

УДК 616.718.49-539.3-089.007.84-036.838

БУР'ЯНОВ О.А.¹, КРИЩУК М.Г.², ЛИХОДІЙ В.В.¹, ЄЩЕНКО В.О.², ЗАДНІЧЕНКО М.О.¹, СОБОЛЕВСЬКИЙ Ю.Л.¹¹Національний медичний університет імені О.О. Богомольця, кафедра травматології та ортопедії, м. Київ²НТУ України «Київський політехнічний інститут», кафедра динаміки, міцності машин та опору матеріалів

ІМІТАЦІЙНЕ КОМП'ЮТЕРНЕ МОДЕЛЮВАННЯ ВПЛИВУ ЛАТЕРАЛЬНОГО РЕЛІЗУ НА НЕСТАБІЛЬНІСТЬ НАДКОЛІНКА ДИСПЛАСТИЧНОГО ГЕНЕЗУ

Резюме. На основі створених динамічних моделей пателофemorального суглоба з дисплазією виростків стегнової кістки (тип А та В) проведено визначення кутових та лінійних переміщень надколінка, а також еквівалентних за Мізесом напружень у хрящі надколінка при згинанні колінного суглоба від 0° до 30° у нормі, при нестабільності надколінка та латеральному релізі при нестабільності, що супроводжується дисплазією виростків стегнової кістки типу А та В. Встановлено, що при нестабільності надколінка концентратори напруження розташовуються лише на латеральній фасетці незалежно від типу дисплазії. Тип дисплазії впливає на кутові та лінійні переміщення надколінка, а також розподіл еквівалентних за Мізесом напружень у хрящі надколінка в нормі та при нестабільності. Латеральний реліз зменшує напруження на латеральній фасетці надколінка, проте не нормалізує кутові та лінійні переміщення. Тип дисплазії виростків стегнової кістки впливає на розподіл напруження та кутові та лінійні переміщення надколінка при латеральному релізі.

Ключові слова: комп'ютерне моделювання, нестабільність надколінка, дисплазія виростків стегна, латеральний реліз.

Вступ

За даними різних авторів [2, 4, 5, 8], ізолюваний латеральний реліз забезпечує від 30 до 100 % задовільних клінічних результатів, що свідчить про відсутність загальноприйнятого погляду на використання цієї операції при нестабільності надколінка. В останнє десятиріччя критично оцінюють показання до латерального релізу. Основою для цього стали біомеханічні дослідження, в яких ізолюваний латеральний реліз зменшує латеральну [3, 9] та медіальну стабільність надколінка [7, 9]. Розсічення латеральних стабілізуючих структур впливає не тільки на стабільність надколінка, але й зменшує тиск на латеральній фасетці [9].

У літературі ми не знайшли експериментальних праць, присвячених дослідженню латерального релізу при різних типах дисплазії виростків стегнової кістки. Стабільність надколінка та нормальне функціонування пателофemorального суглоба залежать від чіткої взаємодії м'якотканинних і кісткових стабілізаторів [1].

Латеральний реліз при нестабільності надколінка потребує подальшого дослідження через вплив на стан пателофemorального суглоба та патогенетично обґрунтованих показань до його здійснення. Застосування імітаційного комп'ютерного моделювання для вивчення складних динамічних систем, що мають значні варіації анатомічних та функціональних характеристик, дозволяє виявити тенденції та закономірності

поведінки цих систем при різних типах пошкодження м'якотканинних стабілізаторів.

Мета роботи: провести розрахунково-теоретичне дослідження впливу латерального релізу на лінійні, кутові зміщення надколінка, встановити закономірності розподілу напруження в хрящі надколінка при нестабільності, що супроводжується дисплазією виростків стегнової кістки (тип А та В за Dejour) при згинанні колінного суглоба від 0° до 30°.

Матеріали та методи дослідження

Поставлене завдання вирішується за допомогою методів комп'ютерної конусно-променевої томографії для візуальної і кількісної оцінки параметрів щільності та геометрії неоднорідних структур кісток колінного суглоба, що візуалізуються, механіки твердого тіла, що пружно деформується, обчислювальної математики та інформаційних технологій для імітаційного моделювання методом скінчених елементів (МСЕ) динаміки руху надколінка при нестабільності, що супроводжується дисплазією виростків стегнової кістки в CAD/CAE-системах.

Об'єктом дослідження даної роботи вибрано динамічні імітаційні комп'ютерні моделі біомеханічної сис-

© Бур'янов О.А., Кришук М.Г., Лиходій В.В., Єщенко В.О.,
Задніченко М.О., Соболевський Ю.Л., 2013

© «Травма», 2013

© Заславський О.Ю., 2013

теми колінного суглоба (рис. 1) з дисплазією виростків (тип А та В), що створені з п'яти об'ємних структурних елементів: трьох твердих тіл (надколінок, стегнова і великогомілкова кістки), що не деформуються, двох податливих тіл (хрящі надколінка та виростків стегнової кістки), що можуть пружно деформуватись та п'яти пружинних еквівалентів зв'язок надколінка та чотириголового м'яза стегна, що забезпечують силову взаємодію між тілами.

На основі створених динамічних імітаційних моделей колінного суглоба з дисплазією виростків стегна (тип А та В) досліджено нормальний рух надколінка, проведено моделювання нестабільності надколінка шляхом зменшення жорсткості медіальної пателофеморальної зв'язки та моделювання нестабільності з латеральним релізом.

