

УДК 616.718.5/.6-001.52-007.2:613.65]:004.492] (045)

С. О. Хмизов, Є. Ю. Якушкін, М. Ю. Карпінський, О. В. Ярьсько

Математичне моделювання напружено-деформованого стану моделі колінного суглоба при аплазії хрестоподібних зв'язок та після відновлення зв'язкового апарату

ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М. І. Ситенка НАМН України», м. Харків

Paediatric Surgery(Ukraine).2022.4(77):75-83; doi 10.15574/PS.2022.77.75

For citation: Khmyzov SO, Yakushkin EYu, Karpinsky MYu, Yaresko OV. (2022). Mathematical modeling of the stress-strain state of the knee joint model with aplasia of the cruciate ligaments and after restoration of the ligamentous apparatus. Paediatric Surgery (Ukraine). 4 (77): 75-83. doi: 10.15574/PS.2022.77.75.

Вади закладки та розвитку хрестоподібних зв'язок є однією з основних причин розвитку нестабільності колінного суглоба при вроджених повздовжніх вадах розвитку нижніх кінцівок. Ця патологія зустрічається з частотою 0,017 на 1000 новонароджених. Відсутність хрестоподібних зв'язок призводить до зміни форми суглобових поверхонь колінного суглоба і формується за рахунок гіпоплазії виростків стегнової кістки, відсутності міжвиросткової ямки стегнової кістки та відсутності міжвиросткового підвищення великогомілкової кістки.

Мета – вивчити напружено-деформований стан колінного суглоба при аплазії хрестоподібних зв'язок до та після реконструктивних втручань; порівняти отримані результати з нормою.

Матеріали та методи. Розроблена базова скінчено-елементна модель нижньої кінцівки, доповнена колатеральними та хрестоподібними зв'язками колінного суглоба. На основі базової моделі розроблена модель з аплазією хрестоподібних зв'язок колінного суглоба та модель, яка відображає стан колінного суглоба після виконання реконструктивного оперативного втручання за методикою SUPER KNEE за D. Paley. Модель випробували під впливом вертикального навантаження в положенні згинання колінного суглоба під кутом 135°.

Результати. Результати проведеного математичного моделювання показали, що аплазія хрестоподібних зв'язок призводить до підвищення рівня напружень як у кісткових елементах моделі, так і в елементах зв'язкового апарату. Відновлення зв'язкового апарату колінного суглоба штучними матеріалами за методикою SUPER KNEE за D. Paley дає змогу знизити рівень напружень у кісткових елементах моделі, при цьому напруження в стегновій кістці визначаються меншим навіть порівняно з моделлю в нормі. Зв'язки зі штучного матеріалу приймають на себе основні навантаження в колінному суглобі та забезпечують рівномірне навантаження лавсанової стрічки з обох боків суглоба. Високий рівень напружень у лавсановій стрічці порівняно з нормальними зв'язками обумовлений вищим модулем пружності матеріалу і меншою його пластичністю.

Висновки. Аплазія хрестоподібних зв'язок призводить до підвищення рівня напружень як у кісткових елементах моделі, так і в елементах зв'язкового апарату. Відновлення зв'язкового апарату колінного суглоба дає змогу знизити рівень напружень у кісткових елементах моделі з аплазією зв'язок та наближає значення до параметрів моделі в нормі. Напруження у зв'язковому апараті колінного суглоба після його відновлення значно зростають, що обумовлено механічними властивостями штучного матеріалу, що замінює зв'язки. Підвищений рівень напружень, що виникає в лавсановій стрічці, свідчить про те, що вона міцно тримає навантаження, що виникають у суглобі.

Дослідження виконано відповідно до принципів Гельсінської декларації. Протокол дослідження ухвалено Локальним етичним комітетом зазначеної в роботі установи.

Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

Ключові слова: хрестоподібні зв'язки, аплазія, напруження.

Mathematical modeling of the stress-strain state of the knee joint model with aplasia of the cruciate ligaments and after restoration of the ligamentous apparatus

S. O. Khmyzov, E. Yu. Yakushkin, M. Yu. Karpinsky, O. V. Yaresko

Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology of the NAMS of Ukraine, Kharkiv

Defects in the establishment and development of the cruciate ligaments are one of the main causes of the instability of the knee joint in congenital longitudinal defects of the development of the lower limbs. This pathology occurs with a frequency of 0.017 per 1000 newborns. The absence of cruciate ligaments leads to a change in the shape of the articular surfaces of the knee joint, and is formed due to hypoplasia of the femoral condyles, the absence of the intercondylar fossa of the femur, and the absence of the intercondylar elevation of the tibia.

Purpose – to study the stressed-deformed state of the knee joint with aplasia of the cruciate ligaments before and after reconstructive interventions and to compare the obtained results with the norm.

Materials and methods. A basic finite-element model of the lower limb was developed, which was supplemented with collateral and cruciate ligaments of the knee joint. On the basis of the basic model, a model with aplasia of the cruciate ligaments of the knee joint and a model reflecting the state of the knee joint after reconstructive surgery using the SUPER KNEE method according to D. Paley were developed. The model was tested under the influence of a vertical load in the position of bending the knee joint at an angle of 135°.

