

АНАЛІЗ НАПРУЖЕННО-ДЕФОРМОВАНОГО СТАНУ ЗВ'ЯЗКОВОГО АПАРАТУ КОЛІННОГО СУГЛОБА ПРИ АПЛАЗІЇ ХРЕСТОПОДІБНИХ ЗВ'ЯЗОК ТА ПІСЛЯ ЇХ ВІДНОВЛЕННЯ ЗА МОДИФІКОВАНОЮ МЕТОДИКОЮ SUPER KNEE

**Якушкин Є.Ю., Хмизов С.О.,
Карпінський М.Ю., Ярецько О.В.**

*ДУ «Інститут патології хребта та суглобів
ім. проф. М.І.Ситенка НАМН України», м.Харків*

Вступ. Аплазія хрестоподібних зв'язок є основною причиною нестабільності колінного суглоба при вроджених повздожніх вадах розвитку н/кінцівок [1]. Giorgi перший описав анатомію колінного суглоба при аплазії хрестоподібних зв'язок, вказуючи, що при відсутності хрестоподібних зв'язок змінюється форма суглобових поверхонь суглоба та стає подібною до «шара та виїмки» [2]. Основним та самим ефективним способом лікування нестабільності колінного суглоба при аплазії хрестоподібних зв'язок позасуглобова реконструкція зв'язкового апарату колінного суглоба. Тому для вивчення ефективності даного методу лікування в нашому дослідженні проводиться математичне моделювання напружено деформованого стану у колінному суглобі при аплазії хрестоподібних зв'язок до- та після реконструктивного втручання та порівняння отриманих результатів з нормою.

В наших попередніх роботах [3, 4] ми вивчали напружено-деформований стан зв'язок колінного суглоба в нормі, при аплазії хрестоподібних зв'язок та після їх відновлення за методикою SUPER KNEE за D.Paley [5]. Було виявлено, що при використанні методики SUPER KNEE за D.Paley в деяких ділянках моделі визначаються напруження підвищеного рівня. З метою усунення цього недоліку був розроблений модифікований варіант цієї методики.

Мета. Вивчити величини напружень і деформацій в зв'язковому апараті колінного суглоба при аплазії хрестоподібних зв'язок до- та після реконструктивного втручання за модифікованою методикою SUPER KNEE та порівняння отриманих результатів з оригінальною методикою SUPER KNEE за D.Paley.

Матеріали та методи. Базуючись на результатах наших попередніх досліджень [3, 4], була запропонована модифікація методики

SUPER KNEE, суть якої полягає в проведенні зв'язкового матеріалу з медіального боку суглоба у 8-подібному вигляді. Для вивчення напружено-деформованого стану зв'язкового апарату після виконання його відновлення за розробленою методикою була створена відповідна скінченно-елементна модель, яка наведено на рис. 1.

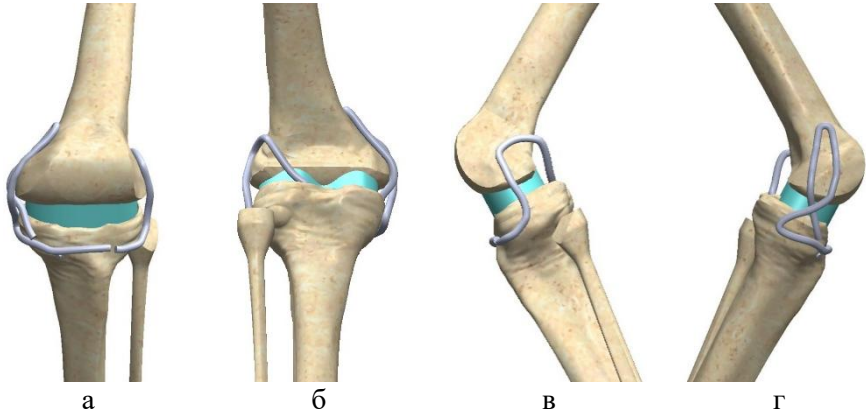


Рис. 1. Скінченно-елементна модель колінного суглоба при після виконання оперативного втручання за модифікованою методикою SUPER KNEE з 8-подібним проведенням колатеральних зв'язок з медіального боку:

а – вид спереду; б – вид ззаду; в – вид з латерального боку; г – вид з медіального боку.

