

УДК 616.728.3-018.3-001.5:612.76

ЛАЗАРЕВ І.А.¹, КОСТОГРИЗ О.А.¹, КРИЩУК М.Г.², СКИБАН М.В.¹¹ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України»²Національний технічний університет України «КПІ», м. Київ

КОНЦЕПТУАЛЬНА БІОМЕХАНІЧНА МОДЕЛЬ ВИНИКНЕННЯ СТРУКТУРНИХ ЗМІН У ТІБІОФЕМОРАЛЬНІЙ ДІЛЯНЦІ КОЛІННОГО СУГЛОБА ПРИ ТРАВМІ

Резюме. Співвідношення різних механічних властивостей субхондральної кістки, менісків, суглобового хряща ділянки колінного суглоба залежно від їх структурно-функціонального стану обумовлюють їх пріоритетне uszkodження внаслідок травми. За даними біомеханічного імітаційного моделювання методом скінченних елементів вивчено механізм руйнування структур колінного суглоба в умовах гострої травми. Досліджували напруження та деформації в моделі колінного суглоба в режимі звичайних умов навантаження середньостатистичною масою тіла 75 кг та при імітації стрибка на ногу з висоти 1 м. Послідовність та ступінь uszkodження внутрішньосуглобових структур тібіофemorальної ділянки при динамічному навантаженні значно залежить від структурно-функціонального стану кісткової та хрящової тканин в зоні контакту. Динамічне навантаження при нормальному структурно-функціональному стані кісткової та хрящової тканин у тібіофemorальній ділянці не перевищує межі міцності субхондральної кістки стегнового та великогомілкового компонентів колінного суглоба. Напруження і деформації більші на великогомілковій кістці, ніж на стегновій. Руйнація хряща стегнового компонента відбувається швидше тому, що він отримує більші напруження, ніж хрящ великогомілкового компонента. В умовах склеротичних змін суглобового хряща динамічне навантаження може викликати компресійний перелом субхондральної кістки великогомілкового компонента за рахунок зниження в'язкопружних амортизаційних властивостей хряща. У такому випадку зростає навантаження на меніски, що при наявності дегенеративних змін може викликати їх uszkodження. В умовах хондромалачії у тібіофemorальній зоні динамічне навантаження може призвести до форсованої втрати рідини матриксом суглобового хряща стегнового компонента з його подальшою деструкцією, uszkodженням субхондральної кістки великогомілкового компонента з виникненням субхондрального набряку або гематоми. Зі збільшенням відхилення механічних властивостей тканин колінного суглоба від нормальних руйнуючий ефект динамічного навантаження збільшується при менших зусиллях. За визначенням параметра Надаї — Лоде при дії екстремальних величин дотичних напружень, що обумовлені максимальною різницею головних напружень, можливе руйнування в товщі субхондральної зони великогомілкової кістки.

Ключові слова: біомеханічне імітаційне моделювання, скінченно-елементне моделювання, тібіофemorальна зона, напруження та деформації.

Вступ

В умовах технічного прогресу збільшується питома вага високоенергетичних травматичних uszkodжень колінного суглоба (КС), що становить 10–24 % від загальної кількості uszkodжень нижньої кінцівки [1], сягаючи 80 % у популяції молодого віку [2]. Частка ізольованого та поєданого uszkodження хряща колінного суглоба становить 48–61,5 % [3].

Співвідношення різних механічних властивостей субхондральної кістки, менісків, суглобового хряща ділянки колінного суглоба обумовлюють їх пріоритетне uszkodження внаслідок дії травмуючого фактора. Ушкодження тканин тібіофemorальної ділянки внаслідок травми відбувається по-різному, залежно від їх первинного стану. Дегенеративно-дистрофічні зміни, остеопороз, застарілі uszkodження менісків при гострій

травмі колінного суглоба суттєво впливають також і на масштаби uszkodження його структур.

Деякі uszkodження тканин в тібіофemorальній зоні в найближчий післятравматичний період виявити досить тяжко. Так, руйнування субхондральної кістки при МРТ-дослідженні виглядає як субхондральний набряк з накопиченням (або без нього) рідини (гематоми) у субхондральній ділянці. Руйнування суглобового хряща після травм колінного суглоба досить часто діагностується під час хірургічних артроскопічних втручань, воно являє собою ділянки пом'якшення хряща з його флук-

© Лазарев І.А., Костогриз О.А., Крищук М.Г., Скибан М.В., 2014

© «Травма», 2014

© Заславський О.Ю., 2014

туацією. Тобто спостерігаються структурні зміни, які викликані швидкою втратою води матриксом колагену та відшаруванням хряща від субхондральної кістки.

Мета дослідження — створення концептуальної моделі ушкодження субхондральної кістки та суглобового хряща в тібіофemorальній зоні в умовах гострої травми залежно від механічних властивостей тканин колінного суглоба на основі біомеханічного імітаційного скінченно-елементного моделювання.

Матеріали та методи

Механізм ушкодження тканин КС вивчали шляхом визначення напружено-деформованого стану (НДС) елементів колінного суглоба — субхондральної кістки стегнового та великогомілкового компонента, суглобового хряща, що покриває дистальний епіфіз стегнової кістки та проксимальний епіфіз великогомілкової кістки, менисків. Розв'язок задачі зведено до рішення системи диференціальних рівнянь із граничними умовами, які представлені системою лінійних алгебраїчних рівнянь.

Для ізотропного пружного тіла рівняння рівноваги мають такий вигляд:

$$\nabla^2 \sigma_{ij} + \frac{1}{1+\nu} \sigma_{kk,ij} = -(X_{i,j} + X_{j,i}) - \frac{\nu}{1-\nu} \sigma_{ij} X_{k,k},$$

у напруженнях або в переміщеннях (рівняння Нав'є):

$$\nu u_{i,ji} + (\lambda + \mu) u_{j,ji} + X_i = 0 \left(\rho \frac{\partial^2 u_j}{\partial t^2} \right).$$

Останні отримані шляхом вираження деформації через напруження співвідношення підставлені в умови сумісності деформацій.

Для розрахунків прийнятий сагітальний розріз колінного суглоба (рис. 1), за яким створено спрощену імітаційну комп'ютерну модель (рис. 2). На початковому етапі проведено статичний розрахунок програмними засобами ANSYS [4].

На рис. 3 наведені граничні умови, що забезпечують достатню точність рішення задачі. Статичне навантаження силою 750 Н прикладене по вісі стегнової кістки, яке імітує звичайні умови навантаження середньостатистичною масою тіла 75 кг при одноопорному стоянні. Жорстке обмеження переміщень на моделі здійснено на рівні верхньої третини великогомілкової кістки, забезпечено обмеження переміщення стегнової кістки в горизонтальній площині.

