно-деформированное состояние, эквивалентные напряжения по Мизесу, суставной хрящ, мини-эндопротез.

### Введение

Коленный сустав (КС) человека травмируется наиболее часто: на него приходится до 50% повреждений всех суставов [1]. Первое место по частоте повреждений среди элементов КС занимают полулунные хрящи менисков и суставной хрящ; от 55 до 85% всех травм в наиболее активном трудоспособном возрасте [2]. Впервые обнаруженные посттравматические дефекты хряща (ДХ) диагностируются ежегодно почти у 1 млн

человек [1, 2]. Нелеченные ДХ нагрузочной поверхности КС приводят к развитию остеоартроза в течение 5-10 лет [3]. Консервативное лечение занимает ведущее место в системе лечения ДХ КС, но оно в большинстве случаев не предупреждает развитие остеоартроза [1-4]. Лечение ДХ на полную толщину поверхности сустава, который выдерживает нагрузку веса тела, является актуальной проблемой ортопедии и травматологии.

**Цель работы** – количественно обосновать и оптимизировать мини-эндопротезирование посттравма-

тических ДХ КС путём изучения НДС кинематической цепи “бедренная кость – мини-эндопротез – большеберцовая кость” при интактном хряще, локальном ДХ, мини-эндопротезе ДХ.

## Введение

*Эндопротезирование посттравматических ДХ КС* – это реконструктивное хирургическое вмешательство, предусматривающее замещение патологически измененных суставных тканей искусственным имплантатом только во внутреннем или внешнем отделе бедренно-большеберцового сочленения для снижения интенсивности болевого синдрома, восстановление амплитуды движений КС и опороспособности нижней конечности [2, 4-6].

Высокая эффективность эндопротезирования сопровождается и негативными последствиями этой операции, связанными в основном с отдаленными неблагоприятными последствиями, возникающими через 4-8 лет после установки эндопротеза КС [5, 6]. В частности, отметим следующее: в местах локальной концентрации механических напряжений возникает увеличение плотности и объема костной ткани относительно нормального состояния – стрессовое ремоделирование (*stress-shielding*-эффект); при исключении из процесса передачи нагрузок каких-либо объемов костных структур, связанных с ДХ, развивается атрофия и лизис костной ткани. Для эндопротеза возможны расшатывание ножки в кости (асептическая нестабильность), а также ее усталостный перелом. Поэтому важным этапом разработки конструкций эндопротезов является биомеханическое обоснование их работоспособности и эксплуатационной надежности [5-7].

Основными факторами, влияющими на длительность работы биомеханической системы “кость – имплантат”, является первичная стабильная фиксация эндопротеза с костью и отсутствие опасного уровня напряжений в эндопротезе и костной ткани. Поэтому оценка характера напряженно-деформированного состояния (НДС) и механического поведения всех элементов этой биомеханической системы под действием функциональных нагрузок необходима для обеспечения длительной безопасной эксплуатации эндопротеза. В настоящее время наиболее распространенным и эффективным методом анализа НДС и механического поведения сложных многокомпонентных систем гетерогенного строения является метод конечных элементов (МКЭ) [7-11]. Компьютерное имитационное моделирование на основе МКЭ применяют в клинической практике для расчетов напряжений и деформаций в кинематической цепи “длинная кость – эндопротез”. При обоснованном задании биомеханических свойств компонентов цепи МКЭ

обеспечивает точное воспроизведение геометрических характеристик компонентов цепи и адекватное воспроизведение характера действующих нагрузок [9-13]. Общепринятым стандартом при решении задач биомеханики суставов посредством численных алгоритмов стали технологии, реализующие МКЭ простой геометрической формы. Каждый конечный элемент (КЭ) при этом обладает свойствами дискретизированного объекта. КЭ в целом и каждому узлу в частности придаются определенные степени свободы, обеспечивающие их корректное условие сочленения. Найденное в результате НДС обычно может отображаться графически.

## Материалы и методы

Для математического моделирования распределения напряжений в КС использован пакет программ системы автоматизированного проектирования SolidWorks (SolidWorks Corp., США) на базе персонального компьютера в операционной среде Microsoft Windows (128 Мб). В SolidWorks используется принцип трехмерного твердотельного и поверхностного параметрического проектирования, что позволяет моделировать объемные объекты и компоновать их в виде трехмерных электронных моделей, по которым создаются двумерные чертежи и спецификации [12-15].

