

УДК 617.583:[616.728.3-001:616.758-089.843]

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-5987202325-12>

Дослідження впливу положення сухожильного трансплантата підколінного м'яза на стабільність колінного суглоба за умов пластики структур задньолатерального кута

М. Л. Головаха¹, С. П. Панченко², С. А. Бондаренко¹, А. А. Безверхий¹

¹ Запорізький державний медичний університет. Україна

² Національний технічний університет «Дніпровська політехніка». Дніпро. Україна

Damage to the posterolateral angle of the knee joint is an injury that occurs occasionally and can be isolated or combined with tears of the posterior or anterior cruciate ligaments. The key link of damage to the posterior lateral corner is the rupture of the tendon of the hamstring muscle, main stabilizer of excess external rotation lower legs. Objective. Determine the optimal fixation position tendon graft on the posterior surface of the tibia subject to recovery of the hamstring muscle which ensuring the greatest stability of the lower leg during external rotation. Methods. Models of the knee joint were built with different attachment points of the popliteal graft muscle in the ANSYS software environment. The criteria for evaluating the effectiveness of selecting the fixation point of the transplant were chosen as the degree of movement of the finite parts elements of the model. Results. The smallest movements in all directions received in the case when the transplant fixed as far as possible outwards and upwards, near the joint surface. Maximum — in the direction of the coordinate axes, as well as full movement were recorded for the control model, in the absence of the hamstring tendon. The nature of the distribution of displacement fields in all models p graft and control were identical. Biggest there were additional displacements in the direction of the x axis (outward). on the front border of the platform, and the largest negative (so far redins) on the back. The largest additional shifts to the sides the y (front) axes are fixed at the leftmost limit and the largest negative (back) — to the right. Conclusions. In view of the stability of the lower leg during rotational loading, the most effective is fixation of the hamstring graft on the back surface of the fibula is as late as possible and closer to its cardiac surface, finished in this case, the dimensions are found to be the smallest in all directions. The greatest displacement in all directions obtained in the control model for less tendon hamstring muscle. Key words. Knee joint, transplant, tendon.

Ушкодження задньолатерального кута колінного суглоба — травма, яка трапляється зрідка, може бути ізольованою чи поєднаною з розривами задньої або передньої схрещених зв'язок. Ключовою ланкою ушкодження задньолатерального кута є розрив сухожилка підколінного м'яза, основного стабілізатора надлишкової зовнішньої ротації гомілки. Мета. Визначити оптимальне положення фіксації сухожилкового трансплантата на задній поверхні великогомілкової кістки за умов відновлення підколінного м'яза, що забезпечує найбільшу стабільність гомілки під час зовнішньої ротації. Методи. Побудовано моделі колінного суглоба з різними точками кріплення трансплантата підколінного м'яза в програмному середовищі ANSYS. Критеріями оцінювання ефективності вибору точки фіксації трансплантата обрано ступень переміщення частин скінченних елементів моделі. Результати. Найменші переміщення у всіх напрямках отримані у випадку, коли трансплантат фіксували максимально назовні та догори, біля суглобової поверхні. Максимальні — у напрямку координатних осей, а також повного переміщення зафіксовані для контрольної моделі, за відсутності сухожилка підколінного м'яза. Характер розподілу полів переміщень у всіх моделей із трансплантатом і контрольній був ідентичним. Найбільші додатні переміщення у напрямку осі x (назовні) виникали на передній межі платформи, а найбільші від'ємні (досередини) — на задній. Найбільші додатні переміщення у бік осі y (вперед) зафіксовані на крайній лівій межі, а найбільші від'ємні (назад) — на правій. Висновки. З огляду на стабільність гомілки під час ротаційного навантаження найефективнішою є фіксація трансплантата підколінного м'яза на задній поверхні великогомілкової кістки максимально латерально та ближче до її суглобової поверхні, оскільки в цьому випадку величини переміщень виявились найменшими у всіх напрямках. Найбільші переміщення у всіх напрямках отримані в контрольній моделі за відсутності сухожилка підколінного м'яза.

Ключові слова. Колінний суглоб, трансплантат, сухожилок

Вступ

Ушкодження задньолатерального кута колінного суглоба — це травма, яка трапляється зрідка, може бути ізольованою чи поєднаною з розривами задньої або передньої схрещених зв'язок [1, 2]. Ключовою ланкою ушкодження задньолатерального кута є розрив сухожилка підколінного м'яза — головного стабілізатора надлишкової зовнішньої ротації гомілки (рис. 1). Такі травми можуть бути ізольованими або виникати в разі комплексних травм, у поєднанні з розривами задньої та передньої схрещених зв'язок, вивихів гомілки тощо.