Побудовано скінченно-елементну модель компонентів колінного суглоба (рис. 4), в якій нараховано 619 495 точок та 137 598 елементів, кількість яких достатня для забезпечення необхідної точності розрахунків.

На подальшому етапі задали умови навантаження моделі колінного суглоба, які імітують стрибок людини масою 75 кг (750 Н) на одну ногу з висоти 1 м. Для вирішення динамічної задачі використовували коефіцієнт динамічності K_δ :

$$K_\delta = 1 + \sqrt{1 + \frac{2H}{\delta_c}},$$

де H — висота, з якої здійснено стрибок (1000 мм), δ_c — статичне переміщення.

$$\delta_c = \varepsilon \cdot l,$$

де ε — деформації на стегнової кістці (значення 1,4626 мм/мм отримані з рис. 6); l — довжина розрахункової моделі (в нашому випадку 220,00 мм).

$$\delta_c = 321,77 \text{ мм, тоді } K_\delta = 3,69.$$

Для визначення динамічних параметрів статичні показники помножено на K_δ :

$$\begin{aligned} \delta_\delta &= K_\delta \cdot \delta_c, \\ P_\delta &= K_\delta \cdot P_c, \\ \sigma_\delta &= K_\delta \cdot \sigma_c, \end{aligned}$$

де σ_c — статичне напруження; P_c — статичне навантаження.

Розрахунки здійснювали в таких умовах. Модель навантажували силою 750 Н з урахуванням K_δ при різних варіантах комбінації структурних механічних властивостей суглобового хряща та субхондральної кістки стегнового та великогомілкового компонентів колінного суглоба.

У 1-му варіанті розглянуто нормальні структурні властивості суглобового хряща (100 %) та субхондральної кістки (100 %).

У 2-му варіанті — комбінацію нормальних структурних властивостей субхондральної кістки (100 %) та умов склеротичних змін в суглобовому хрящі з підвищенням його щільності до 130 % від норми.

У 3-му варіанті — комбінацію нормальних структурних властивостей субхондральної кістки (100 %) та умов зниження пружноеластичних властивостей суглобового хряща із зниженням його щільності до 70 % від норми — імітація явищ хондромалатії.

У 4-му варіанті — комбінацію нормальних структурних властивостей суглобового хряща (100 %) та умов зниження нормальних структурних властивостей (щільності) субхондральної кістки до 70 % від норми — імітація явищ остеопенії.

У 5-му варіанті — комбінацію нормальних структурних властивостей суглобового хряща (100 %) та умов збільшення показників щільності субхондральної кістки до 130 % від норми — імітація явищ остеосклерозу.

Механічні властивості кісткової і хрящової тканини (коефіцієнт Пуасона, модуль Юнга), що прийняті для кожного з варіантів розрахунків, наведені в табл. 1.

Оскільки для розрахунку використовувались матеріали з лінійними властивостями, існує можливість аналітично визначити зміни напружень та деформацій на елементах моделі при стрибку з висоти 1 метр на одну ногу в умовах різних варіантів комбінації механічних властивостей суглобового хряща та субхондральної кістки стегнового та великогомілкового компонента колінного суглоба.

За границю міцності для губчастої субхондральної кістки і суглобового хряща консервативно прийнято значення 3,5 МПа.

Усі розрахунки проводились засобами програмного пакета ANSYS. Коефіцієнт динамічності K_δ визначено для кожного з варіантів комбінації структурних механічних властивостей тканин (табл. 2).

ня НДС наведені на рис. 12–15 для всіх розрахункових режимів.

Аналіз отриманих результатів виявив деякі закономірності НДС в тібіофemorальній зоні. Так, при статичному навантаженні масою тіла зміни механічних властивостей структур у цій ділянці суттєво не впливали на зміни напружень ($\Delta = \pm 0,01$) у хондральній і субхондральній ділянках стегнової та великогомілкової кісток. Незначимими були і зміни показників деформацій у субхондральних ділянках стегнової кістки, при зміні механічних властивостей структур у контактних зонах КС. Рівень деформацій суглобового хряща стегнового та великогомілкового компонента закономірно зменшувався на 23 % в умовах його склеротичних змін та збільшувався на 44 % в умовах хондромалії. Спостерігали значне зростання показників напружень на меніску (на 31 %) при моделюванні явищ склеротичних змін суглобового хряща. При цьому рівень деформацій зменшився на 21 %. В умовах хондромалії, навпаки, зростали величини деформацій меніска — майже на 46 % при незмінних рівнях напружень (2,18 МПа). Рівень деформацій на субхондральній кістці великогомілкового компонента збільшився майже у 2,5 раза в умовах остеопенії, в інших випадках — залишався майже незмінним.

Динамічне навантаження (стрибок з висоти 1 м) для умов із нормальними механічними властивостями тканин в тібіофemorальній зоні викликало зростання рівня напружень на субхондральній кістці стегнового компонента майже в 3,7 раза та деформацій у 3,9 раза порівняно з показниками при статичному навантаженні. На субхондральній кістці великогомілкового компонента напруження та деформації збільшилися у 3,7 та 3,4 раза відповідно. Значення цих показників перевищували границі міцності кісткової тканини тільки для великогомілкового компонента — на 6 %. Суглобовий хрящ стегнового та великогомілкового компонентів реагував на динамічне навантаження закономірним збільшенням деформацій та переміщень. Тобто для м'якопружних еластичних тканин характерно зростання величин деформацій, що випереджають зростання величин напружень. Отримані показники напружень та деформацій суглобового хряща в контактній ділянці не перевищували рівня допустимих.

