

БІОМЕХАНІЧНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ РІЗНИХ СПОСОБІВ ФІКСАЦІЇ ПЕРЕЛОМІВ В ОБЛАСТІ КОЛІННОГО СУГЛОБА

Розробка та удосконалення систем, що застосовуються для фіксації переломів кісток опорно-рухового апарату людини, потребує проведення досліджень надійності зазначених систем. Окрім клінічних показників, системи фіксації переломів повинні мати певні механічні характеристики, такі як достатня жорсткість та стабільність при довготривалому лікуванні, що може супроводжуватися циклічними навантаженнями.

Ключові слова: жорсткість, циклічні навантаження, деформація.

Вступ

Останнім часом у хірургічній практиці застосовують фіксацію відламків кісток самокомпресуючими (диференційними) гвинтами [1-7]. Особливість цих гвинтів полягає в наявності двох ділянок з різьбами різних діаметрів та кроків. Принцип дії таких гвинтів заснований на різниці лінійних переміщень ділянок з різними кроками різьби. Фіксація уламків такими гвинтами, окрім клінічних показників, повинна мати певні механічні характеристики, зокрема, достатню жорсткість та стабільність при довготривалому лікуванні, яке може супроводжуватися циклічними навантаженнями.

Теоретичні розрахунки рівнів напружень та деформацій, що виникають в уламках кісток та гвинтах, якими вони фіксовані, є достатньо складною проблемою, в першу чергу, у зв'язку з особливостями механічних характеристик кісткової тканини (анізотропія, неоднорідність тощо) та складною конфігурацією біологічних об'єктів.

Дослідження надійності фіксації переломів на натурних препаратах при реальних видах та рівнях навантажень на сьогодні є найбільш достовірним та простим способом оцінки якості та надійності зазначених систем.

Мета дослідження – визначити характеристики жорсткості та оцінити надійність фіксації переломів стандартними та самокомпресуючими гвинтами, що фіксують косий перелом проксимального епіфізу великогомілкової кістки (ВГК) у реальних, включаючи циклічні, режимах дії зовнішніх навантажень.

Дослідження

В експериментах використовували натурні препарати кінцівок без патологічних змін кісткової тканини. Шкіра, підшкірна клітковина, м'язи та сухожилки були видалені з поверхні колінного сугло-

бу. Препарати колінних суглобів фіксувалися за допомогою 10% розчину Формаліну протягом 24 год.

Моделювання косих переломів медіального виростка метаепіфіза ВГК поблизу колінного суглобу (поз. 3 та 4 на рис. 1а) проводилася за допомогою пилки Джиглі.

Фіксацію відламків кісток (остеосинтез) виконували стандартними та самокомпресуючими гвинтами (ГСт та ГСк відповідно), які зображені на рис. 1б, 1в та 1г. Для наочності на рис. 1в, 1г зображені поздовжні перерізи модельованих переломів, скріплені двома типами гвинтів.

На трьох колінних суглобах модельовані переломи кісток з'єднували самокомпресуючими гвинтами (рис. 1в). Надалі ці препарати позначені як ССк. На інших трьох суглобах модельовали аналогічні переломи та з'єднували їх стандартними гвинтами (рис. 1г). Надалі ці препарати позначені як ССт. Неушкоджені суглоби надалі позначаємо як СН.

Фіксацію відламків кісток (остеосинтез) виконували стандартними та самокомпресуючими гвинтами (ГСт та ГСк відповідно), які зображені на рис. 1б, 1в та 1г. Для наочності на рис. 1в, 1г зображені поздовжні перерізи модельованих переломів, скріплені двома типами гвинтів.

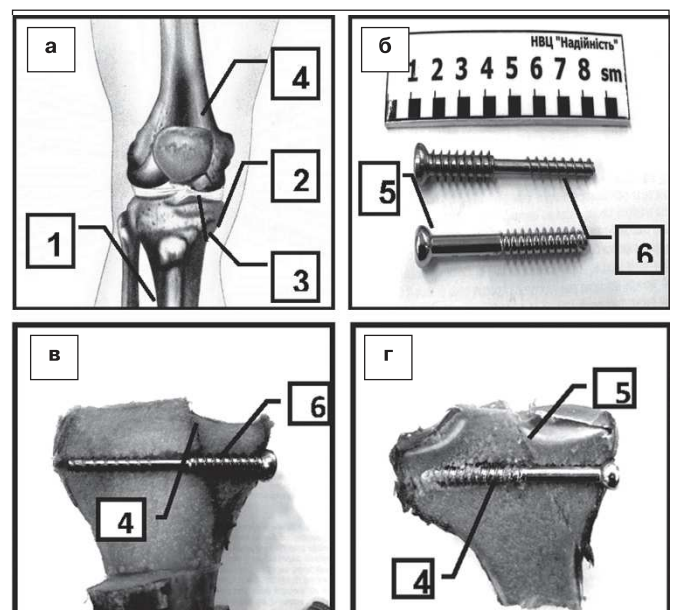


Рис. 1. Схема суглобу (а), зовнішній вигляд гвинтів (б), поздовжні перерізи переломів кістки з самокомпресійним (в) та стандартним (г) гвинтами; 1 – стегнова кістка; 2 – великогомілкова кістка; 3 – медіальний виросток; 4 – лінії переломів; 5 – стандартний гвинт; 6 – самокомпресуючий гвинт.