Відновлення сухожилка підколінного м'яза часто називають «ключем» вдалого лікування задньої нестабільності колінного суглоба. При цьому проблема полягає в тому, що ми відновлюємо функцію підколінного м'яза не зовсім анатомічно, точно відтворюючи лише його прикріплення до виростка стегнової кістки. Хірургічне втручання з пластики сухожилка підколінного м'яза передбачає свердління каналу в зовнішньому виростку великогомілкової кістки спереду назад, точка виходу якого на задній поверхні великогомілкової кістки є геометричним місцем кріплення трансплантата — в проєкції сухожилка підколінного м'яза (рис. 2, трансплантат сухожилка показано зеленим кольором). Крім того, ми замінюємо м'яз, який скорочується і натягує гомілку по відношенню до стегна, сухожилковим трансплантатом постійної довжини. Таке відновлення ніколи не буде ані анатомічним, ані фізіологічним. Проте іншої можливості відновити функцію підколінного м'яза немає і ми, обираючи з двох зол менше, стабілізуємо зовнішню ротацію гомілки сухожилковим трансплантатом постійної довжини. Точка кріплення трансплантата на задній поверхні

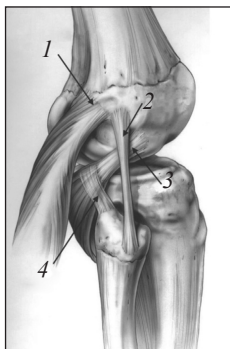


Рис. 1. Анатомічні структури задньолатерального кута колінного суглоба: 1 — зовнішня головка литкового м'яза; 2 — латеральна обхідна зв'язка; 3 — сухожилок підколінного м'яза [3]

великогомілкової кістки є предметом нашого інтересу в поданому дослідженні. Точних рекомендацій щодо її вибору в літературі не наведено.

Мета: визначити оптимальне положення фіксації сухожилкового трансплантата на задній поверхні великогомілкової кістки за умов відновлення підколінного м'яза, що забезпечує найбільшу стабільність гомілки під час її зовнішньої ротації.

Матеріал і методи

Дослідження виконано з використанням програмного комплексу, який базується на методі скінченних елементів у програмному середовищі ANSYS. Об'єктом дослідження був колінний суглоб та його зв'язки. Із метою спрощення розрахунків геометрична модель складалася лише зі суглобових кінців великогомілкової, малогомілкової та стегнової кісток, які формують колінний суглоб (рис. 3).

Ураховуючи складну геометрію поверхні кісток, суглобові кінці були побудовані за даними комп'ютерної томографії (КТ) колінного суглоба дорослої людини за допомогою спеціалізованого програмного забезпечення для обробки КТ-знімків (3D Slicer). Отриману модель у форматі *stl* використано для подальших розрахунків. Отже, форма та розміри моделі відповідали дійсному колінному суглобу людини. При цьому габаритні (максимальні) розміри моделі в горизонтальній площині склали 100×70 мм. Для зменшення загальної кількості скінченних елементів модель обмежили по висоті до 15 см. Розрахункова модель колінного суглоба відповідала положенню розгинання за його вертикальної орієнтації.

Відзначимо, що моделюючи стабільність колінного суглоба, відобразити повною мірою його будову та поведінку окремих зв'язок досить складно, як з огляду на геометрію, так і фізику цієї анатомічної структури. Кожна зв'язка складається з волокон, які утворюють пучки, останні кріпляться до суглобових кінців кісток у кількох точках, займаючи певну площу на поверхні кістки. При цьому зв'язка може змінюватися по товщині, розширюючись до місць кріплення, а також, за рахунок різного напрямку волокон, може мати поворот поперечного перерізу навколо своєї поздовжньої осі. Крім того, зв'язки мають не лише пружні фізико-механічні властивості, а й такі, як скоротливість та релаксація, визначення та врахування яких є трудомістким завданням.

Вочевидь, що відтворення особливостей будови та властивостей зв'язок суттєво збільшило би час на побудову моделі (геометрична сторона задачі) та виконання розрахунку (фізична сторона задачі). До того ж, іноді врахувати деякі особливості зв'язок взагалі неможливо.