В компетенции COSMOSWorks – задачи механики деформирования твердого тела – статика, динамика и устойчивость элементов конструкции, в линейной и нелинейной постановках, с учетом временного фактора, усталостная прочность; многокритериальная оптимизация конструкции. В основе всех алгоритмов лежит МКЭ [11].

Выбор формы поверхности имплантата производился на основе минимизации компонентов НДС, ответственных за развитие суставной патологии мыщелка бедренной кости.

При качественном подходе к определению напряжений сила взаимодействия большеберцовой кости и мыщелка бедренной кости при нормальном контакте может быть оценена с помощью известного из теории упругости решения контактной задачи [11, 13]:

$$P_z(x, y) = \frac{3P}{2\pi ab} \sqrt{1 - \frac{x^2}{a^2} - \frac{y^2}{b^2}} \quad (1),$$

где  $P_z(x, y)$  – распределение нормальных к пятну контакта напряжений в окрестности контакта,  $P$  – масса тела пациента (80 кг),  $a, b$  – полуоси эллипса, являющегося пятном контакта большеберцовой кости и имплантата. Анализ формулы свидетельствует о том, что напряжение в центре пятна в 1,5 раза превышает среднее давление, обусловленное массой тела. Длительное

приложение этого напряжения является наиболее вероятной причиной возникновения суставной патологии мышелка бедренной кости.

Анализ формулы (1) регламентирует выбор формы поверхности имплантата, которая находится во взаимодействии с большеберцовой костью. Наличие выпуклости этой поверхности или её возвышение над поверхностью бедренной кости приведет к уменьшению эффективной площади контакта  $\pi ab$  и, как следствие, увеличению напряжения  $P_z(x, y)$ , в определении которого по формуле (1), эффективная площадь контакта находится в знаменателе. Такое увеличение  $P_z(x, y)$  приводит к избыточному давлению “выступающего” имплантата на большеберцовую кость и накоплению в ней предпатологических повреждений.

Формула (1) носит оценочный характер и описывает напряженное состояние при контактировании двух гладких выпуклых поверхностей. Получение результата в виде формул для реальной геометрии поверхностей контактирующих костей практически невозможно. Поэтому истинное состояние в зоне контакта оценивалось на основе численных методов механики деформируемого тела, в частности МКЭ [12, 14].

Трехмерные напряжения и нагрузки в кинематической цепи действуют в нескольких направлениях. Обычно эти многонаправленные напряжения суммируются для получения эквивалентного напряжения (напряжение по Мизесу). Трехмерное твердое тело имеет шесть компонентов напряжения. В этом случае сведение шести компонентов напряжения к одному эквивалентному напряжению идентично реальному напряженному состоянию. Эквивалентное напряжение по Мизесу ( $\tau$ ) определяется через компоненты тензора напряжений по формуле:

$$\tau = \sqrt{\frac{1}{3} \left[ (\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_x - \sigma_z)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + 6(\sigma_{xy}^2 + \sigma_{xz}^2 + \sigma_{yz}^2) \right]} \quad (2),$$

где  $\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z$  – нормальные компоненты тензора напряжений, а  $\sigma_{xy}, \sigma_{xz}, \sigma_{yz}$  – касательные компоненты тензора напряжений (нормальные компоненты способствуют изменению объема, а касательные – изменению формы (рис. 1)).

Согласно теории прочности именно эквивалентное напряжение по Мизесу адекватно характеризует прочность и сохранение целостности твердых тел [15].

Механические характеристики костной ткани человека определяются микроструктурой и взаимодействием двух ее основных составляющих – коллагена и минеральных веществ. Наиболее существен-

но на механическое поведение компактной костной ткани влияет влажность. От влагосодержания в костной ткани зависит модуль упругости, разрушающее напряжение и деформация, значительно меняются сам вид кривой деформирования и характер разрушения [16, 17].