Results. The results of the mathematical modeling showed that the aplasia of the cruciate ligaments leads to an increase in the stress level, both in the bone elements of the model and in the elements of the ligamentous apparatus. Restoration of the ligamentous apparatus of the knee joint with artificial materials according to the SUPER KNEE method according to D. Paley allows to reduce the stress level in the bone elements of the model, while the stress in the femur is determined to be lower even compared to the normal model. Ligaments made of artificial material assume the main loads in the knee joint, and ensure an even load of mylar tape on both sides of the joint. The high level of stresses in mylar tape compared to normal ties is due to the higher modulus of elasticity of the material and its lower plasticity.

Conclusions. Aplasia of the cruciate ligaments leads to an increase in the stress level, both in the bony elements of the model and in the elements of the ligamentous apparatus. Restoration of the ligamentous apparatus of the knee joint allows to reduce the stress level in the bony elements of the model with ligament aplasia, and brings the values closer to the parameters of the normal model. Tensions in the ligamentous apparatus of the knee joint after its restoration increase significantly, which is due to the mechanical properties of the artificial material that replaces the ligaments. The increased level of stress that occurs in the mylar tape indicates that it firmly holds the load arising in the joint.

The research was carried out in accordance with the principles of the Helsinki Declaration. The study protocol was approved by the Local Ethics Committee of the participating institution.

No conflict of interests was declared by the authors.

Key words: cruciate ligaments, aplasia, tension.

Вступ

Вади закладки та розвитку хрестоподібних зв'язок є однією з основних причин розвитку нестабільності колінного суглоба при вроджених повздовжніх вадах розвитку нижніх кінцівок [5]. Ця патологія зустрічається з частотою 0,017 на 1000 новонароджених. Патологія маловивчена, хоча вперше особливості анатомії колінного суглоба при аплазії хрестоподібних зв'язок у своїх працях описав у 1956 р. В. Giorgi та вказував, що відсутність хрестоподібних зв'язок призводить до зміни форми суглобових поверхонь колінного суглоба подібної до «шара та виїмки» і формується за рахунок гіпоплазії виростків стегнової кістки, відсутності міжвиросткової ямки стегнової кістки та відсутності міжвиросткового підвищення великогомілкової кістки [3]. На цей момент вищезгадана патологія компенсується за рахунок виконання позасуглобових реконструкцій зв'язкового апарату колінного суглоба. Патологія маловивчена, у світовій літературі немає даних стосовно особливостей біомеханіки колінного суглоба при аплазії хрестоподібних зв'язок.

Мета дослідження – вивчити напружено-деформований стан колінного суглоба при аплазії хрестоподібних зв'язок до і після реконструктивних втручань; порівняти отримані результати з нормою.

Матеріали та методи дослідження

У лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені професора М. І. Ситенка НАМН України» розроблено базову скінчено-елементну модель нижньої кінцівки [6], доповнену колатеральними і хрестоподібними зв'язками колінного суглоба (рис. 1).

Також на основі базової моделі розроблено модель з аплазією хрестоподібних зв'язок колінного суглоба. Зовнішній вигляд моделі наведено на рисунку 2.

Третя модель базується на моделі колінного суглоба з аплазією хрестоподібних зв'язок і відображає стан колінного суглоба після реконструктивного оперативного втручання за методикою SUPER KNEE за D. Paley (рис. 3) [8]. Для цього в попередню модель введені елементи, що моделюють штучні зв'язки з лавсану. Лавсан обраний як біологічно ней-

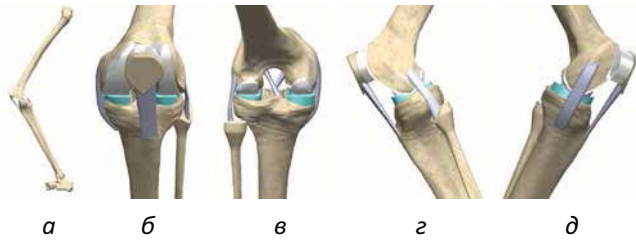


Рис. 1. Скінчено-елементна модель колінного суглоба в нормі: а – загальний вигляд; б – вигляд спереду; в – вигляд ззаду; г – вигляд із латерального боку; д – вигляд із медіального боку

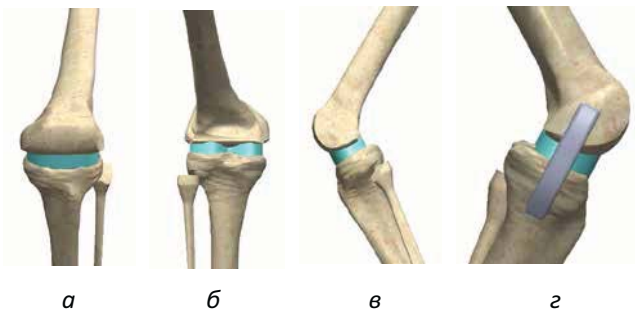


Рис. 2. Скінчено-елементна модель колінного суглоба при: а – вигляд спереду; б – вигляд ззаду; в – вигляд із латерального боку; г – вигляд із медіального боку

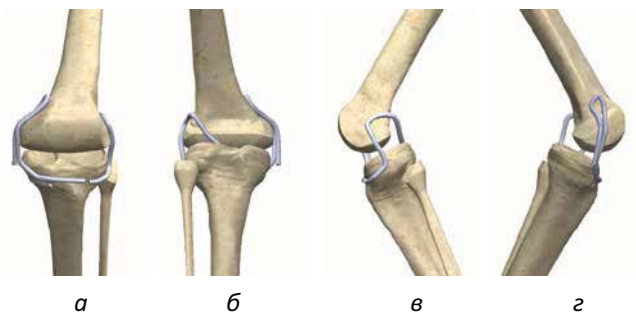


Рис. 3. Скінчено-елементна модель колінного суглоба після виконання оперативного втручання за методикою SUPER KNEE за D. Paley: а – вигляд спереду; б – вигляд ззаду; в – вигляд із латерального боку; г – вигляд із медіального боку