З огляду на сказане, ми розглядали зв'язку як елемент, що працює лише на розтягнення, тобто припустили, що в зв'язці можуть виникати лише поздовжні зусилля, які її розтягують. Тому ми вважали за можливе замінити дійсні форми зв'язок циліндричними елементами з малою згинальною жорсткістю (за рахунок зниження розмірів діаметра циліндра). Основи циліндрів закріплювали у місцях початку зв'язок, які визначали як центри зони контакту зв'язки з поверхнею кістки. Діаметри всіх циліндрів дорівнювали 2 мм, а довжини обумовлені місцями кріплення зв'язок (рис. 4).

У табл. 1 показані дійсні розміри поперечних перерізів і довжини зв'язок колінного суглоба.

Матеріал елементів (кісток і зв'язок колінного суглоба) вважали пружним, однорідним та ізотропним. Оскільки предметом дослідження, в першу чергу, є напружено-деформований стан зв'язкового апарата колінного суглоба, а також урахування суттєву різницю в пружних властивостях кісткової тканини та зв'язок, суглобовим кінцям кісток задавали властивості компактною кістковою тканиною (губчасту не виділяли): модуль Юнга — 2×104 МПа, коефіцієнт Пуассона — 0,25 [10]. Механічні величини зв'язкового апарата, використані в розрахунках, відповідали середнім значенням властивостей зв'язок колінного суглоба дорослої людини (табл. 2).

Зауважимо, що заміна анатомічної форми зв'язок їхніми спрощеними моделями у вигляді циліндрів призводить до зміни деяких характеристик моделей, а саме: жорсткості перерізу стрижня (зв'язки) під час розтягування (EA), модуля Юнга (E), площини поперечного перерізу (A). Тому виникла необхідність визначити такі

модулі пружності, величина яких давала б моделям зв'язок показники жорсткості, аналогічні дійсним. Для цього виконано розрахунок наведеного модуля пружності зв'язок на підставі рівності величин жорсткості на розтягнення зв'язки і циліндра, що моделює її:

$$E_z A_z = E_c A_c, \quad (1)$$

де $E_z A_z$ — жорсткість зв'язки на розтягування, $E_c A_c$ — жорсткість циліндра на розтягування.

Звідси приведений модуль пружності зв'язки:

$$E_c = E_z A_z / A_c. \quad (2)$$

Результати розрахунків наведені в табл. 2.

Навантаження розрахункової моделі здійснювали в такий спосіб. Як відомо, з боку гомілки колінний суглоб формується суглобовими кінцями двох кісток: великогомілкової та малогомілкової, які відображені в розрахунковій моделі. Ці кістки можуть бути рухомі одна відносно іншої, а в разі прикладання навантаження до гомілки вплив на обидві кістки має передаватись одночасно. Із метою виключення взаємного зміщення малогомілкової та великогомілкової кісток суглобові кінці в нижній частині моделі жорстко з'єднали між собою циліндричним елементом (платформою) висотою 10 мм і діаметром 120 мм (рис. 5, а, б, г). Механічні властивості платформи відповідали властивостям компактною кістки.

В основі цього дослідження лежить оцінювання однієї з функцій підколінного м'яза — забезпечення стабільності гомілки під час зовнішньої ротації. Тому навантаження моделі здійснювали обертальним моментом, який прикладали до нижньої основи циліндричної платформи у напрямку назовні (рис. 5, г). Тобто, виконували зовнішню ротацію великогомілкової кістки. Величину моменту вибирали довільно, і після попередніх розрахунків її визначили на рівні $15 \text{ Н} \times \text{м}$.

Таблиця 1

Розміри зв'язок колінного суглоба [3–8]

Зв'язка	Довжина, мм	Площина поперечного перерізу, мм ²
Передня схрещена	32,00	37,40
Задня схрещена	35,00	64,05
Латеральна обхідна	48,15	8,76
Медіальна обхідна	68,99	24,54
Сухожилок підколінного м'яза	34,30	21,90

Таблиця 2

Механічні властивості зв'язок колінного суглоба [7–9]

Зв'язка	Модуль Юнга, МПа	Коефіцієнт Пуассона	Приведений модуль Юнга, МПа
Передня схрещена	123	0,4	1464
Задня схрещена	168	0,4	3425
Латеральна обхідна	280	0,4	781
Медіальна обхідна	224	0,4	1750
Сухожилок підколінного м'яза	130,9	0,4	913

До моделі прикладали такі граничні умови: забороняли переміщення фрагмента стегнової кістки у всіх напрямках, для моделі голілки — вертикальні переміщення, за іншими напрямками допускали вільні зміщення.