Зміни механічних властивостей структур в тібіофemorальній зоні впливали на НДС елементів моделі КС. Зростання напружень в субхондральній ділянці стегнової кістки на 9 % при майже незмінних показниках деформацій спостерігали в умовах склеротичних змін

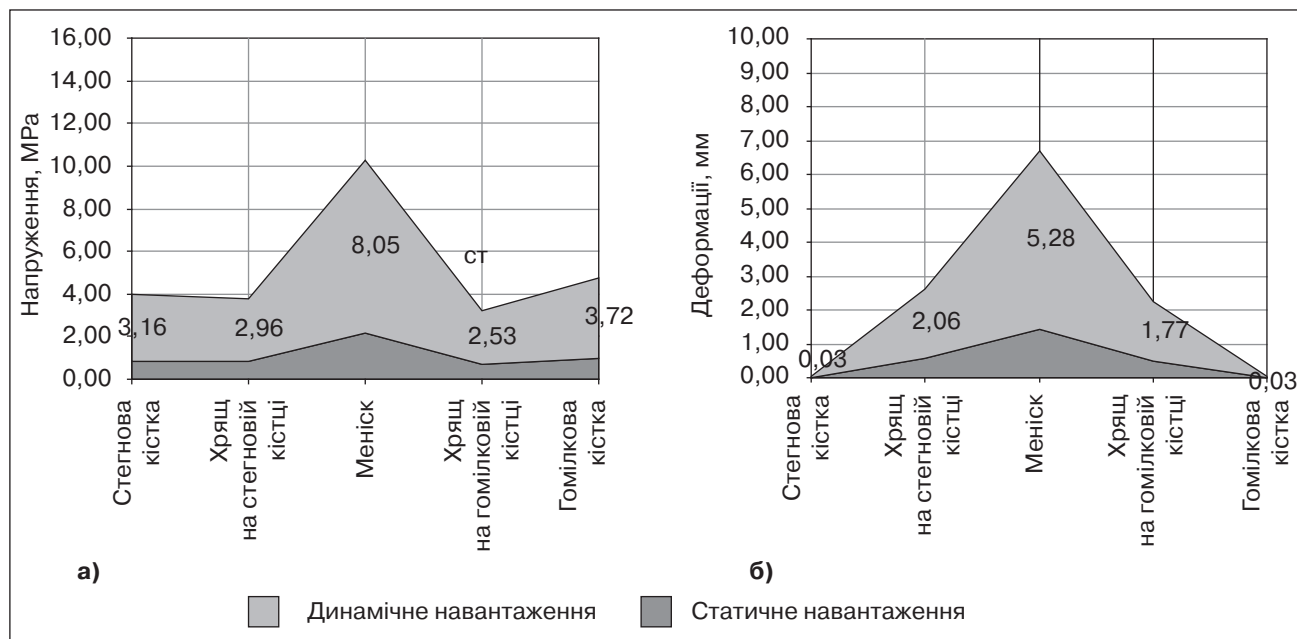


Рисунок 12. Напруження (а) та деформації (б) на структурах колінного суглоба при нормальних властивостях тканин

Таблиця 4. Склеротичні зміни в суглобовому хрящі (2-й варіант)

Елемент моделі	Статичне навантаження			Динамічне навантаження		
	σ_{\max} , МПа	ϵ_{\max} , мм	δ , %	σ_{\max} , МПа	ϵ_{\max} , мм	δ , %
Стегнова кістка	0,858	0,007	0,758	3,441	0,029	3,042
Хрящ стегнової кістки	0,805	0,429	1,618	3,228	1,722	6,490
Меніск	2,865	1,126	4,336	11,493	4,519	17,397
Великогомілкова кістка	1,010	0,009	0,650	4,050	0,034	2,609
Хрящ великогомілкової кістки	0,686	0,37	1,265	2,751	1,483	5,073

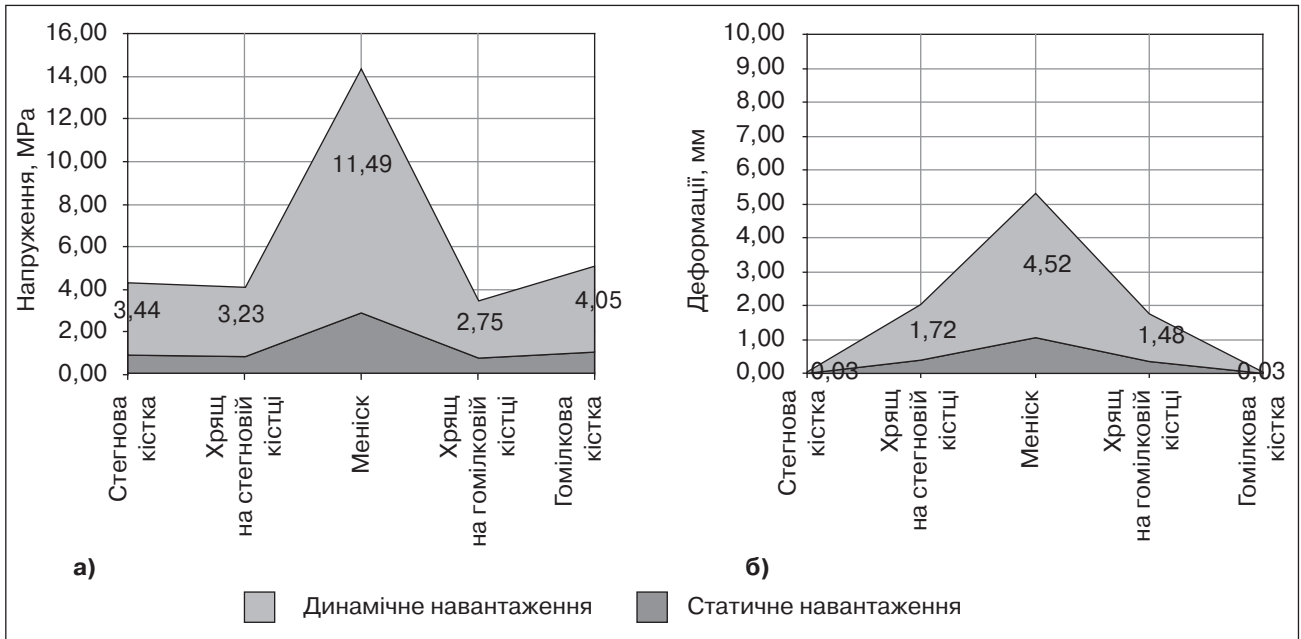


Рисунок 13. Напруження (а) та деформації (б) на структурах колінного суглоба при склеротичних змінах в суглобовому хрящі

Таблиця 5. Хондромаліяція (3-й варіант)

Елемент моделі	Статичне навантаження			Динамічне навантаження		
	σ_{max} , МПа	ϵ_{max} , мм	δ , %	σ_{max} , МПа	ϵ_{max} , мм	δ , %
Стегнова кістка	0,858	0,007	0,758	2,843	0,024	2,513
Хрящ стегнової кістки	0,804	0,797	3,003	2,664	2,640	9,952
Меніск	2,182	2,087	8,035	7,231	6,917	26,631
В/гомілкова кістка	1,010	0,009	0,650	3,346	0,028	2,155
Хрящ в/гомілкової кістки	0,685	0,686	2,348	2,272	2,275	7,780