Рис. 4. Схема навантаження моделей

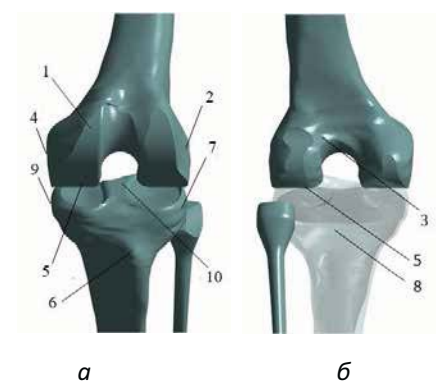


Рис. 5. Схема розташування контрольних точок: а – вигляд спереду; б – вигляд ззаду

Таблиця 1

Механічні характеристики матеріалів, використовуваних у моделюванні

Матеріал	Модуль Юнга (Е), МПа	Коефіцієнт Пуассона, ν
Кортикальна кістка [2]	18400	0,3
Губчаста кістка [2]	1040	0,3
Хрящова тканина [12]	5,58	0,45
Зв'язки [13]	330	0,40
Лавсан [4]	6000	0,34

тральний матеріал, які є найближчим за механічними властивостями до зв'язок, створених під час реконструкції із широкої фасції стегна та прошитих спеціальним швом із нерозсмоктувальної нитки.

У моделюванні матеріал рахували однорідним та ізотропним. За скінчений елемент обирали 10-вузловий тетраедр із квадратичною апроксимацією. Механічні характеристики біологічних тканин обирали за даними літератури [2,12,13]. Характеристики штучних матеріалів обирали за даними технічної літератури [4]. Механічні характеристики матеріалів, використовуваних у розрахунках, наведено в таблиці 1.

Модель випробовували під впливом вертикального навантаження в положенні згинання колінного суглоба під кутом 135° . Схему навантаження моделі наведено на рис. 4.

До головки стегна прикладали навантаження величиною 270 Н, що відповідає середній масі тіла 10-річної дитини без урахування ваги опорної кінцівки [7]. Також до головки стегна прикладали крутний момент величиною 104,3 Нм, а до надколінка – рівнодіючу силу м'язів розгиначів стегна величиною 1080 Н. Величини крутного моменту та рівнодіючої розгиначів стегна визначали за допомогою математичної моделі, розробленої в ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені проф. М. І. Ситенка НАМН України» [9–11].

Для порівняння величин напружень у різних моделях обирали контрольні точки, схему розташування яких наведено на рис. 5.

Перелік контрольних точок і зон їхнього розташування наведено в таблиці 2.

Дослідження напружено-деформованого стану моделей виконували за допомогою методу кінцевих елементів. Як критерій оцінки напруженого стану моделей використовували напруження за Мізесом [14].

Моделювання виконували за допомогою системи автоматизованого проектування «SolidWorks». Розрахунки напружено-деформованого стану моделей виконували за допомогою програмного комплексу «CosmosM» [1].

Оригінальні дослідження. Ортопедія

Таблиця 2

Перелік контрольних точок

Контрольна точка	Зона розташування	
1	стегнова кістка	спереду
2		ззаду
3		латеральний бік
4		медіальний бік
5		знизу
6	великогомілкова кістка	горбистість спереду
7		горбистість ззаду
8		латеральний бік
9		медіальний бік
10		міжвиристкове підвищення
зв'язки		латеральна зв'язка
		медіальна зв'язка
		передня хрестоподібна/стрічка спереду
		задня хрестоподібна/стрічка ззаду

Дослідження виконано відповідно до принципів Гельсінської декларації. Протокол дослідження ухвалено Локальним етичним комітетом зазначеної в роботі установи. На проведення досліджень отримано інформовану згоду пацієнтів.

Результати дослідження та їх обговорення

У результаті проведеного математичного моделювання отримано дані про розподіл напружень у моделях колінного суглоба. Це дало змогу порівняти величини напружень у колінному суглобі залежно від наявності патологічних змін та їх оперативного усунення. На рисунку 6 наведено напружено-деформований стан стегнової кістки моделі в нормі.

Як бачимо, максимальний рівень напружень 12,2 МПа спостерігається в задній частині стегнової кістки та спереду, де він набуває значення 11,5 МПа. Найменш напруженими виявляються нижня частина і латеральний виросток – відповідно 5,6 МПа і 5,4 МПа. Напруження на медіальному виростку визначаються на рівні 8,4 МПа.

Аплазія хрестоподібних зв'язок негативно впливає на розподіл напружень у стегновій кістці. Цей стан відображено на рисунку 7.

Аплазія хрестоподібних зв'язок призводить до підвищення в 3 рази рівня напружень у задній частині стегнової кістки до 39,4 МПа, спереду – до 18,6 МПа, у нижній частині – до 16,3 МПа. При цьому з латерального та медіального боків виростків спостерігається незначне зниження рівня напружень – до 5,0 МПа і 7,3 МПа, відповідно.