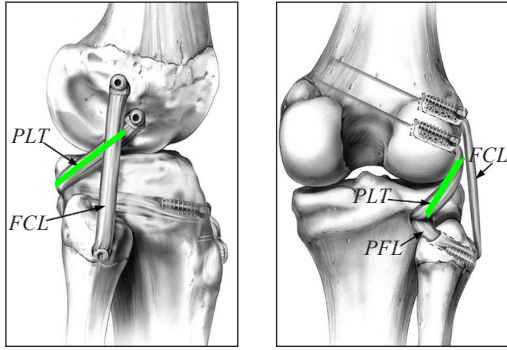


Рис. 2. Реконструкція задньолатерального кута за LaPrade. Вигляд із латерального боку та позаду. FCL — пучок, який відновлює малоомілкову обідну зв'язку, PLT — сухожилок підколінного м'яза, PFL — підколінно-малоомілкова зв'язка [3]

Для зручності орієнтації введено прямокутну систему координат (рис. 5, а). По відношенню до моделі, вісь x була спрямована зсередини-назовні; y — перпендикулярно до осі x , ззаду наперед; z — перпендикулярно площині xOy , знизу догори. Тобто вісь z збігалася з вертикальною віссю моделі нижньої кінцівки, а площина xOy була перпендикулярна цій осі.

Для виконання дослідження щодо визначення найоптимальнішого положення фіксації трансплантата підколінного м'яза на задній поверхні великогомілкової кістки побудовано 9 розрахункових схем, які відрізнялися місцем його кріплення. Також була побудована і контрольна 10-та модель, де не було сухожилку підколінного м'яза. Трансплантат моделювали у вигляді циліндра діаметром 2 мм, пружні його властивості наведено в табл. 2. Верхній край трансплантата прикріплювали до анатомічної точки початку сухожилка

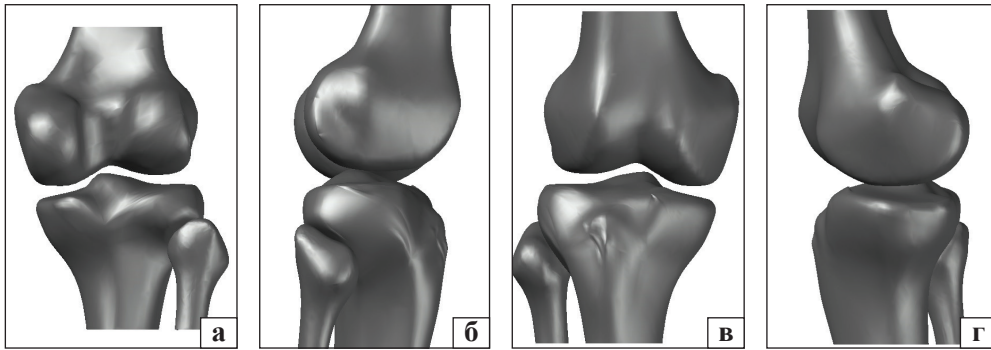


Рис. 3. Тривимірна модель колінного суглоба: вигляд ззаду (а), зі зовнішнього боку (б), спереду (в) та з внутрішнього боку (г)

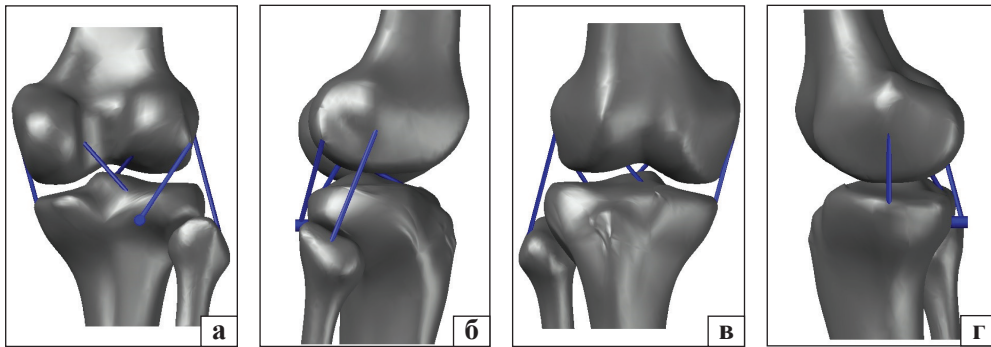


Рис. 4. Схема розташування зв'язок колінного суглоба: вигляд ззаду (а), зі зовнішнього боку (б), спереду (в) та з внутрішнього боку (г)