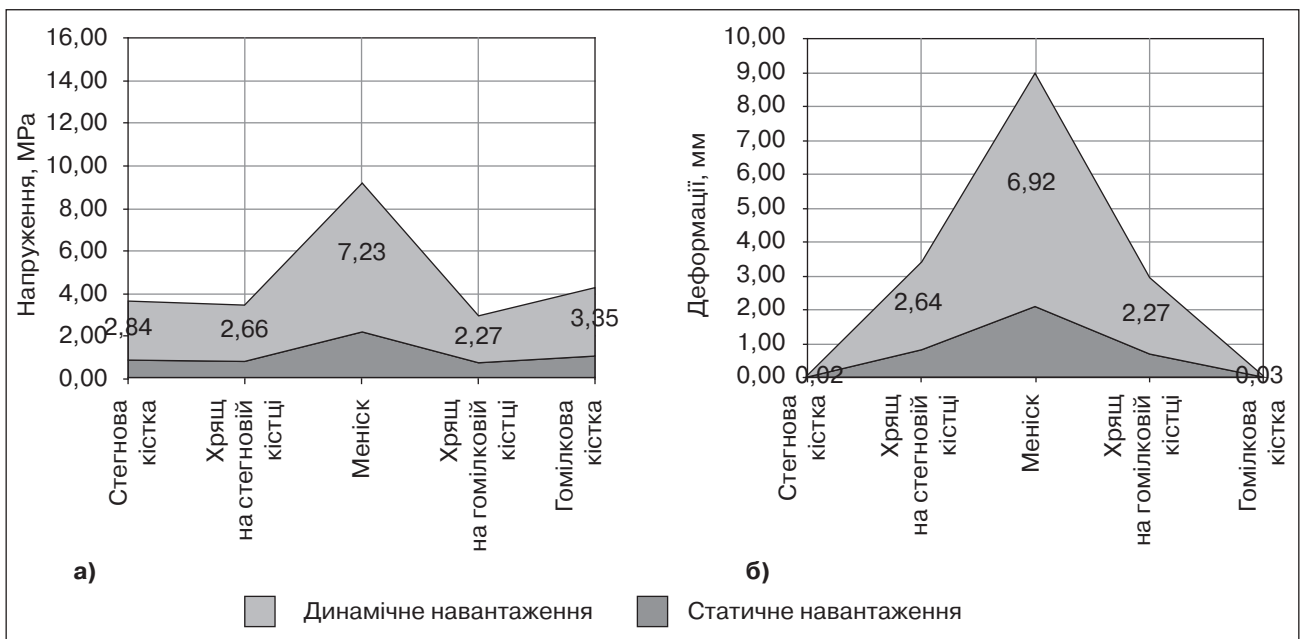


Рисунок 14. Напруження (а) та деформації (б) на структурах колінного суглоба при хондромаліяції

в суглобовому хрящі з підвищенням його щільності. В інших умовах напруження в субхондральній ділянці стегнової кістки залишалися в межах міцності тканин. Показники деформацій в цій ділянці зростали в 1,4 раза в умовах моделі остеопенії, однак не перевищували допустимі рівні. Зростання напружень на субхондральній кістці великогомілкового компонента відбувалося значно більше. Так, в умовах склеротичних змін в суглобовому хрящі зростання показників напружень на ньому перекладало зусилля на субхондральну кістку, викликаючи зростання показників напружень на ній до значень 4,0 МПа, що могло призвести до зміни структури кісткової тканини. В усіх інших умовах значення напружень перевищували рівень допустимих напружень

лише на 6 % порівняно із статичними умовами навантаження кінцівки. Суглобовий хрящ закономірно реагував на динамічне навантаження зростанням показників деформацій на стегновому та великогомілковому компонентах в умовах хондромалії. При цьому рівень деформацій суглобового хряща на 32 % перевищував його товщину на феморальному компоненті та на 14 % — на великогомілковому компоненті. Враховуючи супутні великі показники переміщень на суглобовому хрящі, з певною мірою вірогідності можна стверджувати про можливе його травматичне uszkodження в умовах хондромалії за рахунок форсованої втрати рідини матриксом хряща та подальшої його деструкції.

При комбінації нормальних структурних власти-

Таблиця 6. Остеопенія (4-й варіант)

Елемент моделі	Статичне навантаження			Динамічне навантаження		
	σ_{\max} , МПа	ϵ_{\max} , мм	δ , %	σ_{\max} , МПа	ϵ_{\max} , мм	δ , %
Стегнова кістка	0,846	0,010	1,071	3,117	0,038	3,947
Хрящ стегнової кістки	0,805	0,558	2,103	2,965	2,056	7,750
Меніск	2,188	1,465	5,640	8,061	5,397	20,779
Великогомілкова кістка	1,021	0,022	1,710	3,763	0,082	6,30
Хрящ великогомілкової кістки	0,686	0,481	1,644	2,527	1,771	6,057