Тривимірні об'єми стегнової та великогомілкової кісток, надколінка та суглобових хрящів побудовані за фактичними даними комп'ютерної томографії колінних суглобів із двома типами дисплазії виростків стегнової кістки (тип А та В) і подані у вигляді поєднаних об'ємів даних тіл за допомогою програм MIMICS та Solidworks [10, 11]. Хрящі надколінка та стегнової кістки утворюють в імітаційній моделі суглоба спільну площу контакту, що змінюється при згинанні/розгинанні колінного суглоба.

Величини жорсткості кожної пружини визначені за даними роботи [6] в експериментальному дослідженні гнатодинометрії для м'язів та зв'язок надколінка (табл. 1). Механічні властивості тканин суглобових хрящів та зв'язок вибрані за даними робіт [1, 7] та наведені в табл. 1.

Для дослідження динаміки руху надколінка при згинанні колінного суглоба в імітаційній моделі введено шарніри з відповідними ступенями свободи. Нестабільність надколінка моделювалась шляхом зменшення жорсткості медіальної пателофеморальної зв'язки до 0,3 Н/мм [6]. Дискретизація моделей хрящів надколінка та стегнової кістки проведена в програмному комплексі Ansys 12.1 [12] за допомогою тетраїдальних скінченних елементів у кількості 2839 та 4180 відповідно для моделей суглоба (тип А та В). Їх необхідна кількість визначалась ітеративно. Адекватність результатів чисельного експерименту перевірялась збіжністю контрольованих параметрів величин напруження та деформацій у зонах їх максимальних градієнтів.

У нелінійних рівняннях динаміки, що описують механічний стан поєднаних твердих та деформованих контактуючих тіл, що рухаються, використовували основні класичні співвідношення балансу механіки суцільних середовищ у формі законів збереження. В основу розробленої математичної моделі покладені рівняння переносу, динамічної рівноваги, сумісності деформацій, визначальні співвідношення для малих деформацій у формі Коші та пружних напружень за законом Гука, граничні та початкові умови і співвідношення у вигляді обмежень для силових і кінематичних умов контактної взаємодії деформованих тіл механіки суцільних середовищ.

Для опису динаміки поєднаних тіл біомеханічної системи вибрали тривимірний евклідовий простір із різними системами координат і класичний час. Як базис у просторі спостерігача використовували нерухливу

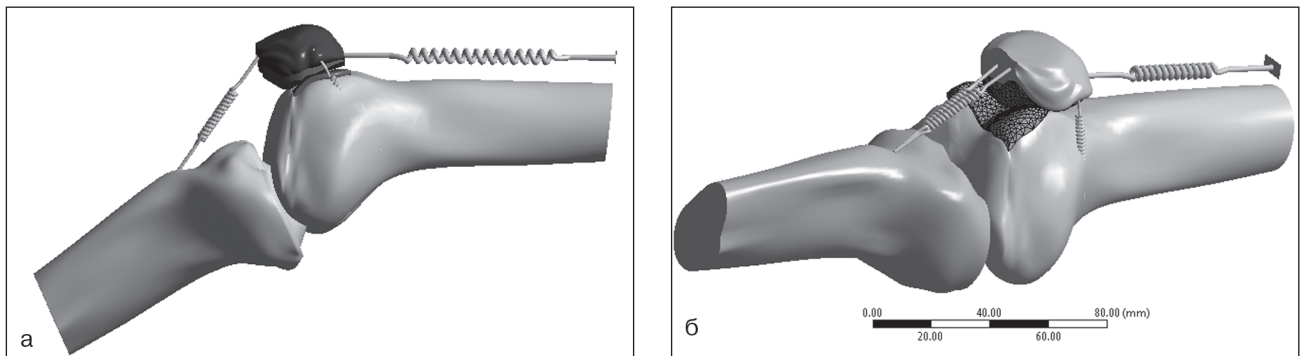


Рисунок 1. Імітаційна модель біомеханічної системи колінного суглоба з розташуванням її сполучених елементів у початковому стані (а) та при його згинанні на 30° (б)

Таблиця 1. Механічні властивості зв'язок, хряща та чотириголового м'яза

	Модуль Юнга, МПа	Коефіцієнт Пуассона	Жорсткість, Н/мм
Суглобовий хрящ	2,077–0,518 [2]	0,465–0,326 [2]	–
Власна зв'язка надколінка	–	–	97 [7]
Медіальна та латеральна пателофеморальна зв'язка (норма)	–	–	7 [7]
Медіальна пателофеморальна зв'язка (нестабільність)	–	–	0,3 [7]
Чотириголовий м'яз	–	–	1 [7]

тривимірну ортогональну систему декартових координат. Вважали, що в початковий момент часу t_0 поєднані тіла недеформовані й займають просторову ділянку із об'ємом V^0 та початковою конфігурацією Ω_C^0 і відповідно V^C для відомої поточної конфігурації Ω_C у момент t . Параметри руху надколінка біомеханічної системи поєднаних тіл суглоба визначено вектором завданої кутової швидкості обертання $\omega^C(t)$ великогомілкової кістки щодо полюса ω . Швидкість руху надколінка залежить від сил натягнення пружинних еквівалентів зв'язок надколінка, що забезпечують силову взаємодію між тілами імітаційної моделі.

З метою спрощення аналізу відносного руху часток пружно деформованого середовища хрящів надколінка ввели ряд гіпотез. Вважали, що на відрізку часу, що передує $t_1 > t_0$, має місце рух часток недеформованого середовища великогомілкової кістки та жорстко з'єднаних між собою хрящів і надколінка. На поточному малому часовому інтервалі $[t_p, t_2]$ рух часток середовища хрящів надколінка уявили як суперпозицію скінченних зсувів рухомого недеформованого середовища, а також перемішень, обумовлених його деформацією.