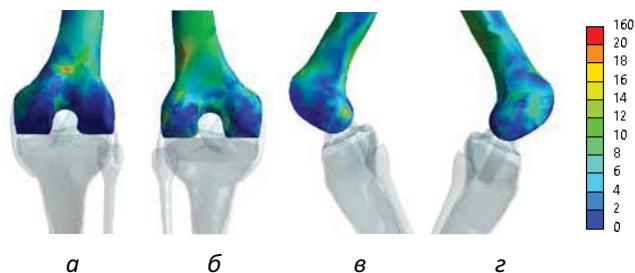


Рис. 6. Картина розподілу напружень у стегновій кістці в нормі: а – вигляд спереду; б – вигляд ззаду; в – вигляд із латерального боку; г – вигляд із медіального боку

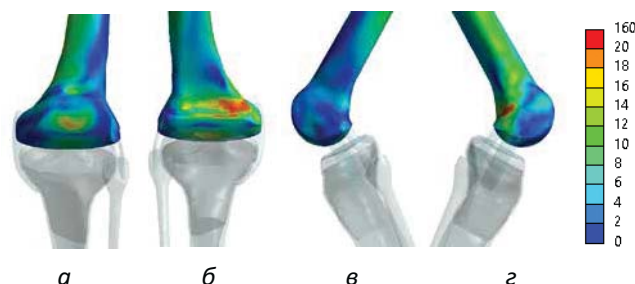


Рис. 7. Картина розподілу напружень у стегновій кістці при аплазії хрестоподібних зв'язок: а – вигляд спереду; б – вигляд ззаду; в – вигляд із латерального боку; г – вигляд із медіального боку

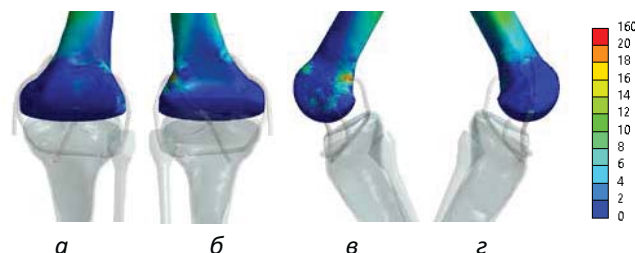


Рис. 8. Картина розподілу напружень у стегновій кістці після відновлення зв'язкового апарату за методикою SUPER KNEE за D. Paley: а – вигляд спереду; б – вигляд ззаду; в – вигляд із латерального боку; г – вигляд із медіального боку

Виконання реконструктивно-відновлювального втручання за методикою SUPER KNEE за D. Paley позитивно впливає на розподіл напружень у стегновій кістці. Картину розподілу напружень у стегновій кістці після відновлення зв'язкового апарату наведено на рисунку 8.

За результатами моделювання, відновлення зв'язкового апарату колінного суглоба з аплазією хрестоподібних зв'язок за методикою SUPER KNEE за D. Paley приводить до зниження величин напружень практично у всіх контрольних точках на стегновій кістці в патологічно зміненому суглобі та максимально наближує значення напружень до параметрів моделі нормального суглоба. Виняток становить задня поверхня кістки, де напруження знижуються в моделі з реконструкцією зв'язок по-



Рис. 9. Діаграма величин напружень у стегновій кістці моделей

рівняно з моделлю суглоба з аплазією зв'язок до 27,5 МПа, але залишаються значно вищими за модель суглоба в нормі.

Дані про величини напружень у контрольних точках на стегновій кістці всіх трьох моделей наведено в таблиці 3.

Для зручнішого порівняння величин напружень між різними моделями побудовано діаграму, наведену на рисунку 9.

Діаграма дає наочне підтвердження позитивного впливу операції SUPER KNEE за D. Paley на розподіл напружень у стегновій кістці.

Розглянемо, як впливають зміни в колінному суглобі на розподіл напружень у великогомілкової кістки. Напружено-деформований стан великогомілкової кістки в нормі наведено на рисунку 10.

Результати математичного моделювання показали, що в разі нормальної будови колінного суглоба максимальні напруження 10,2 МПа у великогомілкової кістки визначаються на її горбистості спереду. Мінімальний рівень напружень 2,2 МПа спостерігається на задній горбистості. Напруження на латеральному та медіальному виростках набувають величини 2,7 МПа та 3,1 МПа, відповідно. На міжвиростковому підвищенні напруження сягають значення 6,5 МПа.

Зміни напружено-деформованого стану моделі внаслідок аплазії хрестоподібних зв'язок наведено на рисунку 11.

Аплазія хрестоподібних зв'язок призводить до підвищення рівня напружень на всіх контрольних точках моделі, за винятком міжвиросткового підвищення, де максимальна величина напружень знижується до 4,3 МПа. Це можна пояснити саме відсутністю хрестоподібних зв'язок, що одним

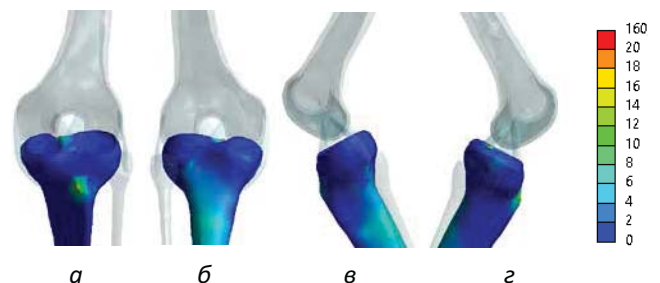


Рис. 10. Картина розподілу напружень у великогомілковій кістці в нормі: а – вигляд спереду; б – вигляд ззаду; в – вигляд із латерального боку; г – вигляд із медіального боку