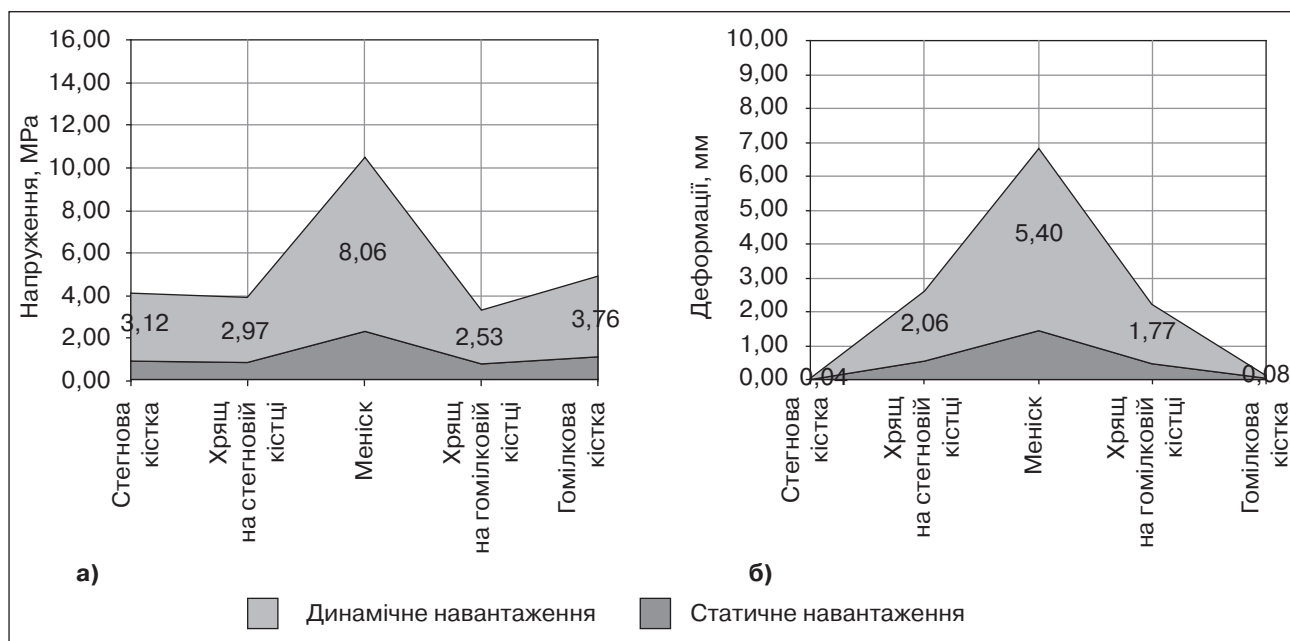


Рисунок 15. Напруження (а) та деформації (б) на структурах колінного суглоба при остеопенії

Таблиця 7. Остеосклероз (5-й варіант)

Елемент моделі	Статичне навантаження			Динамічне навантаження		
	σ_{\max} , МПа	ϵ_{\max} , мм	δ , %	σ_{\max} , МПа	ϵ_{\max} , мм	δ , %
Стегнова кістка	0,878	0,006	0,580	3,237	0,020	2,139
Хрящ стегнової кістки	0,804	0,558	2,103	2,963	2,057	7,756
Меніск	2,182	1,461	5,626	8,047	5,388	20,745
Великогомілкова кістка	1,01	0,007	0,502	3,722	0,024	1,849
Хрящ великогомілкової кістки	0,685	0,481	1,644	2,527	1,772	6,062

востей субхондральної кістки (100 %) та склеротичних змін в суглобовому хрящі з підвищенням його щільності до 130 % від норми у тібіофemorальній зоні динамічне навантаження призводило до значного, майже у 4 рази, зростання напружень та деформацій на субхондральній кістці великогомілкового компонента, перевищуючи максимально допустимі рівні напружень на 16 %. За результатами розрахунків, відбувалося зростання напружень і на власне суглобовому хрящі стегнового компонента, не перевищуючи допустимого рівня. Суглобовий хрящ великогомілкового компонента реагував на динамічне навантаження збільшенням переміщень до 5,07 %, але показники напружень та деформацій не перевищували рівня допустимих величин.

При комбінації нормальних структурних властивостей субхондральної кістки (100 %) та зниження пружноеластичних властивостей суглобового хряща до 70 % від норми (хондромаліяція) у тібіофemorальній зоні динамічне навантаження (стрибок з висоти 1 м) призводило до зростання показників напружень на субхондральній кістці великогомілкового компонента у зоні контакту, наближаючись до межі допустимих значень міцності, при цьому показники деформацій залишалися незмінними. На цьому тлі відзначалося одночасне зростання показників деформацій до 2,64 мм та переміщень — до 10 % на суглобовому хрящі стегнового компонента при майже незмінних показниках напружень. Рівень деформацій на 32 % перевищував товщину хряща в цій ділянці, що може викликати його пошкодження. Суглобовий хрящ великогомілкового компонента реагував на динамічне навантаження також збільшенням переміщень до 8 %, але показники напружень та деформацій не перевищували рівень допустимих величин.

При комбінації нормальних структурних властивостей суглобового хряща (100 %) та зниження нормальних структурних властивостей (щільності) субхондральної кістки до 70 % від норми (імітація явищ

остеопенії) у тібіофemorальній зоні динамічне навантаження (стрибок з висоти 1 м) призводило до збільшення показників напружень на субхондральній кістці великогомілкового компонента у зоні контакту, що на 8 % перевищують рівень допустимих напружень. Показники переміщень збільшувалися у 2,6 раза порівняно з нормальними механічними властивостями тканин КС, при цьому показники деформацій збільшилися незначно. Спостерігали зростання переміщень (зминання) кісткової тканини стегнового компонента на 41,2 % та на 163 % — великогомілкової кістки порівняно з інтактною кістковою структурою при незначних змінах показників напружень та деформацій. Суглобовий хрящ стегнового та великогомілкового компонентів реагував на динамічне навантаження незначним збільшенням переміщень (8 та 6 % відповідно), при цьому показники напружень та деформацій не перевищували рівня допустимих.

При комбінації нормальних структурних властивостей суглобового хряща (100 %) та збільшення показників щільності субхондральної кістки до 130 % від норми (остеосклероз) у тібіофemorальній зоні динамічне навантаження (стрибок з висоти 1 м) призводило до збільшення показників напружень на субхондральній кістці великогомілкового компонента у зоні контакту, на 6 % перевищуючи рівень допустимих напружень. Показники переміщень та деформацій залишилися майже незмінними. Субхондральна кістка стегнового компонента реагувала на навантаження помірно, показники напружень та деформацій також залишились майже незмінними порівняно з показниками інтактної кісткової структури. Суглобовий хрящ стегнового та великогомілкового компонента реагував на динамічне навантаження збільшенням переміщень до 8 та 6 % відповідно, але показники напружень та деформацій не перевищували рівень допустимих.