Траєкторію руху центру мас надколінка заданої форми визначає геометричний профіль поверхонь сполучення хрящів надколінка та виростків стегнової кістки, кінематичні та силові умови на поверхні деформованих контактуючих тіл хрящів надколінка та стегнової кістки, поточний розподіл сил натягнення пружин моделі м'язів стегна та зв'язки при згинанні колінного суглоба на заданий кут.

Результати дослідження

У проведеному дослідженні запропоновано та використано динамічні імітаційні комп'ютерні моделі пателофеморального суглоба для визначення розподілу напруження у хрящі надколінка в нормі, при нестабільності, що супроводжується дисплазією виростків стегнової кістки (тип А та В за Dejour) та латерального релізу при нестабільності надколінка, що супроводжується дисплазією виростків стегнової кістки (тип А та В). Нестабільність надколінка характеризується пошкодженням медіальної пателофеморальної зв'язки [1], що є основним м'якотканним стабілізатором надколінка при перших 30° згинання колінного суглоба.

Модель A_1 (норма, дисплазія виростків стегнової кістки, тип А) характеризується поступовим наростанням напруження в хрящі надколінка з досягненням максимуму у 2,30 МПа на куті згинання колінного суглоба 30° (рис. 2, 5). Концентратори напруження розподіляються на медіальній та латеральній фасетках надколінка з переважанням на латеральній фасетці.

При згинанні колінного суглоба від 0° до 30° має місце поперечне медіальне переміщення надколінка величиною 1,6 мм. Кут латерального нахилу надколінка (табл. 3) при згинанні колінного суглоба на 30° становив 10°. Біомеханіка пателофеморального з'єднання в нормі при згинанні колінного суглоба

від 0° до 30° характеризується медіальним зміщенням надколінка, що обумовлене просторовою орієнтацією міжвиросткової борозни стегнової кістки, появою концентраторів напруження на медіальній та латеральній фасетках.

Модель A_2 (нестабільність, що супроводжується дисплазією виростків стегнової кістки, тип А) характеризується поступовим наростанням напруження у хрящі надколінка при згинанні колінного суглоба в діапазоні від 0° до 20° та появою коливань їх амплітуди в інтервалі кутів нахилу великогомілкової кістки від 20° до 30°, із максимальним напруженням 2,09 МПа відповідно при 24° та 29° згинання (рис. 3, 5). Концентратор напруження при нестабільності розташовується лише на латеральній фасетці надколінка та прогресивно зменшується залежно від кута згинання порівняно з нормою. При 30° згинання колінного суглоба еквівалентне за Мізесом напруження в хрящі надколінка становило 1,93 МПа (рис. 3).

Латеральне поперечне переміщення надколінка при 30° згинання колінного суглоба становило 4,1 мм. Кут латерального нахилу надколінка (табл. 3) при згинанні колінного суглоба на 30° становив 25°. Біомеханіка нестабільності надколінка, що супроводжується дисплазією виростків стегнової кістки (тип А) характеризується збільшенням кутових та лінійних перемішень надколінка, збільшенням напруження в хрящі надколінка та появою концентратора напруження на латеральній фасетці.

При порівнянні напруження в моделях A_1 (норма) та A_2 (нестабільність) виявлено тенденцію до збільшення напруження в хрящі надколінка при нестабільності на кутах згинання колінного суглоба від 0° до 25° (рис. 5) та появу концентратора напруження лише на латеральній фасетці при нестабільності. Напруження в хрящі надколінка при нестабільності, що супроводжується дисплазією виростків стегнової кістки (тип А), збільшилось на 116 % порівняно з нормою при куті згинання 10°, на 105 % — при куті згинання 20° (табл. 2).

При куті згинання колінного суглоба 30° напруження в хрящі надколінка у нормі становило 2,3 МПа, а при нестабільності — 1,9 МПа, що на 16 % менше від норми (табл. 2). Зменшення напруження в хрящі надколінка при нестабільності, що супроводжується дисплазією виростків (тип А), на 30° згинання колінного суглоба можна пояснити прогресуючим латеральним зміщенням надколінка, яке характеризує тенденцію до вивиху надколінка (повної невідповідності суглобових поверхонь надколінка та виростків стегнової кістки). Різниця у поперечному зміщенні надколінка між нормою A_1 та нестабільністю A_2 становила 5,7 мм. При нестабільності A_2 кут латерального нахилу надколінка збільшився на 15° порівняно з нормою (табл. 2).

Отримані дані свідчать про вплив м'якотканних стабілізаторів та міжвиросткової борозни на положення та стабільність надколінка в нормі. Ла-

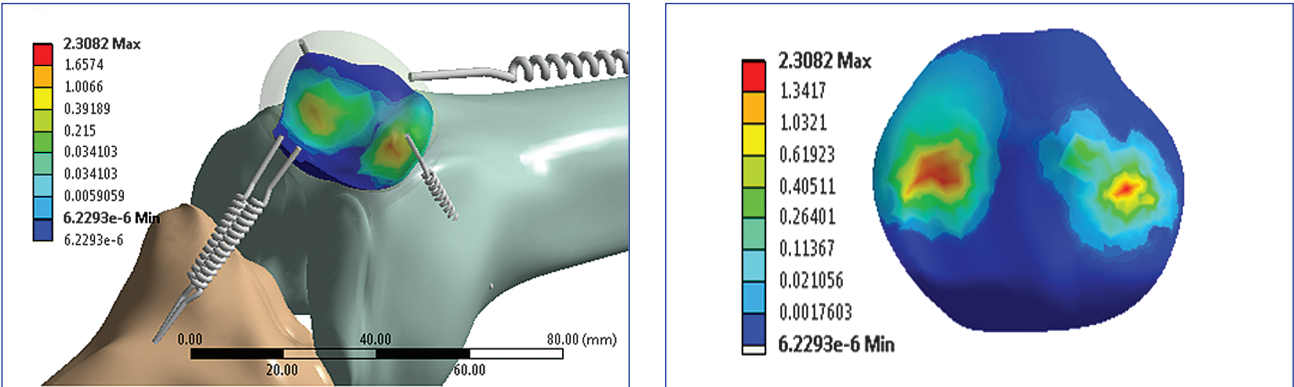


Рисунок 2. Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень (МПа) у хрящі надколінка в нормі (модель A_1), на 30° згинання колінного суглоба, при дисплазії виростків (тип А)