Рис. 11. Картина розподілу напружень у великогомілковій кістці при аплазії хрестоподібних зв'язок: а – вигляд спереду; б – вигляд ззаду; в – вигляд із латерального боку; г – вигляд із медіального боку

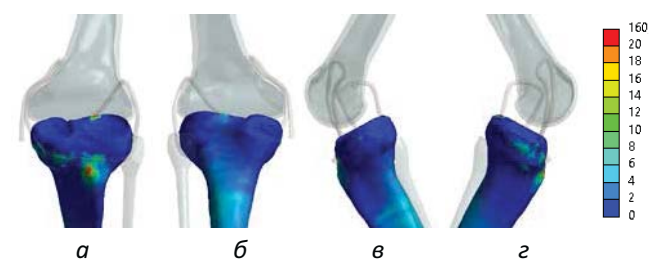


Рис. 12. Картина розподілу напружень у великогомілковій кістці після відновлення зв'язкового апарату за методикою SUPER KNEE за D. Paley: а – вигляд спереду; б – вигляд ззаду; в – вигляд із латерального боку; г – вигляд із медіального боку

Оригінальні дослідження. Ортопедія

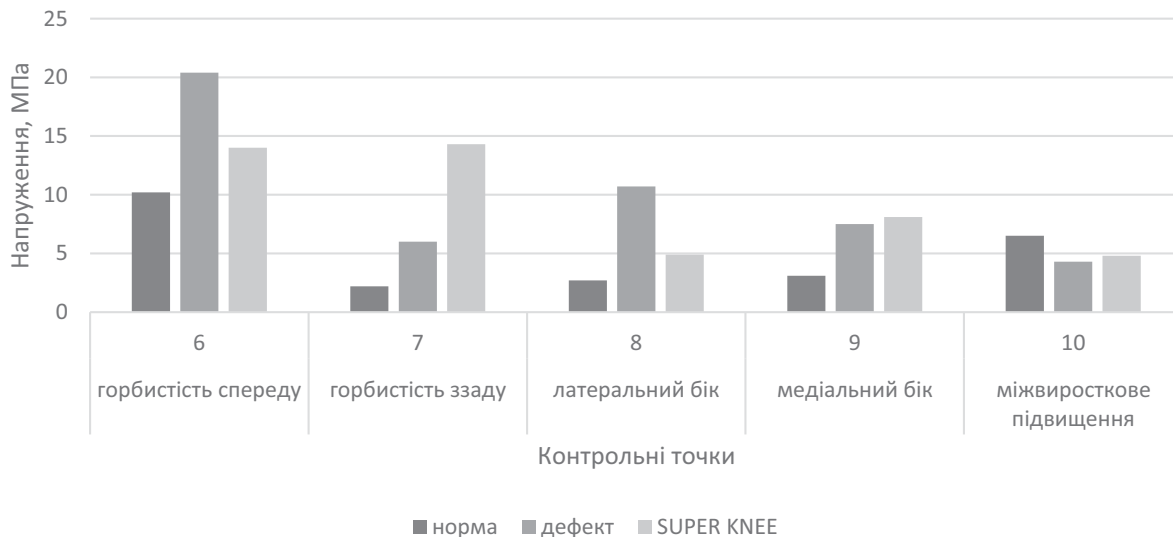


Рис. 13. Діаграма величин напружень у великогомілковій кістці моделей

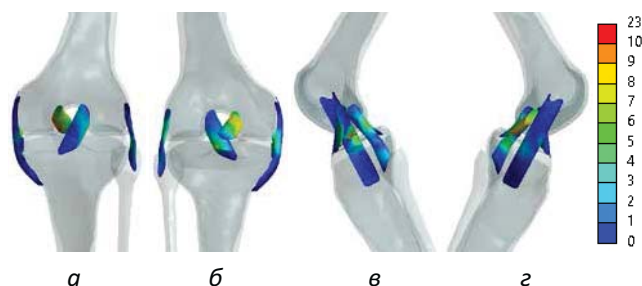


Рис. 14. Картина розподілу напружень у зв'язках колінного суглоба в нормі: а – вигляд спереду; б – вигляд ззаду; в – вигляд із латерального боку; г – вигляд із медіального боку

Таблиця 3

Величини напружень у стегновій кістці

Контрольна точка	Зона	Напруження, МПа		
		норма	дефект	SUPER KNEE
1	спереду	11,5	18,6	3,5
2	ззаду	12,2	39,4	27,5
3	латеральний бік	5,4	5,0	5,2
4	медіальний бік	8,4	7,3	8,3
5	знизу	5,6	16,3	1,2

Таблиця 4

Величини напружень у великогомілковій кістці

Контрольна точка	Зона	Напруження, МПа		
		норма	дефект	SUPER KNEE
6	горбистість спереду	10,2	20,4	14,0
7	горбистість ззаду	2,2	6,0	14,3
8	латеральний бік	2,7	10,7	4,9
9	медіальний бік	3,1	7,5	8,1
10	міжвиросткове підвищення	6,5	4,3	4,8

із місць кріплення мають міжвиросткове підвищення і тим самим навантажують його. В інших контрольних точках спостерігається підвищення рівня напружень у 2–4 рази. Максимального значення 30,4 МПа напруження набувають на передній горбистості. Максимальне збільшення величин напружень у 4 рази визначається з латерального боку до рівня 10,4 МПа.