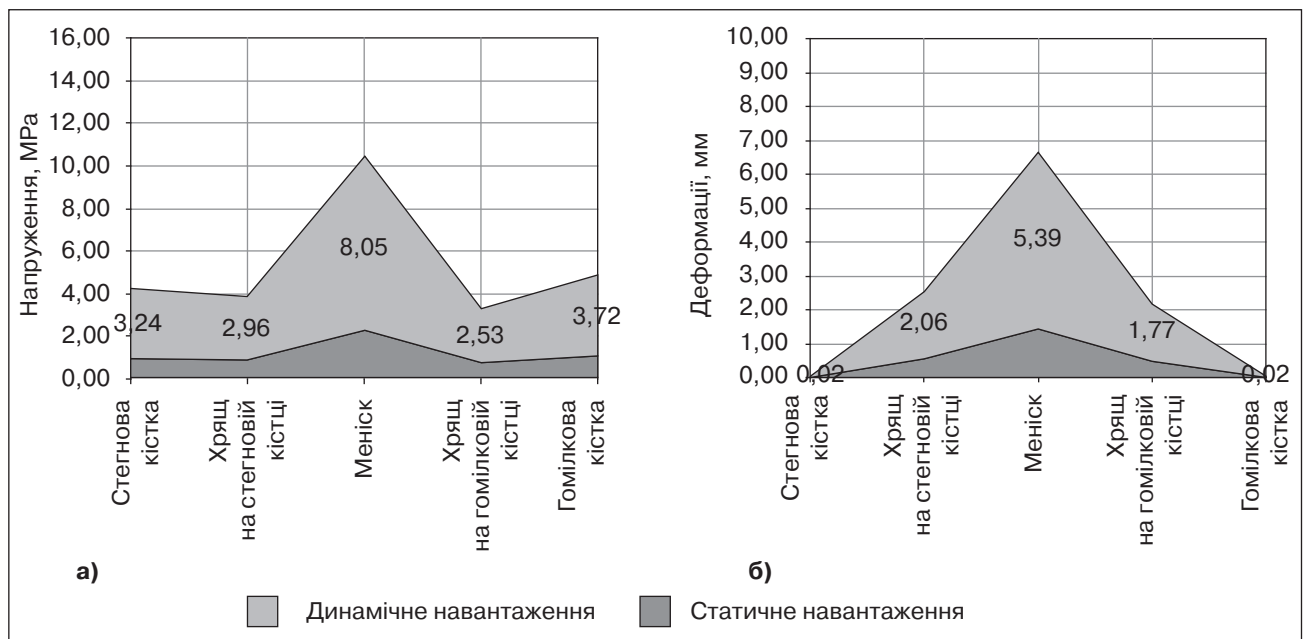


Рисунок 16. Напруження (а) та деформації (б) на структурах колінного суглоба при остеосклерозі

Таким чином, основні напруження при динамічному навантаженні виникають на субхондральній кістці великогомілкового компонента. Їх рівень знаходиться на межі міцності кісткової тканини, а в умовах склеротичних змін суглобового хряща на 15 % перевищує показники допустимих значень. Найбільші напруження виникають при склеротичних змінах в суглобовому хрящі з можливим ушкодженням всіх суглобових структур. Максимальні деформації на субхондральній кістці спостерігаються при явищах остеопенії. Максимальні деформації на суглобовому хрящі КС відмічаються при явищах хондромалії.

Напруження на субхондральній кістці і суглобовому хрящі великогомілкового компонента не перевищували показники допустимих значень лише в умовах хондромалії суглобового хряща.

Деформації на кісткових елементах моделі набагато менші, ніж на суглобовому хрящі. З графіків, наведених вище, випливає, що механічні властивості хряща та субхондральної кістки суттєво впливають на розподіл напружень та деформацій у моделі КС. Збільшення або зменшення щільності одних елементів призводить до зміни величин міцності та можливості протидії навантаженню інших елементів контактної зони КС. Найбільші напруження в моделі виникають в умовах, коли збільшується щільність суглобового хряща та він стає більш жорстким (2-й варіант), як це спостерігається в умовах його дегенеративних змін. Зумовлено це тим, що різко знижується еластичність хряща та втрачається його здатність до демпферування навантажень у КС. Найбільші градієнти деформацій спостерігаються у розрахункових варіантах моделей КС: для хряща — у 3-му варіанті, для кістки — у 4-му варіанті.

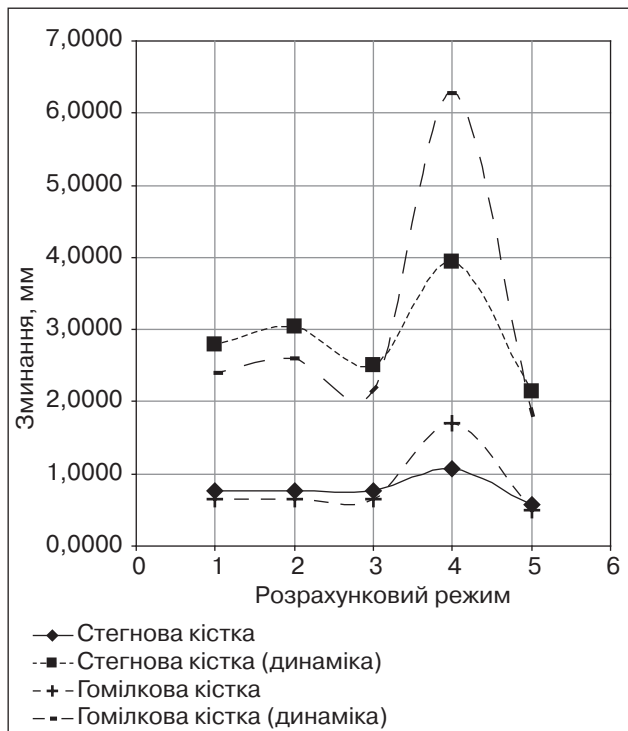


Рисунок 17. Переміщення в субхондральних ділянках кісткової тканини моделі КС

В усіх варіантах динамічне навантаження викликало значні переміщення (Total Deformations) на меніску та суглобовому хрящі стегнового і великогомілкового компонентів. Тобто кінетична енергія динамічного навантаження сприймається та нейтралізується потенціальною енергією деформування меніска та хряща. Поглинання кінетичної енергії стрибка відбувається спочатку менісками, які сприймають навантаження та пружно деформуються. Максимальні деформації менісків в подальшому передаються на суглобовий хрящ стегнового та великогомілкового компонента КС, на якому зростають рівні напружень та деформацій. І в останній момент ці загальні напруження передаються на субхондральну кістку стегнового та великогомілкового компонента, що найменш толерантна до деформацій. У такому випадку можливе зростання рівня напружень на кістковій тканині в зоні контакту суглобових поверхонь із наступним їх ушкодженням (зминанням) при збільшенні навантаження або зменшенні механічної міцності кісткової тканини в умовах остеопорозу. Із збільшенням м'якості та еластичності тканин величини деформацій закономірно зростають, а напружень — зменшуються.

Як бачимо з рис. 12–16, значні напруження й деформації, навіть за умови нормального стану усіх структур КС, виникають на меніску. При динамічному навантаженні (стрибок) показники механічних напружень та деформацій можуть перевищувати границю міцності тканини меніска з його руйнуванням. Особливо це має місце у випадку, коли меніск стає більш жорстким. Отже, зі зниженням еластичності меніска в ньому виникають більші напруження. Чим більша еластичність меніска, тим величини напружень в ньому менші, при незмінних величинах деформацій.