При моделюванні матеріал рахували однорідним та ізотропним. В якості скінченого елемента був обраний 10-вузловий тетраедр з квадратичною апроксимацією. Механічні характеристики біологічних тканин обирали за даними літератури [6, 7, 8]. Характеристики штучних матеріалів обирали за даними технічної літератури [9]. Механічні характеристики матеріалів, що використовували в розрахунках, наведені в таблиці 1.

Модель випробували під впливом вертикального навантаження в положенні згинання колінного суглоба під кутом 135° . Схему навантаження моделі наведено на рис. 2.

Механічні характеристики матеріалів,
що використовували при моделюванні.

Матеріал	Модуль Юнга (E), МПа	Коефіцієнт Пуассона, ν
Кортикальна кістка [3]	18400	0,3
Губчаста кістка [3]	1040	0,3
Хрящова тканина [4]	5,58	0,45
Зв'язки [5]	330	0,40
Лавсан [6]	6000	0,34

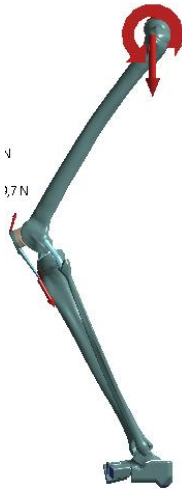


Рис. 2. Схема навантаження моделей.

До головки стегна прикладали навантаження величиною 270 Н, що відповідає середній вазі тіла 10-річної дитини без урахування ваги опорної кінцівки [10]. Також, до головки стегна прикладали крутний момент величиною 104,3 Нм, а до надколінка прикладали 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 ім. проф. М.І.Ситенка НАМН України» [11, 12, 13].

Для порівняння величин напружень в різних моделях були обрані контрольні точки, схема розташування яких наведена на рис. 3.

Перелік контрольних точок та зон їх розташування наведено в табл. 2.

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

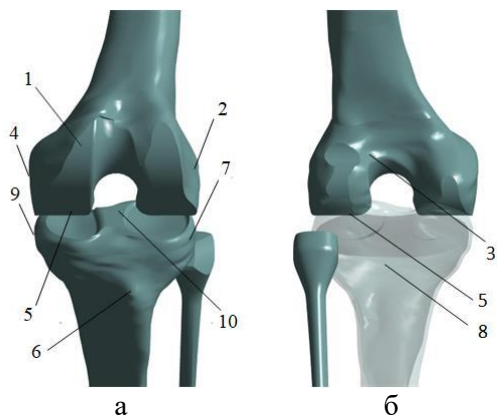


Рис. 3. Схема розташування контрольних точок:
а – вид спереду;
б – вид ззаду.

Таблиця 2

Перелік контрольних точок.

Контрольні точки	Зона розташування	
1	стегнова кістка	спереду
2		ззаду
3		латеральний бік
4		медіальний бік
5		знизу
6	Велико-гомілкова кістка	горбистість спереду
7		горбистість ззаду
8		латеральний бік
9		медіальний бік
10		міжвиросткове підвищення
зв'язки	латеральна зв'язка	
	медіальна зв'язка	
	передня хрестоподібна/стрічка спереду	
	задня хрестоподібна/стрічка ззаду	

Моделювання виконували за допомогою системи автоматизованого проектування SolidWorks. Розрахунки напружено-деформованого стану моделей виконували за допомогою програмного комплексу CosmosM [15]. Дані про величини напружень та відносних деформацій в моделях колінного суглоба в нормі, при аплазії

хрестоподібних зв'язок та після їх відновлення за методикою SUPER KNEE за D.Paley взяти з наших попередніх досліджень [3, 4].

Результати. Виконання реконструктивно-відновлювального втручання за модифікованою методикою SUPER KNEE з 8-подібним проведенням колатеральних зв'язок з медіального боку позитивно впливає на розподіл напружень в стегновій кістці. Картина розподілу напружень в стегновій кістці після відновлення зв'язкового апарату наведено на рис. 4.