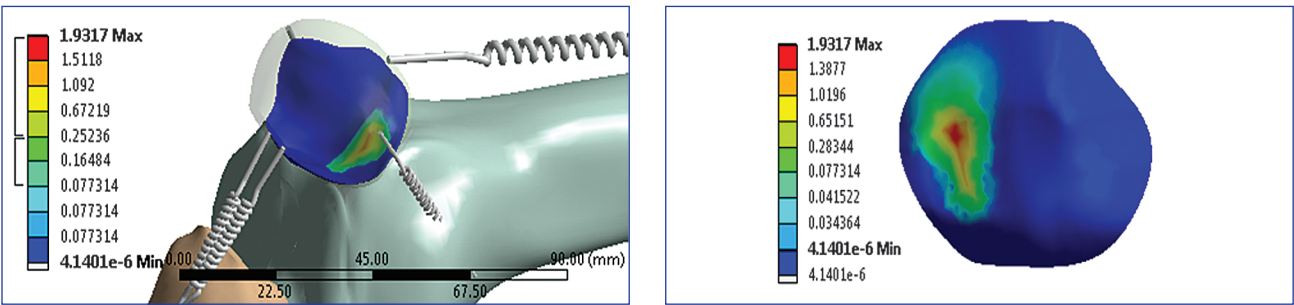


Рисунок 3. Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень (МПа) у хрящі надколінка при нестабільності (модель A_2) на 30° згинання колінного суглоба

Таблиця 2. Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень у хрящі надколінка для моделей типу А та В залежно від кута згинання колінного суглоба

Кут згинання колінного суглоба , градуси	Тип дисплазії А					Тип дисплазії В				
	A_1 (норма)	A_2 (нестабільність)		A_3 (нестабільність з латеральним релізом)		B_1 (норма)	B_2 (нестабільність)		B_3 (нестабільність з латеральним релізом)	
	Напруження в хрящі надколінка, МПа	Напруження в хрящі надколінка, МПа	Зміна напруження в хрящі надколінка порівняно з нормою A_1 , %	Напруження в хрящі надколінка, МПа	Зміна напруження в хрящі надколінка порівняно з нормою A_1 , %	Напруження в хрящі надколінка, МПа	Напруження в хрящі надколінка, МПа	Зміна напруження в хрящі надколінка порівняно з нормою B_1 , %	Напруження в хрящі надколінка, МПа	Зміна напруження в хрящі надколінка порівняно з нормою B_1 , %
10	0,69	0,80	116	0,66	96	0,70	0,88	126	0,47	67
20	1,39	1,46	105	0,66	47	1,17	1,40	120	0,49	42
30	2,30	1,93	84	1,13	49	1,80	2,22	123	0,80	44

Таблиця 3. Кут латерального нахилу надколінка в моделях A_{1-3} , B_{1-3}

Модель	A_1	A_2	A_3	B_1	B_2	B_3
Кут латерального нахилу надколінка при згинанні колінного суглоба на 30°	10°	25°	12°	12°	19°	15°

тералізація надколінка, обумовлена пошкодженням медіальної пателофеморальної зв'язки при нестабільності, порушує конгруентність у пателофеморальному суглобі та збільшує напруження на латеральній фасетці під час взаємодії міжвиросткової борозни та надколінка.

Модель A_3 (виконання латерального релізу при нестабільності, що супроводжується дисплазією виростків стегнової кістки, тип А) характеризується появою напруження на латеральній та медіальній фасетках надколінка, причому відмічається динамічна зміна концентраторів напруження на обох фасетках із переважанням на латеральній фасетці. Максимальне напруження в хрящі надколінка відмічалось при 6° (1,6 МПа) та 28° (1,5 МПа) (рис. 5). Напруження на хрящі надколінка при 30° становило 1,1 МПа (рис. 4).

Рух надколінка розпочинався з положення латералізації 0,5 мм. Максимальне латеральне поперечне переміщення 1,07 мм реєструвалося на куті згинання 22° . У подальшому на куті згинання 30° латеральне зміщення становило 0,9 мм.

Латеральний реліз при нестабільності виростків (тип А) забезпечує зменшення напруження в хрящі надколінка та зміну контактних зон на латеральній фасетці. Зони розподілу напруження в хрящі надколінка у моделі A_3 (нестабільність із латеральним релізом) не відповідали зонам розподілу в моделі A_1 (норма), що свідчить про порушення конгруентності між надколінком та міжвиростковою борозною. Латеральний реліз (модель A_3) зменшує латералізацію надколінка порівняно з нестабільністю (модель A_2) на $\Delta 2,4$ мм при куті згинання колінного суглоба на 30° , але латералізація надколінка залишалась. Кут латерального нахилу надколінка порівняно з нестабільністю (модель A_2) зменшився на $\Delta 13^\circ$ і становив 12° (табл. 2).