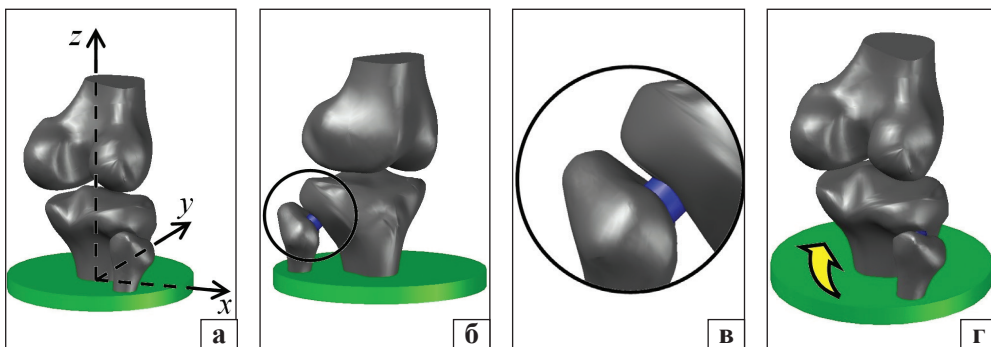


Рис. 5. Модель колінного суглоба: а) використовується система координат; б, в) з'єднання великогомілкової і малоомілкової кісток у проксимальному епіфізі; г) напрямок дії ротатійного навантаження

підколінного м'яза на зовнішньому виростку стегнової кістки, а положення його фіксації на задній поверхні великогомілкової кістки змінювали по вертикалі та горизонталі у фронтальній площині. Для зручності прикріплення нижньої частини трансплантата до великогомілкової кістки здійснено через циліндричні елементи, створені на задній поверхні її зовнішнього виростка (рис. 6, а, б).

Результати та їх обговорення

За підсумками розрахунків отримано картини розподілу напружень, деформацій і переміщень в елементах моделі колінного суглоба (суглобові кінці кісток та зв'язки). Нагадаємо, що дослідження проведено для визначення оптимального положення трансплантата для відновлення підколінного м'яза на задній поверхні зовнішнього виростка великогомілкової кістки. Оскільки основною метою операції є забезпечення стабільності гомілки під час ротаційного навантаження,

то критеріями оцінювання ефективності вибору точки фіксації трансплантата ми обрали ступень переміщення частин скінченних елементів моделі. Основними величинами були максимальні переміщення точок циліндричної платформи за напрямками координатних осей x, y , а також величина повного переміщення платформи.

У табл. 3 показано найбільше та найменше, з урахуванням знаку, зміщення точок моделі уздовж координатних осей, а також величини повного переміщення. Бачимо, що зміщення великогомілкової кістки назовні у фронтальній площині (додатній напрямком по осі x) виявилися більшими, ніж у сагітальній (по осі y) за всіх варіантів фіксації трансплантата. При цьому значення переміщень назовні були більшими за переміщення досередини, а переміщення вперед виявилися більшими за переміщення назад. Це свідчить, що за умов ротаційного навантаження на колінний суглоб переважне зміщення моделі гомілки відбувається назовні і вперед.

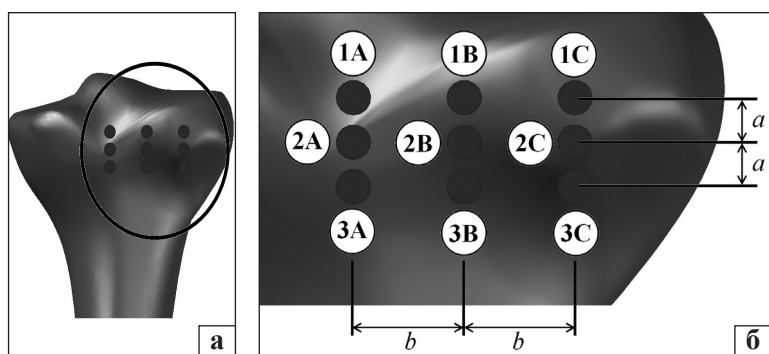


Рис. 6. Схема розташування точок фіксації трансплантата для реконструкції сухожилка підколінного м'яза

Таблиця 3

Переміщення точок платформи

Положення точки	Переміщення, мм				
	по осі x		по осі y		Максимальне повне зміщення (d)
	x_{max}	x_{min}	y_{max}	y_{min}	
1A	9,999	-4,324	8,369	-5,955	10,245
1B	9,703	-4,125	8,136	-5,691	9,959
1C	9,147	-4,015	7,710	-5,452	9,385
2A	9,954	-4,422	8,335	-6,042	10,183
2B	9,487	-4,149	7,963	-5,673	9,722
2C	9,431	-4,292	7,949	-5,773	9,651
3A	9,947	-4,471	8,336	-6,082	10,170
3B	9,672	-4,365	8,127	-5,909	9,894
3C	9,644	-4,529	8,127	-6,047	9,848
Без сухожилку	10,696	-5,491	8,994	-7,192	10,848