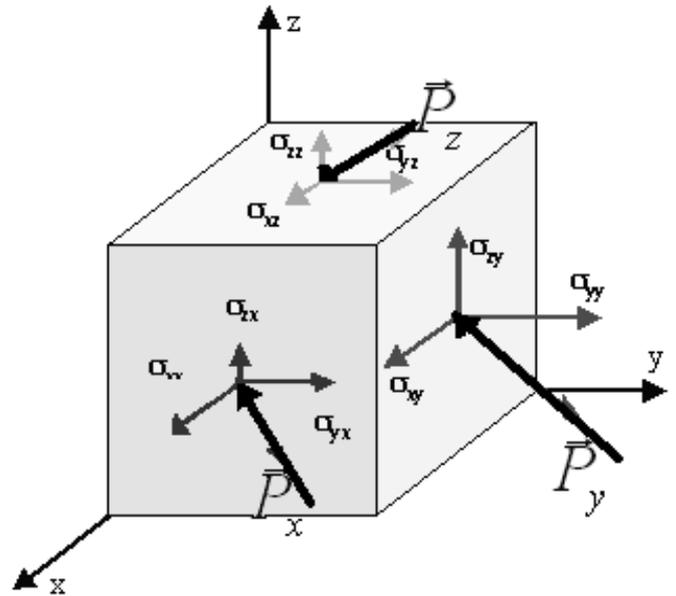


Рис. 1. Модель зоны контакта

При задании свойств материала кости и хряща использовали данные работ (табл. 1) [10, 15]. Свойства титанового имплантата брали из библиотеки материалов системы COSMOSWorks [14]. Анализ напряжений проводился при условии массы пациента – 80 кг, что соответствует реальным клиническим наблюдениям [13]. Компьютерная томография выполнена на томографе “Light Speed Plus” фирмы “General Electric” с толщиной среза 1 мм. Результаты исследования представлены в виде серии файлов формата DICOM.

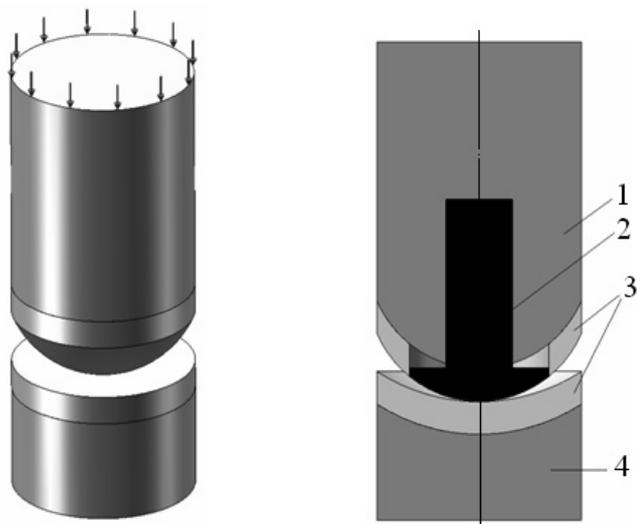
Таблица 1

**Механические характеристики тканей [16]**

Ткань	Модуль Юнга, мПа	Коэффициент Пуассона (ν)	Предел прочности, мПа
Кортикальная кость	10 000	0,3	30-150
Субхондральная кость	6900	0,2	30-100
Хрящ	10,5	0,49	24-48
Губчатая кость	690	0,3	12-50

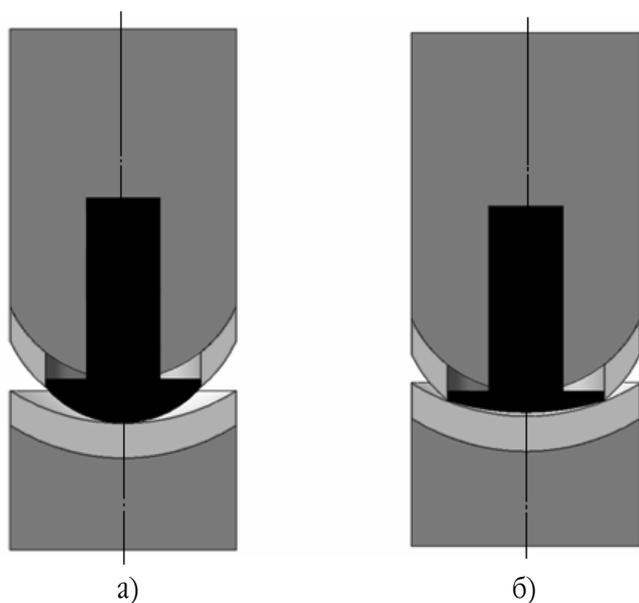
Схема 1. Предположение: прилегающий к зоне контакта участок бедренной кости представляет собой цилиндр, ограниченный в зоне контакта выпуклым параболоидом, а участок контакта, относящийся к большеберцовой кости, также является

цилиндром, ограниченным в той же зоне вогнутым параболюидом (рис. 2).