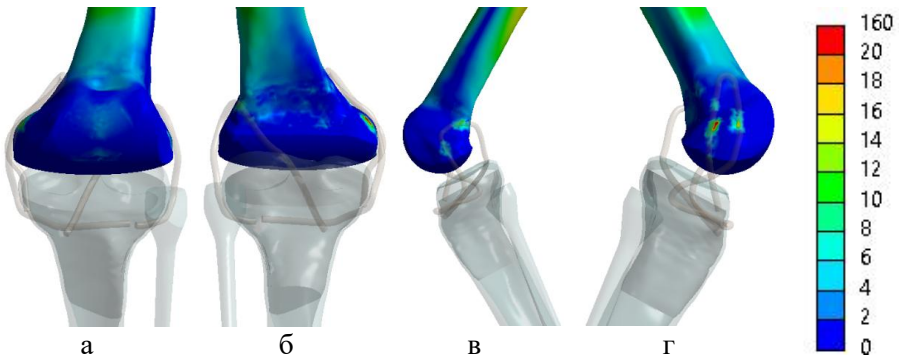


Рис. 4. Картина розподілу напружень в стегновій кістці після відновлення зв'язкового апарату за модифікованою методикою SUPER KNEE з 8-подібним проведенням колатеральних зв'язок з медіального боку:

а – вид спереду; б – вид ззаду; в – вид з латерального боку;
г – вид з медіального боку.

В порівнянні з оригінальною методикою SUPER KNEE за D.Paley, його використання в модифікованому нами варіанті дозволяє в 2 рази знизити рівень напружень в задньому відділі стегнової кістки до 14,2 МПа. При цьому напруження в її передньому відділі зростають незначно з 3,5 МПа до 3,7 МПа. В колатеральних зв'язках спостерігаємо зниження рівня величини напружень від 8,3 МПа до 8,1 МПа, і їх підвищення з латерального боку від 5,2 МПа до 5,9 МПа.

Дані про величини напружень в контрольних точках на стегновій кістці всіх трьох моделей наведені в табл. 3.

Для зручнішого порівняння величин напружень між різними моделями була побудована діаграма, яка наведена на рис. 5.

Величини напружень в стегновій кістці.

Контрольні точки	Зона	Напруження, МПа			
		норма	дефект	SUPER KNEE	модифікований SUPER KNEE
1	спереду	11,5	18,6	3,5	3,7
2	ззаду	12,2	39,4	27,5	14,2
3	латеральний бік	5,4	5,0	5,2	5,9
4	медіальний бік	8,4	7,3	8,3	8,1
5	знизу	5,6	16,3	1,2	1,2

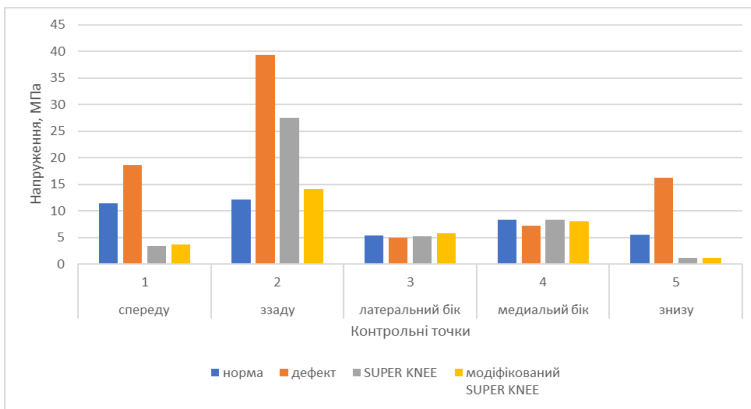


Рис. 5. Діаграма величин напружень в стегновій кістці моделей.

Наведена діаграма відображає значне зниження рівня напружень в задньому відділі стегнової кістки при використанні модифікованої методики SUPER KNEE в порівнянні з оригіналом. В інших відділах зміни рівня напружень не значні і не мають принципового значення.