Напружено-деформований стан великогомілкової кістки після відновлення зв'язкового апарату за методикою SUPER KNEE за D. Paley наведено на рисунку 12.

У результаті проведеного математичного моделювання визначено, що використання методики SUPER KNEE за D. Paley для відновлення зв'язкового апарату колінного суглоба дає змогу знизити рівень напружень на всіх контрольних точках порівняно з моделлю деформованого суглоба, але напруження залишаються вищими за модель суглоба в нормі. Винятком знову є міжвиросткове підвищення, де напруження на рівні 4,8 МПа залишаються нижчими за модель у нормі, що також пояснюється відсутністю хрестоподібних зв'язок.

Дані про величини напружень у контрольних точках на великогомілковій кістці різних моделей наведено в таблиці 4.

Наочне уявлення про співвідношення величин напружень у контрольних точках на великогомілковій кістці різних моделей можна отримати за допомогою діаграми, наведеної на рисунку 13.

Як бачимо на рисунку 13, відновлення зв'язкового апарату колінного суглоба за методикою SUPER KNEE за D. Paley дає змогу знизити рівень напружень у великогомілковій кістці відносно моделі з аплазією хрестоподібних зв'язок, але на-

пруження залишаються вищими за модель колінного суглоба в нормі.

У межах проведеного дослідження особливу увагу привертає напружено-деформований стан елементів зв'язкового апарату колінного суглоба. На рисунку 14 наведено картину розподілу напружень у зв'язках моделі з нормальною будовою колінного суглоба.

У разі нормальної будови колінного суглоба, за обраного варіанта навантаження, найбільш напруженою визначається задня хрестоподібна зв'язка, у якій напруження сягають значення 11,8 МПа. Напруження в передній хрестоподібній зв'язці вдвічі менші та не перевищують позначки 5,3 МПа. Серед колатеральних зв'язок найбільш напруженою є медіальна зв'язка – 7,9 МПа. Максимальні напруження на латеральній зв'язці не перевищують рівня 4,9 МПа.

Розглянемо, які зміни відбуваються в колінному суглобі при аплазії хрестоподібних зв'язок. Напружено-деформований стан зв'язок моделі наведено на рисунку 15.

Відсутність хрестоподібних зв'язок призводить до підвищення навантажень на колатеральні зв'язки, що і відобразили результати математичного моделювання. Величина максимальних напружень у медіальній зв'язці зросла до 12,8 МПа, а в латеральній – до 9,1 МПа.

Розподіл напружень у зв'язках колінного суглоба після відновлення зв'язкового апарату за методикою SUPER KNEE можна побачити на рисунку 16.

Математичне моделювання відновлення зв'язкового апарату колінного суглоба за методикою

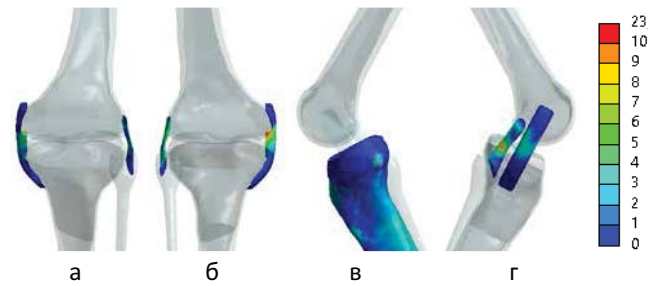


Рис. 15. Картина розподілу напружень у зв'язках колінного суглоба при аплазії хрестоподібних зв'язок: а – вигляд спереду; б – вигляд ззаду; в – вигляд із латерального боку; г – вигляд із медіального боку

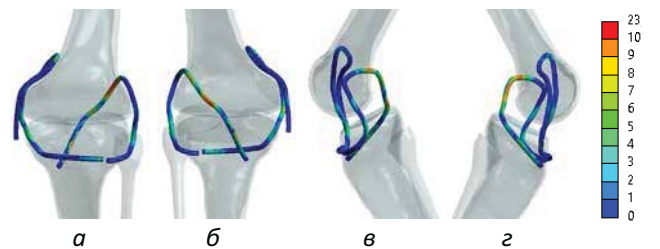


Рис. 16. Картина розподілу напружень у зв'язках колінного суглоба після відновлення зв'язкового апарату за методикою SUPER KNEE: а – вигляд спереду; б – вигляд ззаду; в – вигляд із латерального боку; г – вигляд із медіального боку

SUPER KNEE за D. Paley показало, що зв'язки зі штучного матеріалу приймають на себе основні навантаження в колінному суглобі та забезпечують рівномірне навантаження лавсанової стрічки з обох боків суглоба. Про це свідчать величини напружень у стрічці 24,1 МПа та 25,7 МПа з латерального та медіального боків, відповідно. Максимальні напруження 55,7 МПа виникають у передній частині