Примітки: x_{max}, x_{min} — переміщення вздовж осі x у додатному та від'ємному напрямках (x_{max} — назовні, x_{min} — досередини), y_{max}, y_{min} — переміщення вздовж осі y (y_{max} — вперед, y_{min} — назад), d — максимальне повне переміщення.

Щодо переміщень вздовж осі x (у фронтальній площині) можна помітити таке. Незалежно від висоти фіксації трансплантата (рівні 1, 2, 3) в разі зміщення точки прикріплення ззовні всередину (від точок С до точок А, рис. 6, б) збільшуються величини x_{max} . Водночас, переміщення x_{min} за фіксації трансплантата нижче від суглобової поверхні (точки 2АВС і 3АВС) зменшуються в разі переходу від латеральної точки фіксації (точка С) до середньої (точка В), а потім знову збільшуються в разі переходу від середньої точки В до медіальної точки А. Проте на верхньому рівні (1АВС) за умов зміщення точки фіксації ззовні всередину (від С до А) переміщення точок платформи x_{min} (у напрямку осі x досередини) і x_{max} поступово зростає.

Характер розподілу величин переміщень y_{max} і y_{min} в напрямку координатної осі y був аналогічним до таких вздовж осі x (табл. 3).

Зміна величин повних переміщень (d) залежно від положення точки фіксації трансплантата підколінного м'яза на великогомілковій кістці повністю корелювала зі зміною переміщень у фронтальній площині x_{max} , x_{min} (по осі x).

Таким чином, встановлено, що за умов зміщення місця фіксації трансплантата від точок С до точок А (від периферії плато великогомілкової кістки до центра) зростають величини переміщень у всіх напрямках, тобто погіршується стійкість колінного суглоба до зовнішньої ротації. При цьому відбувається або поступове зростання, або спад величин за умов переходу від точки С до точки В і потім знову зростання за зміщення фіксації від точки В до точки А. Проте у всіх розрахункових випадках величини переміщень у разі фіксації трансплантата в точці А були вищими за такі у точці С. Виняток склали лише переміщення x_{min} (досередини, у фронтальній площині) для моделей фіксації трансплантата на рівні 3АВС.

У цьому випадку переміщення x_{min} у точці А виявилися трохи меншими, ніж у точці С.

Зазначене зростання величин переміщень в разі зміщення точки фіксації трансплантата ззовні всередину пояснюється збільшенням у цьому випадку довжини трансплантата і його станом осевого розтягу. А відповідно до формули для визначення абсолютного подовження, отриманої зі закону Гука [11]:

$$\Delta l = Nl / EA \quad (3)$$

впливає, що за всіх рівних інших умов, подовження буде більше в того елемента, довжина якого більша.

Описаний характер змін переміщень точок моделі вказує на те, що чим нижче і центральніше ми фіксуємо трансплантат на великогомілковій кістці під час пластики підколінного м'яза, тим менш ротаційно стійким буде колінний суглоб.

Обговорення

Серед усіх розрахункових схем, де моделювали наявність відновленого підколінного м'яза, найменші переміщення у всіх напрямках отримані у випадку, коли трансплантат фіксували в точці 1С — максимально назовні та догори, біля суглобової поверхні. А найбільші x_{max} , і y_{max} отримані в моделі з фіксацією трансплантата на верхньому рівні в центрі великогомілкової кістки (точка 1А). Максимальне переміщення x_{min} зафіксовано в разі прикріплення трансплантата на нижньому рівні із зовнішнього боку (точка 3С), а y_{min} — також за фіксації на нижньому рівні, але в центрі великогомілкової кістки (точка 3А).

Необхідно зауважити, що серед усіх розрахункових величин, очікувано, максимальні значення переміщень у напрямку координатних осей, а також повного переміщення отримані для контрольної моделі, де не враховано вплив сухожилка підколінного м'яза, тобто він був відсутнім.