Напружено-деформований стан великогомілкової кістки після відновлення зв'язкового апарату за модифікованою методикою SUPER KNEE з 8-подібним проведенням колатеральних зв'язок з медіального боку наведено на рис. 6.

В результаті проведеного математичного моделювання визначено, що використання модифікованої методики SUPER KNEE з 8-подібним проведенням колатеральних зв'язок з медіального боку для відновлення зв'язкового апарату колінного суглоба дозволяє знизити рівень напружень на всіх контрольних точках в порівнянні з моделлю

методику SUPER KNEE за D.Paley, але напруження залишаються вищими за модель суглоба в нормі за винятком зони міжвиросткового підвищення, де напруження знижуються до рівня 2,8 МПа залишаються нижчими за модель в нормі, що також пояснюється відсутністю хрестоподібних зв'язок.

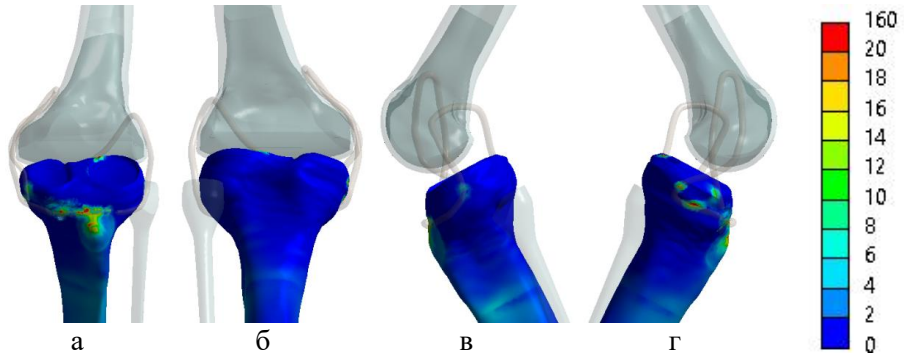


Рис. 6. Картина розподілу напружень в великогомілковій кістці після відновлення зв'язкового апарату за модифікованою методикою SUPER KNEE з 8-подібним проведенням колатеральних зв'язок з медіального боку:

а – вид спереду; б – вид ззаду; в – вид з латерального боку; г – вид з медіального боку.

Дані про величини напружень в контрольних точках на великогомілковій кістці різних моделей наведені в табл. 4.

Таблиця 4

Величини напружень в великогомілковій кістці.

Контрольні точки	Зона	Напруження, МПа			
		норма	дефект	SUPER KNEE	модифікований SUPER KNEE
6	горбистість спереду	10,2	20,4	14,0	13,8
7	горбистість ззаду	2,2	6,0	14,3	11,8
8	латеральний бік	2,7	10,7	4,9	4,6
9	медіальний бік	3,1	7,5	8,1	7,8
10	міжвиросткове підвищення	6,5	4,3	4,8	2,8

Наочне уявлення про співвідношення величин напружень в контрольних точках на великогомілковій кістці різних моделей можна отримати за допомогою діаграми, яка наведена на рис. 7.

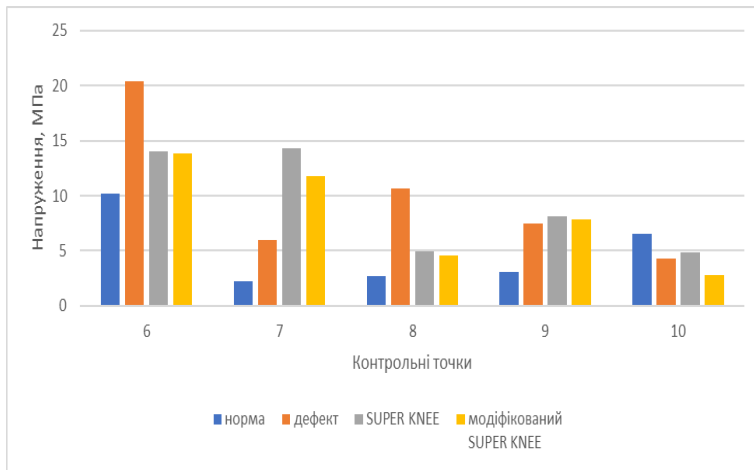


Рис. 7. Діаграма величин напружень в великогомілковій кістці моделей.