**Рис. 2.** Схема 1: 1, 4 – кость, 2 – имплантат, 3 – хрящ

Рассматривалась форма имплантата, совпадающая с поверхностью хряща, выступающий имплантат и плоский имплантат (рис. 3).



**Рис. 3.** Формы имплантата:

а) выступающий имплантат; б) плоский имплантат

Схема 2 (рис. 4) учитывает реальные особенности контактирующих тел. Конечно-элементная модель кинематической цепи получена на основе компьютерно-томографических сканов КС 29 больных с ДХ.

Максимальная точность моделирования достигнута для локализации ДХ на медиальном бедренном мыщелке. Там же место установки мини-эндопротеза. Учитывали, что суставная поверхность мыщелков бедренной кости эллипсоидной формы, кривизна

медиального мыщелка больше, чем латерального. Верхние суставные поверхности мыщелков большеберцовой кости слегка вогнуты и не соответствуют кривизне суставных поверхностей мыщелков бедренной кости. Между мыщелками бедренной и большеберцовой костей располагали межсуставные хрящи, толщина которых составляла 4 мм. Повреждение хрящевой ткани на медиальном бедренном мыщелке моделировали в виде вертикально расположенной цилиндрической выемки диаметром 16 мм. При моделировании поведения сустава с имплантатом диаметр выемки в хряще равнялся диаметру шляпки имплантата и составлял 18 мм. Кроме того, необходимая выемка материала проводилась в бедренной кости. Трехмерную модель имплантата строили в соответствии с размерами феморального компонента, используемого при протезировании.

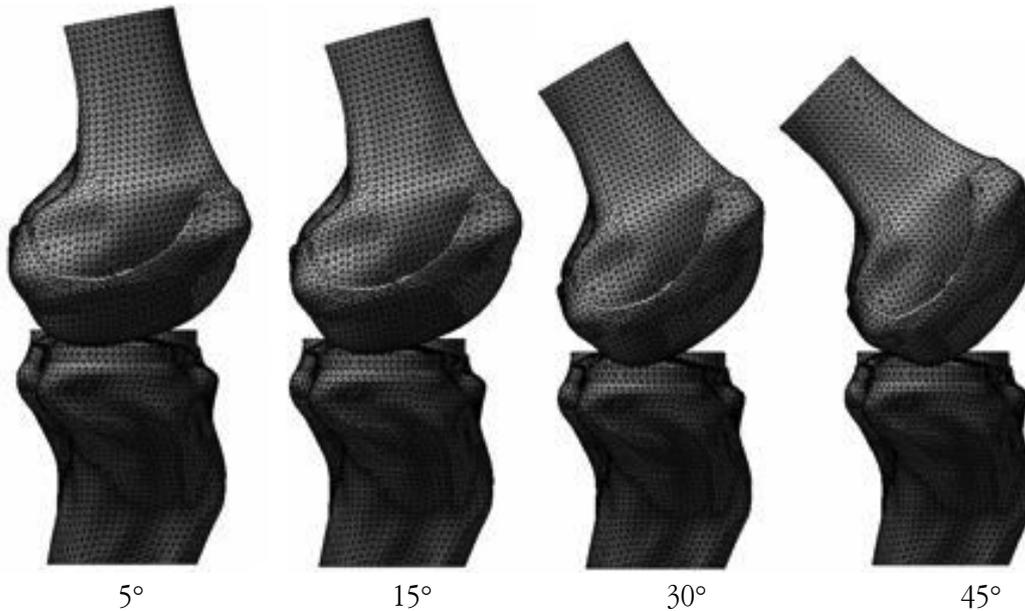


**Рис. 4.** Конечно-элементная модель кинематической цепи

Картины распределения эквивалентных напряжений по Мизесу исследовались при углах сгиба  $0^\circ$ ,  $5^\circ$ ,  $15^\circ$ ,  $30^\circ$  и различных формах поверхности мини-эндопротеза.

Предположение: верхняя часть бедренной кости и нижняя часть большеберцовой кости закреплены. Нижняя часть большеберцовой кости неподвижна. Верхняя часть бедренной кости смещается вниз. Между внутренними поверхностями хрящей и костями, а также между мини-эндопротезом и костью действует абсолютное сцепление. Между наружными поверхностями хрящей и поверхностью шляпки мини-эндопротеза справедливо условие непроникания (контактная задача).