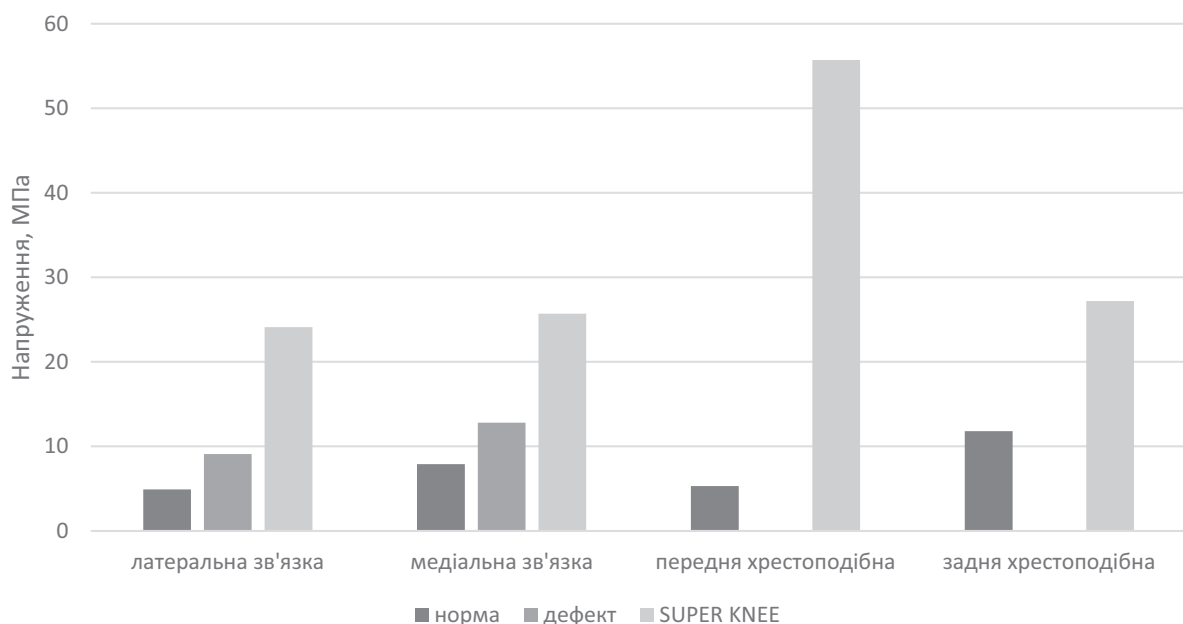


Рис. 17. Діаграма величин напружень у зв'язках колінного суглоба

Оригінальні дослідження. Ортопедія

Таблиця 5

Величини напружень у зв'язках колінного суглоба

Зв'язка	Напруження, МПа		
	норма	дефект	SUPER KNEE
Латеральна	4,9	9,1	24,1
Медіальна	7,9	12,8	25,7
Передня хрестоподібна	5,3		55,7
Задня хрестоподібна	11,8		27,2

стрічки. Це спричинене умовами навантаження моделі, оскільки саме ця зона стрічки працює на максимальне розтягнення. У задній частині суглоба напруження в стрічці не перевищують рівня 27,2 МПа. Високий рівень напружень у лавсановій стрічці порівняно з нормальними зв'язками обумовлений більш високим модулем пружності матеріалу і меншою його пластичністю, про що свідчать значення коефіцієнта Пуассона.

Дані про величини напружень у зв'язках моделей наведено в таблиці 5.

Діаграма, наведена на рисунку 17, дає змогу наочно порівняти величини напружень, які виникають у зв'язковому апараті колінного суглоба моделей.

Результати проведеного математичного моделювання показали, що аплазія хрестоподібних зв'язок призводить до підвищення рівня напружень як у кісткових елементах моделі, так і в елементах зв'язкового апарату. Відновлення зв'язкового апарату колінного суглоба за методикою SUPER KNEE за D. Paley дає змогу знизити рівень напружень у кісткових елементах моделі, при цьому напруження в стегновій кістці визначаються меншими навіть порівняно з моделлю в нормі. Зв'язки зі штучного матеріалу приймають на себе основні навантаження в колінному суглобі та забезпечують рівномірне навантаження лавсанової стрічки з обох боків суглоба. Високий рівень напружень у лавсановій стрічці порівняно з нормальними зв'язками обумовлений більш високим модулем пружності матеріалу і меншою його пластичністю, про що свідчать значення коефіцієнта Пуассона.

Висновки

Аплазія хрестоподібних зв'язок призводить до підвищення рівня напружень як у кісткових елементах моделі, так і в елементах зв'язкового апарату.

Відновлення зв'язкового апарату колінного суглоба за методикою SUPER KNEE за D. Paley дає змогу знизити рівень напружень у кісткових елементах моделі з аплазією зв'язок та наближає значення до параметрів моделі норми.

Напруження у зв'язковому апараті колінного суглоба після його відновлення за методикою SUPER KNEE за D. Paley значно зростають, що обумовлено механічними властивостями штучного матеріалу, що замінює зв'язки. Підвищений рівень напружень, який виникає в лавсановій стрічці, свідчить про те, що вона міцно тримає навантаження, які виникають у суглобі.

Автори заявляють про відсутність конфлікту інтересів.