Розподіл напружень в зв'язках колінного суглоба після відновлення зв'язкового апарату за модифікованою методикою SUPER KNEE з 8-подібним проведенням колатеральних зв'язок з медіального боку можна побачити на рис. 8.

Математичне моделювання відновлення зв'язкового апарату колінного суглоба за модифікованою методикою SUPER KNEE з 8-подібним проведенням колатеральних зв'язок з медіального боку показало, що в порівнянні з її оригінальним виконанням за D.Paley дозволяє незначно знизити рівень напружень взв'язок за рахунок зміни кута прикладання до них сил, що діють в колінносу суглобі. Про це свідчать величини напружень в стрічці 23,9 МПа та 25,1 МПа з латерального та медіального боків, відповідно. Максимальні напруження, як і при використанні методики SUPER KNEE за D.Paley, виникають в передній частині стрічки і визначаються на рівні 54,2 МПа, що також нижче за оригінальну методику.

Дані про величини напружень в зв'язках моделей наведені в табл. 5.

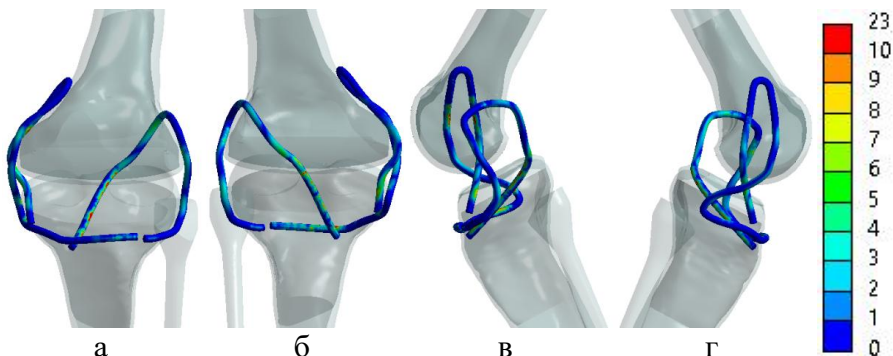


Рис. 8. Картина розподілу напружень в зв'язках колінного суглоба після відновлення зв'язкового апарату за модифікованою методикою SUPER KNEE з 8-подібним проведенням колатеральних зв'язок з медіального боку:

а – вид спереду; б – вид ззаду; в – вид з латерального боку; г – вид з медіального боку.

Таблиця 5

Величини напружень в зв'язках колінного суглоба.

Зв'язки	Напруження, МПа			
	норма	дефект	SUPER KNEE	модифікований SUPER KNEE
латеральна	4,9	9,1	24,1	23,9
медіальна	7,9	12,8	25,7	25,1
передня хрестоподібна	5,3		55,7	54,2
задня хрестоподібна	11,8			

Діаграма, яка наведена на рис. 9, надає можливість наочного порівняння величин напружень, які виникають в зв'язковому апараті колінного суглобу моделей.

На рис. 10 наведено розподіл відносних деформацій в зв'язках колінного суглоба після відновлення зв'язкового апарату за модифікованою методикою SUPER KNEE з 8-подібним проведенням колатеральних зв'язок з медіального боку.

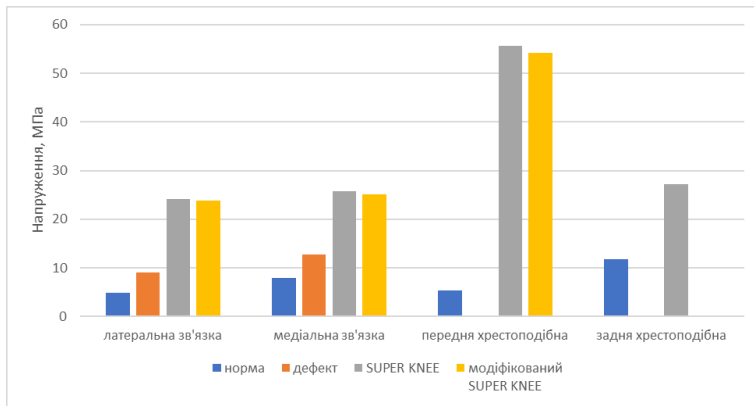


Рис. 9. Діаграма величин напружень в зв'язках колінного суглоба.