Рассматривали четыре положения КС:  $5^\circ$ ,  $15^\circ$ ,  $30^\circ$  и  $45^\circ$  (рис. 5).



**Рис. 5.** Углы сгибания КС

Для каждого положения исследовали три варианта: интактный хрящ, хрящ с дефектом, хрящ с мини-эндопротезом (рис. 6).

Статистическая обработка количественных показателей ( $M \pm m$ ) проводилась с помощью статистического пакета "Microsoft® Excel 97". Достоверность отличий между полученными показателями оценивали с помощью t-критерия Стьюдента ( $p \leq 0,05$ ) [18].

## Результаты и их обсуждение

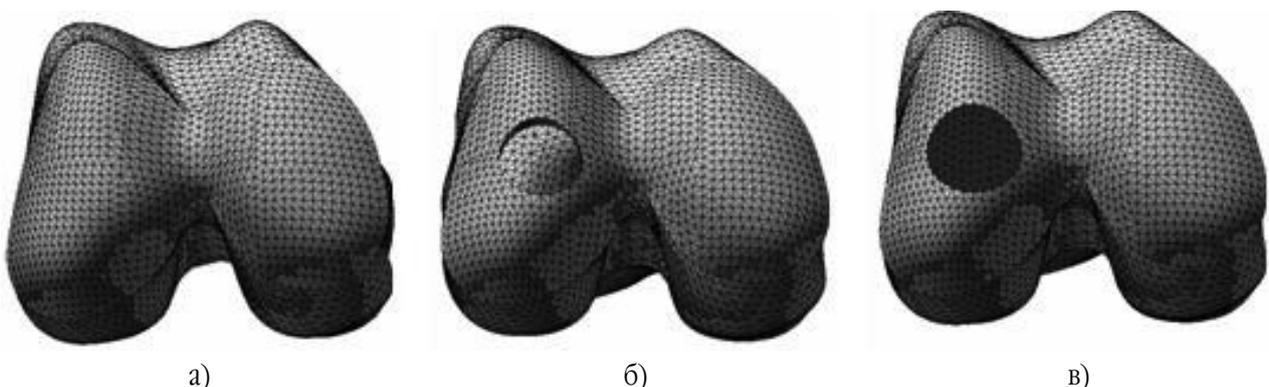
Результаты исследования схемы 1 приведены в таблице 2.

При изучении результатов подтвержден вывод, полученный на основе анализа формулы (1), о том, что плоская поверхность головки имплантата снижает эквивалентное напряжение Мизеса при углах сгибания от  $0^\circ$  до  $15^\circ$  (различия достоверны,  $P < 0,01$ ), но уже при  $30^\circ$  этот эффект исчезает. Имплантат с

совпадающей с поверхностью хряща головкой в меньшей степени снижает эквивалентное напряжение Мизеса при всех углах сгибания  $0^\circ$ ,  $5^\circ$ ,  $15^\circ$ ,  $30^\circ$  на 22,5%, 19,5%, 21,7% и 6,5% соответственно (различия достоверны,  $P < 0,01$ ).

Если имплантат ограничен плоской поверхностью, расчет дает наименьшие напряжения Мизеса при небольших углах сгибания. При увеличении угла сгибания на границах стыка поверхности головки имплантата с поверхностью хряща наблюдается существенный рост напряжений. Применение выступающего имплантата также приводит к значительному росту напряжений в нижнем хряще. Поэтому форма головки имплантата должна обеспечивать гладкий переход ограничивающей ее поверхности в поверхность протезированной кости.

Результаты сравнительного расчета эквивалентного напряжения Мизеса, возникающего при сгибании.



**Рис. 6.** Исследуемые состояния КС: а) здоровый КС; б) КС с ДХ; в) КС с мини-эндопротезом

Таблиця 2

**Влияние формы имплантата на эквивалентные напряжения Мизес (МПа) в области контакта**

Угол сгибания	Имплантат		
	выступающий	плоский	совпадающий с поверхностью хряща
00	4,887	2,217	4,315
5°	4,833	2,321	4,301
15°	4,502	3,171	4,276
30°	4,401	4,401	4,024

Таблиця 3

**Зависимость эквивалентных напряжений Мизеса (МПа) от угла сгибания колена**

Угол сгибания	Здоровый сустав	ДХ	Наличие имплантата
0°	3,521	6,357	4,315
5°	3,612	6,403	4,301
15°	3,514	8,960	4,276
30°	3,778	9,360	4,024