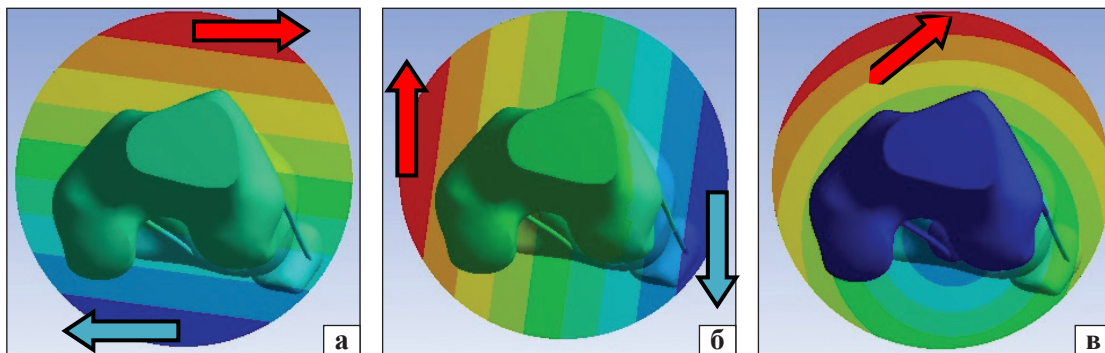


Рис. 7. Картина розподілу полів переміщень у розрахункових моделях (вигляд зверху): уздовж осі x (а), осі y (б) та повного переміщення d (в). Стрілки показують точки виникнення та напрямки зазначених максимальних переміщень

Розглянуті величини переміщень (x_{max} , x_{min} , y_{max} , y_{min} , d), отримані в контрольній моделі, перевищували аналогічні значення у моделі з мінімальними переміщеннями на 17, 37, 17, 32, 16 % відповідно. При цьому найбільші переміщення серед моделей із встановленням трансплантата підколінного м'яза перевищували аналогічні мінімальні значення на 9, 13, 8, 11, 9 %. Крім того, величини переміщень точок платформи контрольної моделі перевищували найбільші аналогічні значення, отримані в розрахунках із встановленням трансплантата підколінного м'яза, на 7, 21, 7, 18, 6 %.

Значення x_{min} були меншими за x_{max} залежно від точки прикріплення трансплантата на 53–57 %, а y_{min} порівняно з y_{max} — на 26–30 %. Переміщення y_{max} були меншими за x_{max} на 15–16 %, але y_{min} виявилися вищими за x_{min} на 33–38 %. У моделі, в якій підколінний м'яз був відсутнім, різниця між величинами зазначених переміщень була нижчою і вони склали 48 % ($x_{min} - x_{max}$), 20 % ($y_{min} - y_{max}$), 31 % ($y_{min} - x_{min}$), проте для пари $y_{max} - x_{max}$ зазначена різниця залишалася на рівні 16 %. Для всіх моделей фіксації зміщення точок платформи переважно відбувалося за напрямками назовні та вперед.

Виникали максимальні додатні та від'ємні переміщення у точках платформи, найбільш віддалених від її центра (рис. 7). Визначено, що характер розподілу полів переміщень у всіх моделей із трансплантатом і контрольній був ідентичним. Найбільші додатні переміщення у напрямку осі x (назовні, червона стрілка) виникали на передній межі платформи, а найбільші від'ємні (досередини, синя стрілка) — на задній (рис. 7, а). Водночас, найбільші додатні переміщення у бік осі y (вперед, червона стрілка) зафіксовані на крайній лівій межі, а найбільші від'ємні (назад, синя стрілка) — на правій (рис. 7, б). Максимально повні переміщення (d) отримані в точках платформи, які знаходяться проміж точками, де виникали найбільші переміщення x_{max} та y_{max} (рис. 7, в). Напрямок повного переміщення d можна визначити за правилом паралелограма, яке застосовують для складання векторів (напрямок червоної стрілки).

Аналіз отриманих даних за величинами максимальних переміщень, а також розташування точок їхнього виникнення та напрямки зміщень свідчать, що оптимальною точкою фіксації трансплантата підколінного м'яза на задній поверхні стегнової кістки є точка ІС.

Висновки

З огляду на стабільність гомілки під час ротаційного навантаження найбільш ефективним є прикріплення трансплантата за умов пластики підколінного м'яза на задній поверхні великогомілкової кістки максимально латерально і ближче до її суглобової поверхні. Це підтверджують величини переміщень, які в цьому випадку виявились найменшими у всіх напрямках.

Найбільші переміщення у всіх напрямках отримані в контрольній моделі, де сухожилок підколінного м'яза був відсутнім.