При згинанні колінного суглоба від 0° до 30° в моделі A_3 (латеральний реліз при нестабільності) реєстрували зменшення напруження на латеральній фасетці надколінка (табл. 2) до 0,66 МПа при 10° згинання, що становило 96 % від норми (модель A_1), 0,66 МПа при 20° згинання, що становило 47 % від норми (модель A_1), та до 1,13 МПа при 30° згинання, що становило 49 % від норми (модель A_1) (табл. 2).

Отже, латеральний реліз при нестабільності надколінка, що супроводжується дисплазією виростків стегнової кістки (тип А), забезпечує зменшення на-

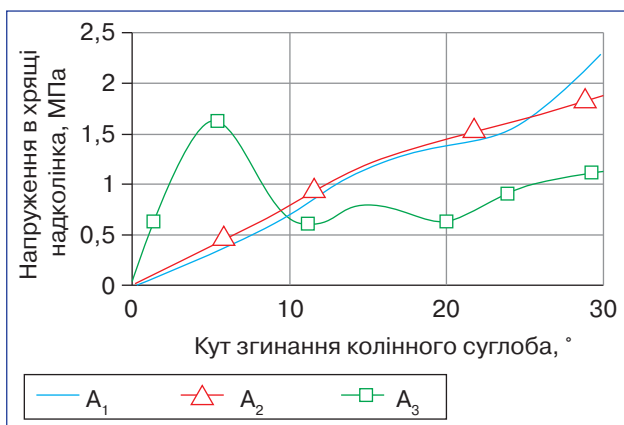


Рисунок 5. Залежність еквівалентних за Мізесом напружень у хрящі надколінка від кута згинання колінного суглоба в нормі (A_1), при нестабільності (A_2), при нестабільності надколінка з латеральним релізом (A_3), що супроводжується дисплазією виростків стегнової кістки (тип А)

пруження в хрящі надколінка, зменшує кутові та лінійні переміщення, наближаючи до норми (модель A_1). Проте нормальних кутових та лінійних показників досягнути не вдалось, а зони контактного напруження хоч і наближались до норми (модель A_1), але повної відповідності ми не відмічали.

Модель B_1 (норма, дисплазія виростків стегнової кістки, тип В) характеризується появою циклічних коливань напруження та наростанням із досягненням їх максимуму до 2,30 МПа при куті згинання колінного суглоба 22° . Концентратори напруження розподіляються на медіальній та латеральній фасетках надколінка з переважанням на латеральній фасетці. Напруження при куті 30° становить 1,80 МПа з локалізацією концентратора напруження на латеральній фасетці (рис. 6).

При згинанні колінного суглоба від 0° до 30° відмічали медіальне поперечне зміщення надколінка величиною 4,7 мм. Кут латерального нахилу надколінка (табл. 3) при згинанні колінного суглоба на 30° становив 12° . Біомеханіка пателофеморального суглоба в нормі при дисплазії виростків стегнової кістки (тип В) при згинанні колінного суглоба від 0° до 30° характеризується медіальним зміщенням надколінка, появою

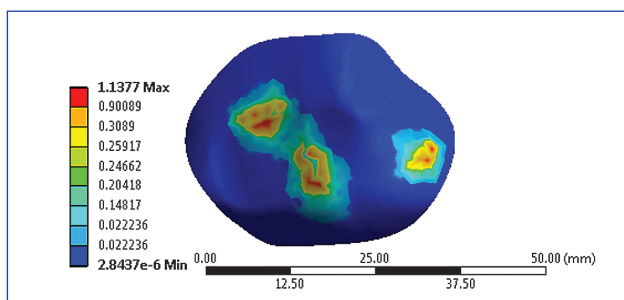
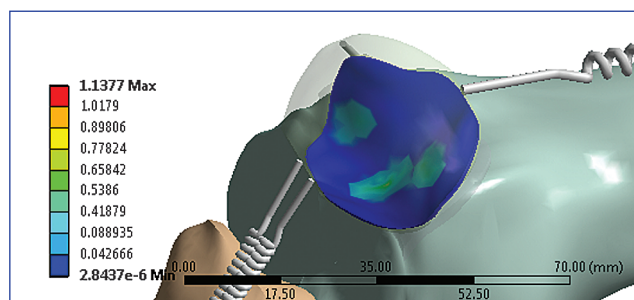


Рисунок 4. Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень на хрящі надколінка при нестабільності з латеральним релізом (модель A_3) при згинанні колінного суглоба 30°

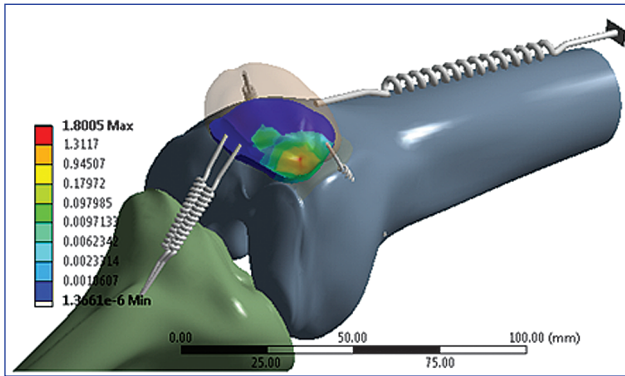


Рисунок 6. Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень (МПа) у хрящі надколінка в нормі (модель B_1), на 30° згинання колінного суглоба, при дисплазії виростків (тип В)