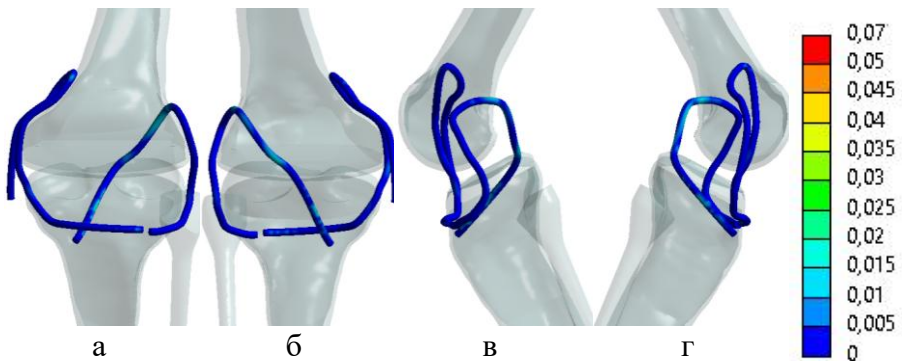


Рис. 10. Картина розподілу відносних деформацій в зв'язках колінного суглоба після відновлення зв'язкового апарату за модифікованою методикою SUPER KNEE з 8-подібним проведенням колатеральних зв'язок з медіального боку:

а – вид спереду; б – вид ззаду;

в – вид з латерального боку; г – вид з медіального боку.

Що стосується величин відносних деформацій в елементах штучного зв'язкового апарату колінного суглоба, то доцільно відмітити, що будь-яких суттєвих переваг модифікована методика в порівнянні з оригінальним варіантом SUPER KNEE за D.Paley не надає, про що переконливо свідчать абсолютно однакові показники, які наведені в табл. 6.

Таблиця 6

Величини відносних деформацій в зв'язках колінного суглоба

Зв'язки	Відносна деформація, %			
	норма	дефект	SUPER KNEE	модифікований SUPER KNEE
латеральна	2,0	3,0	2,0	2,0
медіальна	3,0	5,0	1,0	1,0
передня хрестоподібна	2,0		2,0	2,0
задня хрестоподібна	4,0		0,0	

Діаграма, яка наведена на рис. 11 наоаче наочне уявлення про співвідношення величин відносних деформацій в елементах зв'язкового апарату колінного суглоба різних моделей.

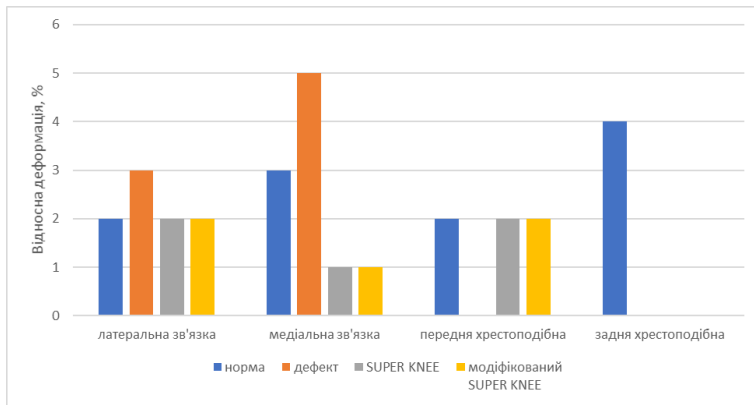


Рис. 11. Діаграма величин відносних деформацій в зв'язках колінного суглоба.

Як видно на діаграмі, відновлення зв'язок колінного суглоба за допомогою штучного матеріалу за методикою SUPER KNEE за D.Paley та її модифікованим варіантом з 8-подібним проведенням колатеральних зв'язок з медіального боку забезпечують значно менші деформації елементів зв'язкового апарату, і як наслідок, більшу стабільність колінного суглоба в порівнянні з нормою, але між собою показники їх відносних деформацій не відрізняються.