Таблиця 4

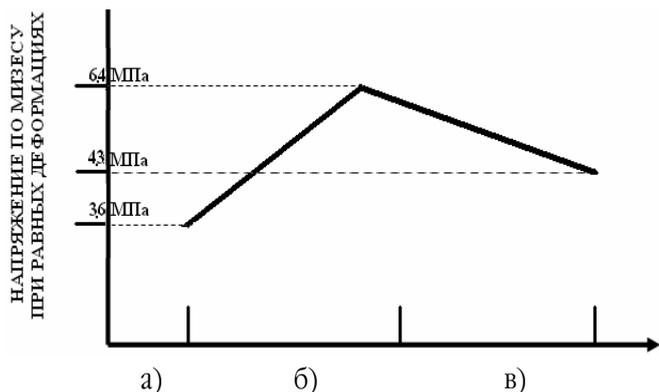
**Зависимость эквивалентных напряжений Мизеса (МПа) от угла сгибания КС**

Угол сгибания	Здоровый сустав	ДХ	Наличие имплантата
5°	2,879/2,512	5,735/3,335	2,255/3,600
15°	2,749/2,748	3,281/3,390	2,635/3,542
30°	3,093/2,793	2,797/2,680	3,030/3,057
45°	2,564/2,851	2,129/2,984	2,899/2,899

Полученные данные свидетельствуют, что мини-эндопротез приводит к уменьшению напряжений, возникающих в хряще, по сравнению с поврежденным хрящом. В то же время напряжения в протезированном хряще остаются более высокими по сравнению с таковыми здорового КС (рис. 7).

*Примечание:* числитель — мышелки бедренной кости; знаменатель — плато большеберцовой кости

Данные, приведенные в таблице 4, свидетельствуют, что в случае здорового сустава напряжения не превышают величину 3,093 МПа (угол сгибания 30°). Наличие ДХ приводит к росту напряжений, особенно в верхнем, поврежденном хряще. С увеличением угла сгибания наблюдается уменьшение указанных напряжений, так как область дефекта выходит из зоны контакта и взаимодействуют здоровые участки поверхностей верхнего и нижнего хрящей.



**Рис. 7.** Эквивалентные напряжения по Мизесу: а) в здоровом КС; б) КС с ДХ; в) КС с мини-эндопротезом

При исследовании схемы 2 установлено, что наименьшие значения эквивалентного напряжения по Мизесу обеспечиваются в зоне контакта здорового КС – 2,512 МПа. Максимальное напряжение наблюдается при ДХ – 5,735 МПа. Мини-эндопротез снижает это напряжение до 3,60 МПа.

Наличие имплантата приводит к росту напряжений по сравнению со здоровым суставом, но они ниже, чем в поврежденном, и не превышают допустимых значений (3,60 МПа, угол сгибания 5°). Наблюдается уменьшение напряжений с увеличением угла сгибания (начинают контактировать здоровые участки поверхностей верхнего и нижнего хрящей). Величины углов сгибания, при которых наблюдаются максимальные напряжения, зависят от конкретного места расположения дефекта.

Сознавая всю сложность, многогранность проблемы и ограниченность имеющегося фактического материала, следует всё же заключить, что имитационное моделирование НДС в кинематической цепи “бедренная кость – мини-эндопротез – большебер-

цовая кость” устраняет существенный недостаток экспериментальных методов исследования: технические (например, невозможность регистрации напряжений внутри кортикального слоя бедренной и большеберцовой костей [1, 2]) и биоэтические ограничения, не позволяющие моделировать сложные условия нагрузки системы “кость – имплантат”, отражающие реальную физиологическую активность человека.

Костная ткань обладает неравномерными механическими свойствами, что является следствием ее адаптационных свойств [11, 16]. Снижение физической активности, физиологические [4, 16] или возрастные особенности могут приводить к локальной потере прочности костных органов. В клинической практике это может обуславливать расхождение между реальным “поведением” органа и ожидаемым (моделируемым) результатом оперативного вмешательства. В ортопедической биомеханике множество исследований направлены на улучшение методик оперативного вмешательства [11], оптимизации используемых эндопротезов [7-10], но на практике, ввиду сложности прогнозирования поведения кинематической цепи и материала костной ткани [10-12], многие решения о тактике операции и выборе эндопротеза приходится принимать хирургу на месте. В связи с этим актуальной задачей становится оценка динамики напряжений тканей КС не в интегральном, а в распределенном смысле.