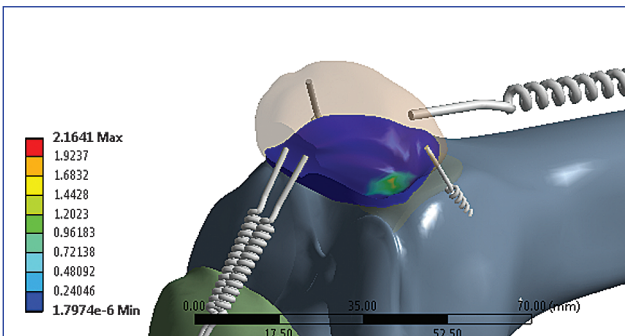
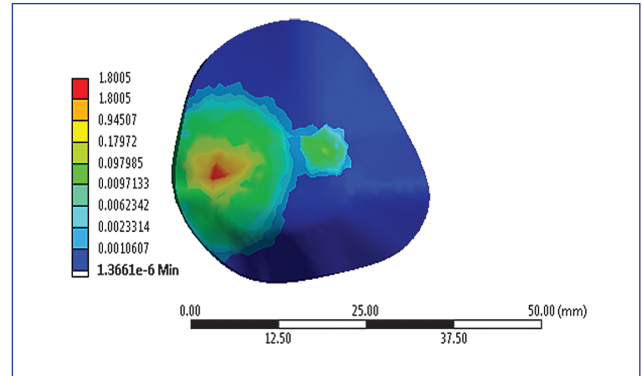
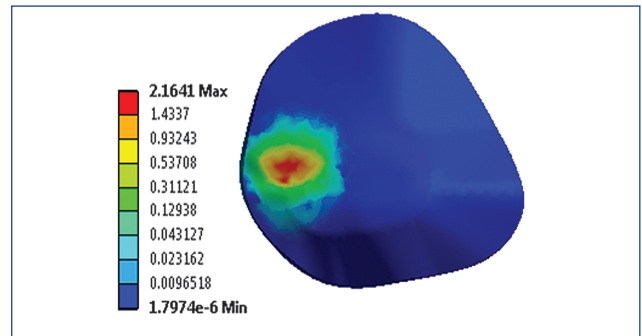


Рисунок 7. Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень (МПа) у хрящі надколінка при нестабільності (модель B_2), на 30° згинання колінного суглоба



концентраторів напруження на медіальній та латеральній фасетках з переважанням на латеральній фасетці, кутовими та лінійними переміщеннями надколінка.

Модель B_2 (латеральний реліз при нестабільності, що супроводжується дисплазією виростків стегнової кістки, тип В) характеризується наростанням еквівалентних за Мізесом напружень у хрящі надколінка від 0° до 28° з появою локальних екстремумів на 4° (0,88 МПа), 22° (1,80 МПа) та 28° (2,22 МПа) згинання колінного суглоба із максимальним напруженням 2,22 МПа при 28° (рис. 8). Концентратор напруження з'являється лише на латеральній фасетці надколінка (рис. 7).

При згинанні колінного суглоба від 0° до 30° відмічали медіальне поперечне зміщення надколінка – 3,4 мм. Різниця у зміщенні між нормою B_1 та нестабільністю B_2 становила 1,3 мм. Кут латерального нахилу надколінка (табл. 3) при згинанні колінного суглоба на 30° становив 19° . Кут латерального нахилу надколінка при нестабільності B_2 збільшився на 7° порівняно з нормою B_1 .

При порівнянні моделі B_1 (норма) та B_2 (нестабільність) виявлено тенденцію до збільшення напруження в хрящі надколінка при нестабільності на кутах згинання колінного суглоба від 5° до 22° та від 28° до 30° (рис. 7) і появу концентратора напруження на латеральній фасетці при нестабільності надколінка (рис. 6).

Напруження в хрящі надколінка при нестабільності, що супроводжується дисплазією виростків

стегнової кістки (тип В), збільшилось на 26 % порівняно з нормою при куті згинання 10° , на 20 % — при куті згинання 20° , на 23 % — при куті згинання 30° (табл. 2). Отримані дані свідчать, що дисплазія виростків стегна (тип В) не забезпечує необхідну стабільність та конгруентність пателофemorального суглоба при 30° згинання колінного суглоба.

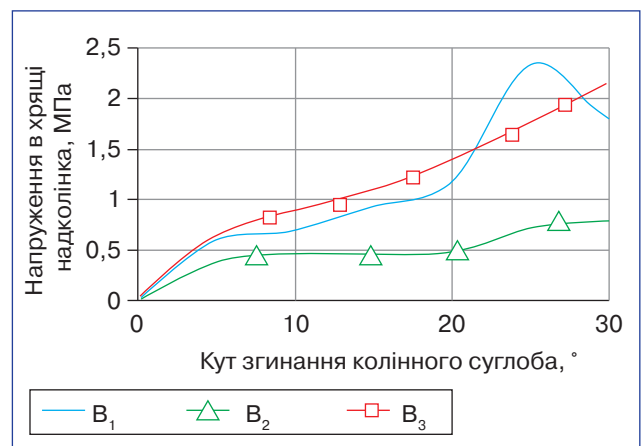


Рисунок 8. Залежність еквівалентних за Мізесом напружень у хрящі надколінка від кута згинання колінного суглоба в нормі (B_1), при нестабільності (B_2), при нестабільності надколінка з латеральним релізом (B_3), що супроводжується дисплазією виростків стегнової кістки (тип В)

Стабільність надколінка при дисплазії виростків стегна (тип В) виявилась більш залежною від стану медіальної пателофеморальної зв'язки, ніж при дисплазії виростків (тип А). Пошкодження медіальної пателофеморальної зв'язки при дисплазії (тип В) призводить до виникнення більших напружень у хрящі надколінка, ніж при нестабільності, що супроводжується дисплазією (тип А) (табл. 2).