Важливим моментом є виникнення значних переміщень (зминання) елементів субхондральної кісткової тканини великогомілкового компонента моделі КС (рис. 17) під час імітації динамічного навантаження (стрибка). Деформації на кісткових елементах моделі набагато менші, ніж на суглобовому хрящі, тому такі показники переміщень свідчать про порушення структури субхондральної кістки.

Пояснити виникнення ушкодження саме в товщі субхондральної кістки великогомілкового компонента можна за визначенням параметра Надаї — Лоде при дії екстремальних величин дотичних напружень [6]. Межа між видами об'ємного напруженого стану біологічних тканин колінного суглоба (рис. 18) відповідає тим значенням головних напружень, при яких за визначенням χ (параметр Надаї — Лоде) інтервал його зміни відповідає домінуючим деформаціям розтягу (якщо $-1,0 < \chi < 0,5$), стискання (якщо $-0,5 < \chi < +0,5$) та зсуву (якщо $0,5 < \chi < 1,0$).

Резерв міцності S деформівних сполучених тіл при навантаженні моделі КС може бути визначений за умови неперевищення межі допустимих станів:

$$S = R - F > 0,$$

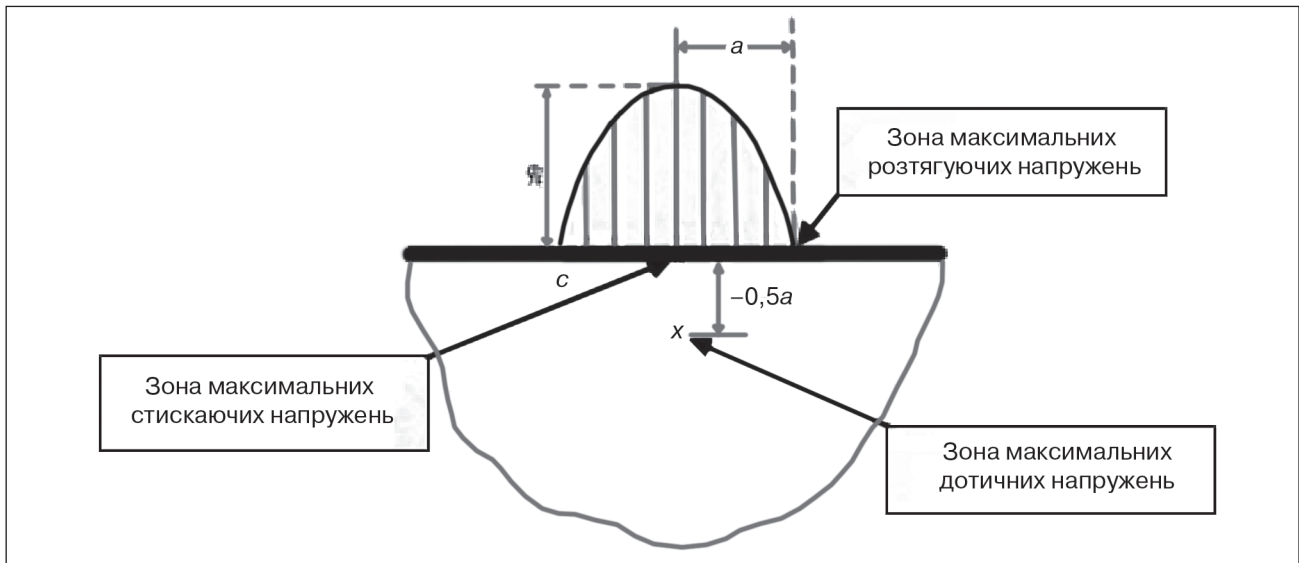


Рисунок 18. Розташування максимумів розтягуючих і стискаючих головних напружень на поверхні та дотичних напружень в об'ємі великогомілкової кістки під дією силової взаємодії контактуючих поверхонь КС

де F — сила зовнішнього навантаження, найбільше значення зусилля (або напруження) в моделі КС (задача визначення напруженого стану передбачається вирішеною); R — узагальнена міцність, несуча здатність (виражена в тих же одиницях, що і параметр F) відповідає граничному стану моделі КС за відомими величинами межі міцності.

При будь-яких законах розподілу випадкових величин R і F математичне очікування і дисперсія резерву міцності S може бути визначена як:

$$\langle S \rangle = \langle R \rangle - \langle F \rangle; \sigma(S) = \sqrt{\sigma^2(R) + \sigma^2(F)}.$$

Для функції нормального розподілу резерву міцності S імовірність втрати надійності може бути представлена виразом:

$$Q = Q(S < 0) = P_s(0) = \frac{1}{\sigma(S)\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^0 \exp\left[-\frac{(S - \langle S \rangle)^2}{2\sigma^2(S)}\right] dS.$$

Цим можна спрогнозувати ушкодження саме в товщі субхондральної ділянки великогомілкової кістки, коли залишаються неушкодженими меніски та суглобовий хрящ. Така картина досить часто спостерігається клініцистами на МРТ-сканах та під час артроскопічних втручань.

Висновки

1. Послідовність та ступінь ушкодження внутрішньосуглобових структур тібіофemorальної ділянки при динамічному навантаженні (стрибок) залежить від структурно-функціонального стану кісткової та хрящової тканин в зоні контакту.

2. Динамічне навантаження (стрибок на одну ногу з висоти 1 м) в умовах нормального структурно-функціонального стану кісткової та хрящової тканин у тібі-

офemorальній ділянці не перевищує межі міцності субхондральної кістки стегнового та великогомілкового компонентів колінного суглоба. При цьому напруження і деформації більші на великогомілкової кістці, ніж на стегновій.

3. Руйнація хряща стегнового компонента відбувається швидше у зв'язку з тим, що він отримує більші напруження, ніж хрящ великогомілкового компонента.

4. В умовах склеротичних змін суглобового хряща динамічне навантаження може викликати компресійний перелом субхондральної кістки великогомілкового компонента за рахунок зниження в'язкопружних амортизаційних властивостей хряща. В такому випадку зростає навантаження на меніски, яке при наявності дегенеративних змін може викликати їх ушкодження.

5. В умовах хондромалії у тібіофemorальній зоні динамічне навантаження може призвести до форсованої втрати рідини матриксом суглобового хряща стегнового компонента з його подальшою деструкцією, ушкодженням субхондральної кістки великогомілкового компонента з виникненням субхондрального набряку або гематоми.

6. При збільшенні відхилення механічних властивостей тканин КС від нормальних руйнуючий ефект динамічного навантаження збільшується при менших зусиллях.