Висновки. Модифікована методика SUPER KNEE з 8-подібним проведенням колатеральних зв'язок з медіального боку в порівнянні з

оригінальним методикою SUPER KNEE за D.Paley дозволяє суттєво знизити рівень напружень в задніх відділах стегнової та великогомілкової кісток. Напруження в лавсановій стрічці також знижуються, але зміни не перевищують 5 %.

За критерієм відносних деформацій в елементах лавсанової стрічки обидві методики мають однакові показники.

Література.

1. Khmyzov S, Yakushkin Y, Katsalap Y. Knee joint instability in conditions of congenital malformations of the lower extremities. *Orthopaedics, Traumatology and Prosthetics*. 2021;(1):80-85. doi: 10.15674/0030-59872021180-85.

2. Giorgi B. Morphologic variations of the intercondylar eminence of the knee. *Clin Orthop*. 1956;8:209-217.

3. Хмизов СО, Якушкін ЄЮ, Карпінський МЮ, Ярьсько ОВ. Математичне моделювання напружено-деформованого стану моделі колінного суглоба при аплазії хрестоподібних зв'язок та після відновлення зв'язкового апарату. *Paediatr Surg (Ukr)*. 2022; 4(76):75-83. doi: 10.15574/PS.2022.77.75.

4. Хмизов СО, Якушкін ЄЮ, Карпінський МЮ, Ярьсько ОВ. Вивчення відносних деформацій зв'язкового апарату колінного суглоба при аплазії хрестоподібних зв'язок та після їх відновлення (математичне моделювання). *Травма*. 2022;23(5):12-18. doi: 10.22141/1608-1706.5.23.2022.911.

5. Paley D, Standard SC, Wiesel SW. Treatment of congenital femoral deficiency. In: *Operative techniques in orthopaedic surgery*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2010. p. 1202-1223.

6. Cowin SC, editor. *Bone mechanics handbook*. CRC Press Reference; 2001.

7. Vidal-Lesso A, Ledesma-Orozco E, Daza-Benítez L, Lesso-Arroyo R. Mechanical Characterization of Femoral Cartilage Under Unicompartimental Osteoarthritis. *Ing Mec Tecnol Desarro*. 2014;4(6):239-246.

8. Woo SL-Y, Abramowitch SD, Kilger R, Liang R. Biomechanics of knee ligaments: injury, healing, and repair. *J Biomech*. 2006;39:1-20. doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.10.025.

9. Гуль ВЕ. Структура и механические свойства полимеров. Москва: Высшая школа; 1966.

10. Gere JM, Timoshenko SP. *Mechanics of material*. 5th ed. Boston: PWS-Kent; 1997. p. 912.

11. Тяжелов АА, Карпинский МЮ, Карпинская ЕД, Гончарова ЛД, Климовицкий РВ. Моделирование работы мышц тазового пояса после эндопротезирования тазобедренного сустава при различной величине общего бедренного офсета. *Травма*. 2017;18(6):133-140. doi: 10.22141/1608-1706.6.18.2017.121191.

12. Тяжелов АА, Карпинская ЕД, Карпинский МЮ, Браницкий АЮ. Влияние контрактур тазобедренного сустава на силу мышц бедра. *Georgian Med News*. 2020;9(306):10-18.

13. Тяжелов АА, Карпінський МЮ, Юрченко ДА, Карпінська ОД, Гончарова ЛЄ. Математичне моделювання як інструмент дослідження функції м'язів тазового пояса при диспластичному коксартрозі. *Травма*. 2022;23(1):4-11. doi: 10.22141/1608-1706.1.23.2022.876.

14. Kumar K, Zindani D, Davim JP. *Mastering SolidWorks. Practical Examples*. Cham: Springer; 2020. doi: 10.1007/978-3-030-38901-7.

15. Rao SS. *The Finite Element Method in Engineering*. 5th ed. Oxford: Elsevier Science; 2010. p. 726. ISBN: 978-1-85617-661-3.