Модель В₃ (латеральний реліз при нестабільності, що супроводжується дисплазією виростків стегнової кістки, тип В) характеризується початком руху з положення латералізації $-0,13$ мм; максимальне латеральне поперечне переміщення $-1,57$ мм реєструвалося на куті згинання 12° . У подальшому спостерігається зменшення латералізації надколінка до $-0,13$ мм при 22° згинання і при 30° відмічається зміщення надколінка до 0. Максимум напруження у $0,8$ МПа у хрящі надколінка реєструвався при 30° згинання (рис. 9). Концентратори напруження з'являються на латеральній та медіальній фасетках і на гребні надколінка. Кут латерального нахилу надколінка (табл. 3) при згинанні колінного суглоба на 30° становив 15° . Кут латерального нахилу надколінка зменшився порівняно з В₂ (нестабільністю) на 4° ($\Delta 4^\circ$).

При згинанні колінного суглоба від 0° до 30° у моделі В₃ (латеральний реліз при нестабільності) реєстрували зменшення напруження на латеральній фасетці надколінка (табл. 2) до $0,47$ МПа при 10° згинання, що становило 67 % від норми (модель В₁), $0,49$ МПа — при 20° згинання, що становило 42 % від норми (модель В₁), та до $0,80$ МПа при 30° згинання, що становило 44 % від норми (модель В₁).

Латеральний реліз зменшував еквівалентні за Мізесом напруження в хрящі надколінка незалежно від типу дисплазії виростків стегнової кістки. Модель В₃ виявилась більш чутливою до латерального релізу, ніж модель А₃, що проявлялось відносно меншим напруженням у хрящі надколінка при згинанні колінного суглоба порівняно з моделлю В₃.

Створення комп'ютерних динамічних моделей дозволяє виявити тенденції пошкодження хряща надколінка, особливості кінематики в нормі, при патології та моделюванні різних оперативних втру-

чань. Дане дослідження дозволяє стверджувати, що існують певні відмінності у кінематиці надколінка при різних видах дисплазій виростків стегнової кістки. Анатомо-функціональна невідповідність при нестабільності надколінка диспластичного генезу посилюється при згинанні колінного суглоба від 0° до 30° при існуючому пошкодженні або недостатності медіальної пателофеморальної зв'язки.

Результати моделювання латерального релізу при нестабільності виявили спільну для обох типів дисплазій (тип А та В) особливість — зменшення напруження на латеральній фасетці. Проте латеральний реліз більше розвантажував латеральну фасетку надколінка при нестабільності в моделі В. Цю особливість можна пояснити більшою залежністю кінематики надколінка від м'якотканинних стабілізаторів у моделі В.

Недостатність медіальної пателофеморальної зв'язки при нестабільності надколінка не може бути компенсованою виконанням латерального релізу. Зважаючи на характер зміни напруження в хрящі надколінка, латеральний реліз може бути рекомендований при пошкодженні хряща латеральної фасетки за умов відносно збереженого хряща медіальної фасетки.

Висновки

1. Необхідна конгруентність у пателофеморальному суглобі забезпечується лише відповідною взаємодією медіальних та латеральних м'якотканинних стабілізуючих структур.
2. Латеральний реліз незалежно від типу дисплазії зменшує напруження на латеральній фасетці надколінка та змінює розміщення концентраторів напруження.
3. Ізольований латеральний реліз не призводить до стабілізації надколінка, а отже, не може бути рекомендований для лікування нестабільності надколінка.
4. Ізольований латеральний реліз може бути використаний при пателофеморальному артрозі для зменшення напруження в хрящі латеральної фасетки надколінка.
5. Латеральний реліз доцільний у комбінації з проксимальними втручаннями, направленними на відновлення медіальних стабілізаторів надколінка при пошкодженнях хряща латеральної фасетки.

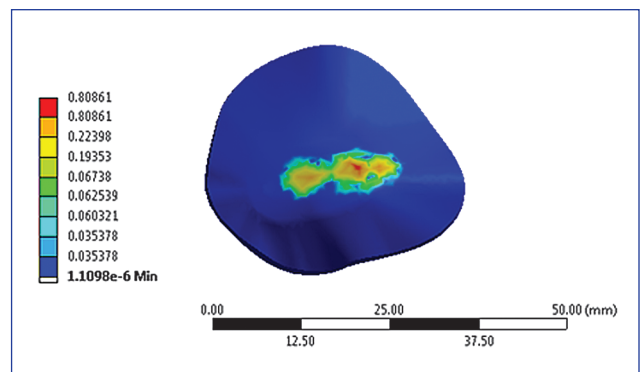
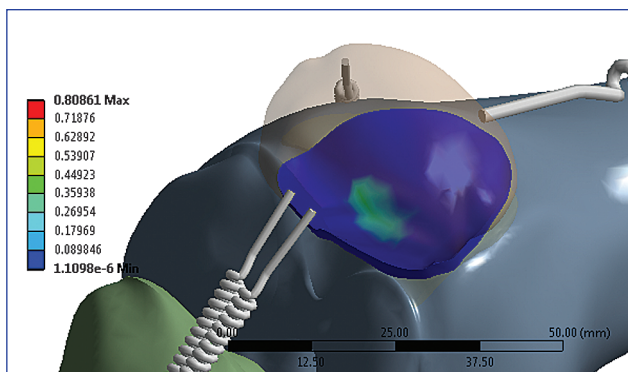


Рисунок 9. Розподіл еквівалентних за Мізесом напружень у хрящі надколінка при нестабільності з латеральним релізом (модель В₃) при згинанні колінного суглоба на 30°