7. За визначенням параметра Надаї — Лоде при дії екстремальних величин дотичних напружень, що обумовлені максимальною різницею головних напружень, можливе виникнення ушкодження саме в товщі субхондральної ділянки великогомілкової кістки, при цьому залишаються неушкодженими меніски та суглобовий хрящ.

Список літератури

1. Королев А.В. Физическая реабилитация пациентов после артроскопических операций на коленном суставе.

ве / Королев А.В., Головская В.В., Дедов С.Ю. [и др.] // Скорая медицинская помощь. Специальный выпуск. — СПб., 2003. — 48 с.

2. Маланин Д.А. Экспериментальные аспекты изучения хондрогенного потенциала мезенхимальных плюрипотентных и малодифференцированных клеток, «культивируемых» *in vivo* / Маланин Д.А., Писарев В.Б., Шилов В.Г. [и др.] // Гений ортопедии. — 2002. — № 1. — С. 90-98.
3. Angermann P. Arthroscopic chondrectomy as a treatment of cartilage lesions / Angermann P., Harager K.,

Tobin L.L. // *Knee Surg. Sports. Traumatol. Arthrosc.* — 2002. — Vol. 10(1). — P. 6-9.

4. ANSYS Workbench. User's Guide. Release 12.1, 2009. — 124 p.
5. Болотин В.В. Прогнозирование ресурса машин и конструкций. — М.: Машиностроение, 1984. — 312 с.
6. Тимошенко С.П., Гудьер Дж. Теория упругости. — М.: Наука, 1975. — 575 с.

Отримано 04.05.14 ■

Лазарев И.А.¹, Костогрыз О.А.¹, Кришчук М.Г.², Скибан М.В.¹

¹ГУ «Институт травматологии и ортопедии

НАМН Украины»

²Национальный технический университет Украины «КПИ»,

г. Киев

Lazarev I.A.¹, Kostogryz O.A.¹, Kryshchuk M.G.², Skyban M.V.¹

¹State Institution «Institute of Traumatology and Orthopedics of National Academy of Medical Sciences of Ukraine»

²National Technical University of Ukraine «Kyiv Polytechnic Institute», Kyiv, Ukraine

КОНЦЕПТУАЛЬНАЯ БИОМЕХАНИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ ВОЗНИКНОВЕНИЯ СТРУКТУРНЫХ ИЗМЕНЕНИЙ В ТИБИОФЕМОРАЛЬНОЙ ЗОНЕ КОЛЕННОГО СУСТАВА ПРИ ТРАВМЕ

Резюме. Соотношения разных механических свойств субхондральной кости, менисков, суставного хряща коленного сустава в зависимости от их структурно-функционального состояния обуславливают их приоритетное повреждение вследствие травмы. По данным биомеханического имитационного моделирования методом конечных элементов изучен механизм повреждения структур коленного сустава в условиях острой травмы. Исследовали напряжение и деформации в модели коленного сустава в режиме обычной нагрузки среднестатистической массой тела 75 кг и при имитации прыжка на ногу с высоты 1 м. Последовательность и степень повреждения внутрисуставных структур тибioфemorальной зоны при динамической нагрузке значительно зависит от структурно-функционального состояния костной и хрящевой тканей в поле контакта. Динамическая нагрузка при нормальном структурно-функциональном состоянии костной и хрящевой тканей в тибioфemorальной зоне не превышает границы прочности субхондральной кости бедренного и большеберцового компонентов коленного сустава. Показатели напряжений и деформаций выше на большеберцовой, чем на бедренной кости. Разрушение хряща бедренного компонента происходит быстрее потому, что он получает большие напряжения, чем хрящ большеберцового компонента. В условиях склеротических изменений суставного хряща динамическая нагрузка может вызвать компрессионный перелом субхондральной кости большеберцового компонента за счет снижения вязкоупругих амортизационных свойств хряща. В таком случае возрастает нагрузка на мениски, которая при наличии дегенеративных изменений может вызвать их повреждение. В условиях хондромалиции в тибioфemorальной зоне динамическая нагрузка может привести к форсированной потере жидкости матриксом суставного хряща бедренного компонента с его дальнейшей деструкцией, повреждением субхондральной кости большеберцового компонента с возникновением субхондрального отека или гематомы. С увеличением отклонения механических свойств тканей коленного сустава от нормальных разрушающий эффект динамической нагрузки увеличивается при меньших усилиях. С определением параметра Надаи — Лоде при действии экстремальных величин касательных напряжений, обусловленных максимальной разностью главных напряжений, возможно разрушение в толще субхондральной зоны большеберцовой кости.

Ключевые слова: биомеханическое имитационное моделирование, конечно-элементное моделирование, тибioфemorальная зона, напряжение и деформации.

CONCEPTUAL BIOMECHANICAL MODEL OF STRUCTURAL CHANGES DEVELOPMENT IN TIBIOFEMORAL AREA OF THE KNEE JOINT IN INJURY

Summary. The ratio of different mechanical properties of a subchondral bone, menisci, articular cartilage of knee joint area, depending on their structural and functional status, cause their priority damage due to injury. According to the findings of biomechanical simulation modeling by finite element method, the mechanism of the knee structures damaging is studied in acute injury. The stress and strain in the model of the knee joint for normal load of the average body weight of 75 kg and when simulating the feet jump from a height of 1 m were studied. Sequence and extent of injury to intra-articular structures of tibiofemoral area under dynamic loading is significantly dependent on the structural and functional state of bone and cartilage tissue in the field of contact. Dynamic load at normal structural and functional state of bone and cartilage tissue in tibiofemoral zone does not exceed the boundary strength of the subchondral bone of the femoral and tibial components of the knee joint. Tibial stress and strain are higher than the femoral one. The destruction of femoral component is faster because it gets more stress than the cartilage of the tibial component. In the context of sclerotic changes of articular cartilage, dynamic load can cause a compression fracture of the subchondral bone of the tibial component due to reducing the viscoelastic amortization properties of the cartilage. In such a case, the load on the menisci increases, which in the presence of degenerative changes may cause their damage. In the case of chondromalacia in tibiofemoral area, dynamic load can lead to accelerated loss of fluid by articular cartilage matrix of the femoral component with its further destruction, damage of the subchondral bone of the tibial component with the occurrence of subchondral edema or hematoma. With increasing deviation of the mechanical properties of the knee joint tissues from the normal ones, devastating effects of dynamic load increases with less effort. With the definition of Nadai-Lode parameter under the influence of extreme values of shear stresses, caused by the maximal difference between the main stresses, the damage in the thickness of the subchondral region of the tibia is possible.

Key words: biomechanical simulation modeling, finite element modeling, tibiofemoral area, stress and strain.