Исследуемая область имеет сложную геометрическую форму и гетерогенное распределение анизотропных механических свойств, поэтому для определения пространственного НДС системы “кость – имплантат” применим МКЭ.

## Выводы

На основе имитационного моделирования НДС в кинематической цепи “бедренная кость – мини-эндопротез – большеберцовая кость” оптимизирована форма поверхности имплантата, замещающего ДХ.

Наличие чрезмерной выпуклости поверхности головки имплантата или её существенное возвышение над поверхностью бедренной кости приведет к уменьшению эффективной площади контакта и, как следствие, увеличению эквивалентного напряжения по Мизесу. Такое увеличение приводит к избыточному давлению выступающего имплантата на большеберцовую кость и накоплению в ней предпатологических повреждений.

Использование плоского ограничения имплантата влечет за собой опасность возникновения напряжений на границах стыка поверхности головки имплантата с поверхностью протезированной кости. В свою очередь, это приводит к резкому увеличению

напряжений именно в области указанного стыка. Поэтому еще одним условием отсутствия больших напряжений является такая технология изготовления головки имплантата, которая бы обеспечивала гладкий переход ограничивающей ее поверхности в поверхность протезированной кости.

Наименьшие значения эквивалентного напряжения по Мизесу в поверхностном слое большеберцовой кости обеспечивает здоровая бедренная кость (2,512 МПа) – максимальное напряжение в зоне контакта. Наибольшие значения этого напряжения, а следовательно, и опасность развития предпатологических повреждений, имеют место в случае поврежденной бедренной кости (5,735 МПа). Наличие имплантата снижает эти напряжения по сравнению с поврежденной бедренной костью (3,60 МПа). Различия статистически достоверны ( $P < 0,01$ ). Этот факт обосновывает возможность использования мини-эндопротеза в клинической практике.

**Конфликт интересов:** авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов при подготовке статьи.

## Литература

1. *Salzmann, G.M. Hochrein, A. Articular Cartilage Repair of the Knee in Children and Adolescents / G.M. Salzmann, P. Niemeyer, A. Hochrein // Orthopaedic journal of sports medicine. – 2018. – Vol. 6 (3). – 2325967118760190. DOI: 10.1177/2325967118760190.*
2. *Маланин Д.А. Восстановление повреждений хряща в коленном суставе: экспериментальные и клинический аспекты / Д.А. Маланин, В.Б. Писарев, В.В. Новогадов. – Волгоград : Волгоградское научн. изд-во, 2010. – 455 с.*
3. *Страфун С.С. Диагностика та тактика лікування ушкоджень хряща при рецидиві передньомедіальної нестабільності колінного суглобу / С.С. Страфун, Р.О. Сергієнко, О.А. Костогриз // Вісник ортопедії, травматології та протезування. – 2012. – № 3. – С. 4–8.*
4. *Корж Н.А. Повреждение хряща коленного сустава / Н.А. Корж, М.Л. Головаха. – Запорожье : Просвіта, 2013. – 126 с.*
5. *Кушнер Ф.Д. Хирургия коленного сустава: руководство / Кушнер Ф.Д., Скотт Г.Д. ; пер. с англ. П.В. Красенкова. – М. : Медицинская литература, 2014. – 274 с.*
6. *Ковальчук В.М. Лікування хворих на гонартроз: одновіровосткове ендопротезування / В.М. Ковальчук, В.Л. Євсєєнко, І.М. Зазірний // Лучевая диагностика, лучевая терапия. – 2019. – № 1. – С. 81–88.*
7. *Вирва О.Є., Бурлака В.В. Напружено-деформовані стани в системі “ендопротез – кістка” (біомеханічне дослідження) / О.Є. Вирва, В.В. Бурлака // Ортопедія, травматологія і протезування. – 2012. – № 3. – С. 14–19.*
8. *Trad Z. Finite element analysis of the effect of high tibial osteotomy correction angle on articular cartilage loading / Z. Trad, A. Barkaoui, M. Chafra // Proc. Inst. Mech. Eng. – 2018. – Vol. 232. – P. 553–564. DOI: 10.1177/0954411918770706*
9. *Zach L. Design, analysis and verification of a knee joint oncological prosthesis finite element model / L. Zach, K. Lenka,*

R. Pavel // Computers in Biology and Medicine. – 2014. – Vol. 54. – P. 53–60.

10. Walker P.S. The design and pre-clinical evaluation of knee replacements for osteoarthritis / P.S. Walker // Journal of Biomechanics. – 2015. – Vol. 48. – P. 742–749.