Список літератури

1. Amis A.A. Current concepts on anatomy and biomechanics of patellar stability // *Sports Med. Arthrosc.* — 2007 Jun. — 15(2). — 48-56.
2. Aglietti P., Pisaneschi A., Buzzi R., Gaudenzi A., Allegra M. Arthroscopic lateral release for patellar pain or instability // *Arthroscopy.* — 1989. — 5. — 176-83.
3. Christoforakis J., Bull A.M.J., Strachan R., Shymkiw R., Senavongse W., Amis A.A. Effects of lateral retinacular release on the lateral stability of the patella // *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* — 2006. — 14. — 273-277.
4. Dandy D.J., Desai S.S. The results of arthroscopic lateral release of the extensor mechanism for recurrent dislocation of the patella after 8 years // *Arthroscopy.* — 1994. — 10. — 540-5.
5. Gerbino P.G., Zurawski D., Soto R. et al. Long-term functional outcome after lateral patellar retinacular release in adolescents: an observational cohort study with minimum 5-year follow-up // *J. Pediatr. Orthop.* — 2008. — 28. — 118-23.
6. Jafari A., Farahmand F., Meghdari A. A rigid body spring model to investigate the lateral shift — restraining force behavior of the patella // *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.* — 2007. — 4679-82.
7. Jafaril A., Farahmand F., Meghdari A. The effects of trochlear groove geometry on patellofemoral joint stability — a computer model study // *Proc. Inst. Mech. Eng. H.* — 2008 Jan. — 222(1). — 75-88.
8. Panni A.S., Tartarone M., Patricola A., Paxton E.W., Fithian D.C. Long-term results of lateral retinacular release // *Arthroscopy.* — 2005. — 21. — 526-31.
9. Ostermeier S., Holst M., Hurschler C., Windhagen H., Stukenborg-Colsman C. Dynamic measurement of patellofemoral kinematics and contact pressure after lateral retinacular release: an in vitro study // *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* — 2007. — 15. — 547-54.
10. <http://www.materialise.kiev.ua>
11. <http://www.solidworks.com>
12. ANSYS Workbench. User's Guide. Release 12.1. — 2009. — 124 p.

Отримано 08.04.13 □

Бурьянов О.А.¹, Кришчук М.Г.², Лиходей В.В.¹, Ещенко В.О.²,
Задниченко М.О.¹, Соболевский Ю.Л.¹

¹Национальный медицинский университет имени А.А. Богомольца, кафедра травматологии и ортопедии, г. Киев

²НТУ Украины «Киевский политехнический институт», кафедра динамики, прочности машин и сопротивления материалов

ИМИТАЦИОННОЕ КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ВЛИЯНИЯ ЛАТЕРАЛЬНОГО РЕЛИЗА НА НЕСТАБИЛЬНОСТЬ НАДКОЛЕННИКА ДИСПЛАСТИЧЕСКОГО ГЕНЕЗА

Резюме. На основе созданных динамических моделей пателлофemorального сустава с дисплазией мыщелков бедренной кости (тип А и В) проведено определение угловых и линейных перемещений надколенника, а также эквивалентных по Мизесу напряжений в хряще надколенника при сгибании коленного сустава от 0° до 30° в норме, при нестабильности надколенника и латеральном релизе при нестабильности, которая сопровождается дисплазией мыщелков бедренной кости (тип А и В). Установлено, что при нестабильности надколенника концентраторы напряжений располагаются лишь на латеральной фасетке независимо от типа дисплазии. Тип дисплазии влияет на угловые и линейные перемещения надколенника, а также на распределение эквивалентных по Мизесу напряжений в хряще надколенника в норме и при нестабильности. Латеральный релиз уменьшает напряжение на латеральной фасетке надколенника, однако не нормализует угловые и линейные перемещения. Тип дисплазии мыщелков бедренной кости влияет на распределение напряжения и угловые и линейные перемещения надколенника при латеральном релизе.

Ключевые слова: компьютерное моделирование, нестабильность надколенника, дисплазия мыщелков бедра, латеральный релиз.

Buryanov O.A.¹, Kryshchuk M.G.², Lykhodiy V.V.¹, Eshchenko V.O.²,
Zadnichenko M.O.¹, Sobolevsky Yu.L.¹

¹National Medical University named after O.O. Bogomolets, Department of Traumatology and Orthopedics

²National Technical University of Ukraine «Kyiv Polytechnic Institute», Department of Dynamics, Strength of Machines and Resistibility of Materials, Kyiv, Ukraine

COMPUTER SIMULATION MODELING OF IMPACT OF LATERAL RELEASE ON PATELLAR INSTABILITY OF DYSPLASTIC ORIGIN

Summary. Based on created dynamic models of patellofemoral joint with femoral trochlear dysplasia (type A and B), there had been carried out determination of the angular and linear movement of patella, and equivalent by von Mises stresses in the cartilage of the patella at flexion of the knee from 0° to 30° in health, in patellar instability and lateral release in instability, which is accompanied by femoral trochlear dysplasia (type A and B). It is found that when patellar instability stress concentrators are located only on the lateral facet regardless of the type of dysplasia. Type of dysplasia affects the angular and linear movement of the patella, as well as the distribution of equivalent by the von Mises stresses in the patellar cartilage in health and instability. Lateral release reduces the stress on the lateral facet of the patella, but does not normalize the angular and linear movements. Type of femoral trochlear dysplasia affect the distribution of stress and angular and linear movements of patella in lateral release.

Key words: computer simulation, patellar instability, femoral trochlear dysplasia, lateral release.