References/Література

1. Alyamovskiy AA. SolidWorks/COSMOSWorks. (2004). Inzhenernyy analiz metodom konechnykh elementov. Moskva: DMK Press: 432. [Алямовский АА. SolidWorks/COSMOSWorks. (2004). Инженерный анализ методом конечных элементов. Москва: ДМК Пресс: 432].
2. Cowin SC (ed). (2001). Bone mechanics handbook. CRC Press Reference.
3. Giorgi B. (1956). Morphologic variations of the intercondylar eminence of the knee. Clinical Orthopaedics. 8: 209–217.
4. Gul VE. (1966). Struktura i mekhanicheskie svoystva polimerov. Moskva: Vysshaya shkola: 240. [Гуль ВЕ. (1966). Структура и механические свойства полимеров. Москва: Высшая школа: 240].
5. Khmyzov S, Yakushkin Y, Katsalap Y. (2021). Knee joint instability in conditions of congenital malformations of the lower extremities. Orthopaedics, traumatology and prosthetics. 1: 80–85. <https://doi.org/10.15674/0030-59872021180-85>.
6. Korolkov O, Katsalap Ye, Karpinsky M, Yaresko O. (2018). Stress-strain state of hip joint in children with aseptic femoral head necrosis (the first message). Orthopaedics, Traumatology and Prosthetics. 3: 85–92. [Корольков ОИ, Кацалап ЕС, Карпинский МЮ, Ярьеско ОВ. (2018). Напряжено-деформированный стан кульшового суглоба в дітей з асептичним некрозом головки стегнової кістки (повідомлення перше). Ортопедія, травматологія і протезування. 3: 85–92]. doi: 10.15674/0030-59872018385-92.
7. Obraztsov IF, Adamovich IS, Barer IS i dr. (1988). Problema prochnosti v biomehanike. Uchebnoye posobie dlya tehnic. i biol. spets. VUZov. Moskva: Vyssh. shkola: 311 [Образцов ИФ, Адамович ИС, Барер ИС и др. (1988). Проблема прочности в биомеханике. Учебное пособие для технич. и биол. спец. ВУЗов. Москва: Высш. школа: 311].
8. Paley D, Standard SC, Wiesel SW. (2010). Treatment of congenital femoral deficiency. Operative techniques in orthopaedic surgery. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins: 1202–1223.
9. Tyazhelov AA, Karpinskaya ED, Karpinskiy MYu, Branitskiy AYU. (2020). Vliyaniye kontraktur tazobedrennogo sustava na silu myshits bedra. Georgian medical news. 9 (306): 10–18. [Тяжелов АА, Карпинская ЕД, Карпинский МЮ, Браницкий АЮ. (2020). Влияние контрактур тазобедренного сустава на силу мышц бедра. Georgian medical news. 9 (306): 10–18]. PMID: 33130638.
10. Tyazhelov AA, Karpinskiy MYu, Karpinskaya ED, Goncharova LD, Klimovitskiy RV. (2017). Modelirovaniye raboty myshits tazovogo poyasa posle endoprotezirovaniya tazobedrennogo sustava pri razlichnoy velichine obshchego bedrennogo ofseta. Travma. 18 (6): 133–140 [Тяжелов АА, Карпинский МЮ, Карпинская ЕД, Гончарова ЛД, Климовицкий РВ. (2017). Моделирование работы мышц тазового пояса после эндопротезирования тазобедренного сустава при различной величине общего бедренного офсета. Травма. 18 (6): 133–140]. doi: 10.22141/1608-1706.6.18.2017.121191.
11. Tyazhelov AA, Karpinskiy MYu, Yurchenko DA, Karpinska OD, Goncharova LE. (2022). Matematichne modelyuvannya yak

- Instrument doslidzhennya funktsiyi m'язiv tazovogo poyasa pri displastichnomu koksartrozi. *Travma*. 23 (1): 4–11. [Тяжелов АА, Карпінський МЮ, Юрченко ДА, Карпінська ОД, Гончарова ЛЄ. (2022). Математичне моделювання як інструмент дослідження функції м'язів тазового пояса при диспластичному коксартрозі. *Травма*. 23 (1): 4–11]. doi: 10.22141/1608–1706.1.23.2022.876.
12. Vidal-Lesso A, Ledesma-Orozco E, Daza-Benítez L, Lesso-Arroyo R. (2014). Mechanical Characterization of Femoral Cartilage Under Unicompartimental Osteoarthritis. *Ingeniería Mecánica Tecnología Y Desarrollo*. 4 (6): 239–246.
13. Woo SL-Y, Abramowitch SD, Kilger R, Liang R. (2006). Biomechanics of knee ligaments: injury, healing, and repair. *Journal of Biomechanics*. 39: 1–20. PMID: 16271583 doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.10.025.
14. Zenkevich OK. (1978). *Metod konechnykh elementov v tekhnike*. Moskva: Mir: 519 [Зенкевич ОК. (1978). *Метод конечных элементов в технике*. Москва: Мир: 519].

Відомості про авторів:

Хмизов Сергій Олександрович – д.мед.н., проф., зав. відділу патології хребта та суглобів дитячого віку ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені проф. М. І. Ситенка НАМН України». Адреса: м. Харків, вул. Пушкінська, 80. <https://orcid.org/0000-0002-6725-0915>.

Якушкін Євгеній Юрійович – аспірант ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені проф. М. І. Ситенка НАМН України». Адреса: м. Харків, вул. Пушкінська, 80. <https://orcid.org/0000-0001-8291-6538>.

Карпінський Михайло Юрійович – ст.н.с. лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені проф. М. І. Ситенка НАМН України». Адреса: м. Харків, вул. Пушкінська, 80. <https://orcid.org/0000-0002-3004-2610>.

Яресько Олександр Васильович – мол.н.с. лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів імені проф. М. І. Ситенка НАМН України». Адреса: м. Харків, вул. Пушкінська, 80. <https://orcid.org/0000-0002-2037-5964>.

Стаття надійшла до редакції 24.09.2022 р., прийнята до друку 16.12.2022 р.