11. Nedoma J. Mathematical and computational methods and algorithms in biomechanics of human skeletal systems: an introduction / J. Nedoma, J. Steblík, I. Hlavacek. – London : John Wiley & Sons, 2011. – 300 p.

12. Бережной Д.В. Расчет взаимодействия деформируемых конструкций с учетом трения в зоне контакта на основе метода конечных элементов / Д.В. Бережной, М.К. Сагдатуллин, Л.У. Султанов // Вестник Казанского технологического университета. – 2014. – Т. 17, № 14. – С. 478–481.

13. Levadnyi I. Numerical evaluation of bone remodelling and adaptation considering different hip prosthesis designs /

I. Levadnyi, J. Aurejcewicz, J.E. Gubaua // Clin. Biomech. – 2017. – Vol. 50, № 12. – P. 122–129.

14. Девятков С. Программы семейства COSMOS — универсальный инструмент конечно-элементного анализа / С. Девятков // CADmaster. – 2002. – № 1. – С. 17–23.

15. Gulati V. A CAD Paradigm for Generating Woodworking Motifs / V. Gulati, K. Singh, P. Katyal // International Journal of Computer Applications. – 2012. – Vol. 47 (5). – P. 38–40.

16. Березовский В.А. Биофизические характеристики тканей человека. Справочник / В.А. Березовский, Н.Н. Колотилов. – Киев : Наукова думка, 1990. – 224 с.

17. Колотилов Н.Н. Вода – новая точка зрения на предмет лучевой диагностики / Н.Н. Колотилов // Лучевая диагностика, лучевая терапия. – 2012. – № 1. – С. 63–69.

18. Петри А. Наглядная медицинская статистика: уч. пос. / А. Петри, К. Сэбин ; ред. В.П. Леонова. – М. : ГЭОТАР-Медиа, 2015. – 216 с.

### **Optimization of the Stress-Strain State of the Kinematic Chain “Femur – Mini Endoprosthesis – Tibia” by the Method of Finite Elements with Miniendoprosthetics of the Articular Surface of the Femoral Condyle**

*Kovalchuk V.M., Yevsieenko V.H., Zazirnyi I.M.*

*Clinical Hospital “Feofaniya” of the Agency of State Affairs, Kyiv*

**Summary.** Based on the simulation of the stress-strain state in the kinematic chain “femur – mini endoprosthesis – tibia”, the surface shape of the mini endoprosthesis replacing the articular cartilage defect has been optimized. Equivalent von Mises stress with functional loads decreases in the series: cartilage with a defect, cartilage with a mini endoprosthesis, intact cartilage. Differences are statistically significant. At bend angles of  $0^{\circ}$ ,  $5^{\circ}$ , and  $15^{\circ}$ , the von Mises stress depends on the surface shape of the mini endoprosthesis and decreases in the series: protruding shape, shape coinciding with the cartilage surface, flat shape.

**Key words:** stress-strain state, equivalent von Mises stress, articular cartilage, mini endoprosthesis.

### **Оптимізація напружено-деформованого стану кінематичного ланцюга “стегнова кістка – мініендопротез – великогомілкова кістка” методом скінчених елементів при мініендопротезуванні суглобової поверхні виростка стегнової кістки**

*Ковальчук В.М., Євсєєнко В.Г., Зазірний І.М.*

*Клінічна лікарня “Феофанія” ДУС, м. Київ*

**Резюме.** На основі моделювання напружено-деформованого стану в кінематичному ланцюзі “стегнова кістка – мініендопротез – великогомілкова кістка” оптимізована форма поверхні мініендопротеза, що заміщує дефект суглобового хряща. Еквівалентні напруги за Мізесом при функціональних навантаженнях зменшуються в ряду: хрящ з дефектом, хрящ з мініендопротезом, інтактний хрящ. Відмінності статистично достовірні. При кутах згинання  $0^{\circ}$ ,  $5^{\circ}$  і  $15^{\circ}$  напруга за Мізесом залежить від форми поверхні мініендопротеза і зменшується в ряду: виступаюча форма; форма, що збігається з поверхнею хряща; пласка форма.

**Ключові слова:** напружено-деформований стан, еквівалентні напруги за Мізесом, суглобовий хрящ, мініендопротез.