За умов зміщення точки фіксації трансплантата підколінного м'яза на задній поверхні великогомілкової кістки ззовні всередину зростають переміщення, що означає зменшення стабільності гомілки під час зовнішньої ротації.

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Список літератури

1. Golovakha, M. L., Shyshka, I. V., Banit, O. V., Krasnoperov, S. N., Scbabus, R., & Orlianski, W. (2011). Effect of sagittal tibial slope on risk of anterior cruciate ligament injury. *Herald of Orthopaedics, Traumatology and Prosthetics*, (2), 34–38. Retrieved from: http://dspace.zsmu.edu.ua/bitstream/123456789/11686/1/Votip_2011_2_9.pdf (in russian)
2. Golovakha, M., Bondarenko, S., & Orljanski, W. (2021). Results of minimally invasive knee posterolateral corner reconstruction. *Orthopaedics, Traumatology and Prosthetics*, (4), 13–21. <https://doi.org/10.15674/0030-59872021413-21>
3. LaPrade, R. F., Ly, T. V., Wentorf, F. A., & Engebretsen, L. (2003). The posterolateral attachments of the knee: a qualitative and quantitative morphologic analysis of the fibular collateral ligament, popliteus tendon, popliteofibular ligament, and lateral gastrocnemius tendon. *The American Journal of Sports Medicine*, 31(6), 854–860. <http://doi.org/10.1177/03635465030310062101>
4. Triantafyllidi, E., Paschos, N. K., Goussia, A., Barkoula, N. M., Exarchos, D. A., Matikas, T. E., Malamou-Mitsi, V., & Georgoulis, A. D. (2013). The shape and the thickness of the anterior cruciate ligament along its length in relation to the posterior cruciate ligament: a cadaveric study. *Arthroscopy*, 29(12), 1963–1973. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2013.09.007>
5. Cho, H.-J., Kwak, D.-S. (2020). Mechanical properties and characteristics of the anterolateral and collateral ligaments of the knee. *Applied Sciences*, 10(18), 6266. <https://doi.org/10.3390/app10186266>
6. Logterman, S. L., Wydra, F. B., & Frank, R. M. (2018). Posterior cruciate ligament: anatomy and biomechanics. *Current reviews in musculoskeletal medicine*, 11(3), 510–514. <https://doi.org/10.1007/s12178-018-9492-1>
7. Cone, S. G., Howe, D., & Fisher, M. B. (2019). Size and shape of the human anterior cruciate ligament and the impact of sex and skeletal growth: A Systematic Review. *JBJS reviews*, 7(6), e8. <https://doi.org/10.2106/JBJS.RVW.18.00145>
8. LaPrade, R. F., Bollom, T. S., Wentorf, F. A., Wills, N. J., & Meister, K. (2005). Mechanical properties of the posterolateral structures of the knee. *The American journal of sports medicine*, 33(9), 1386–1391. <https://doi.org/10.1177/0363546504274143>
9. Orozco, G. A., Tanska, P., Mononen, M. E., Halonen, K. S., & Korhonen, R. K. (2018). The effect of constitutive

- representations and structural constituents of ligaments on knee joint mechanics. *Scientific reports*, 8(1), 2323. <https://doi.org/10.1038/s41598-018-20739-w>
10. Golovakha, M. L., Orljanski, W., Benedetto, K. P., Panchenko, S., Büchler, P., Henle, P., & Aghayev, E. (2014). Comparison of theoretical fixation stability of three devices employed in medial opening wedge high tibial osteotomy: a finite element analysis. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 15, 230. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-15-230>
11. Feodosiev, V. I. (1986). *Strength of materials*. Moscow: Nauka.

Стаття надійшла до редакції 01.05.2023

STUDY OF THE INFLUENCE OF THE POSITION OF THE TENDON GRAFT HAMSTRING MUSCLE ON THE STABILITY OF THE KNEE JOINT UNDER THE CONDITIONS OF PLASTICITY OF THE STRUCTURES OF THE POSTEROLATERAL ANGLE

M. L. Golovakha ¹, S. P. Panchenko ², S. A. Bondarenko ¹, A. A. Bezverkhyi ¹

¹ Zaporizhzhia State Medical University. Ukraine

² Dnipro University of Technology. Ukraine

✉ Maxim Golovakha, MD, Prof. in Traumatology and Orthopaedics: golovaham1@gmail.com

✉ Serhii Panchenko: panchenko.s.p@nmu.one

✉ Stanislav Bondarenko, MD: trauma.bon.s@gmail.com

✉ Andrey Bezverkhyi, MD: andreybezverxiy19@gmail.com