На трьох колінних суглобах модельовані переломи кісток з'єднували самокомпресуючими гвинтами (рис. 1в). Надалі ці препарати позначені як ССк. На інших трьох суглобах моделювали аналогічні переломи та з'єднували їх стандартними гвинтами (рис. 1г). Надалі ці препарати позначені як ССт. Неушкоджені суглоби надалі позначаємо як СН.

Випробування препаратів ССк та ССт проводили шляхом передачі навантаження на суглоб через дистальний метаепіфіз стегнової кістки (поз. 1 на рис. 1а). Схему передачі навантаження зображено на рис. 2а.

Після проведення зазначених випробувань проводили видалення дистального метаепіфіза стегнової кістки без зміни виду переломів та їх закріплення. Ці препарати надалі позначені як МСк (з'єднання самокомпресуючими гвинтами) та Мст (з'єднання стандартними гвинтами). Передачу навантаження на медіальний виросток ВГК проводили за допомогою навантажувальної головки. Схему передачі навантаження зображено на рис. 2б.

Методика закріплення препаратів при випробуваннях. Попередніми експериментами [8, 9] встановлено, що виготовлення універсальних, таких що підходять для випробувань різних типів кісток, препаратів практично неможливо. Це пов'язано з індивідуальною формою кістки, особливостями топографії її поверхні тощо. Тому для закріплення досліджуваних препаратів до робочого стола випробувальної машини використовували опори (поз.4 на рис. 2), що виготовляли індивідуально.

Проксимальні епіфізи ВГК попередньо заливали спеціальною пластмасою ПРОТАКРІЛ-М (композиція акрилової групи холодного затвердження, що застосовується для протезування в стоматології).

Були виготовлені гіпсові ємкості прямокутної форми під розмір епіфізів ВГК, яки поміщали в зазначені форми та заливали пластмасою. Полімеризація пластмаси відбувалася за 25-30 хвилин. Після цього гіпсову форму видаляли, а поверхні отриманого паралелепіпеда з фіксованою в ньому кісткою обробляли для досягнення паралельності поверхонь. Препарати прикріплювали до робочого столу (рис. 2).

Методики випробувань при короткочасних одноразових навантаженнях. Для визначення механічних властивостей зразка проводили його компресійне навантаження за допомогою універсальної випробувальної машини ТІРАtest-2151. Зразки встановлювали на рухомому столі дослідної машини. Навантаження прикладали, шляхом вертикального переміщення рухомого стола машини.

Швидкість деформування зразка змінювали від 2 до 8 мм/хв. Попереднє навантаження становило 50 Н. Зусилля стиску вимірювали динамометром, сигнал з якого поступав в мікропроцесор випробувальної машини.

Отримана інформація фіксувалася у вигляді діаграми деформування у координатах “зусилля Р – абсолютна деформація Δ”.

Результати випробувань при короткочасних одноразових навантаженнях

Особливості діаграм деформування суглобів. За вищезазначеною методикою побудовано діаграми деформування при стиску зразків СН (неушкоджені суглоби), зразків ССк (суглоби з переломами, що фіксовані самокомпресуючими гвинтами) та зразку ССт (фіксація стандартними гвинтами). Типові діаграми деформування при стисканні зображено на рис. 3а.

Діаграми деформування в діапазонах навантажень від 350 до 1000 Н мають практично лінійний характер. Тому пружні властивості неушкоджених суглобів та суглобів переломами, фіксованими обома типами гвинтів в зазначених діапазонах зусиль можуть бути охарактеризовані коефіцієнтами жорсткості С, як відношення навантаження Р до деформації об'єкта Δ.

Величини, оберненні до величин жорсткості, характеризують приведені деформації препаратів δ (здатність системи деформуватися під діючими навантаженнями або податливість). Цей параметр відображує величину переміщення, що виникає при навантаженні препарату силою 1 Н.

За побудованими діаграмами деформування були визначені пружні характеристики препаратів.

Вплив швидкостей деформування на результати випробувань. Для вибору оптимальних швидкостей деформування препаратів при випробуваннях

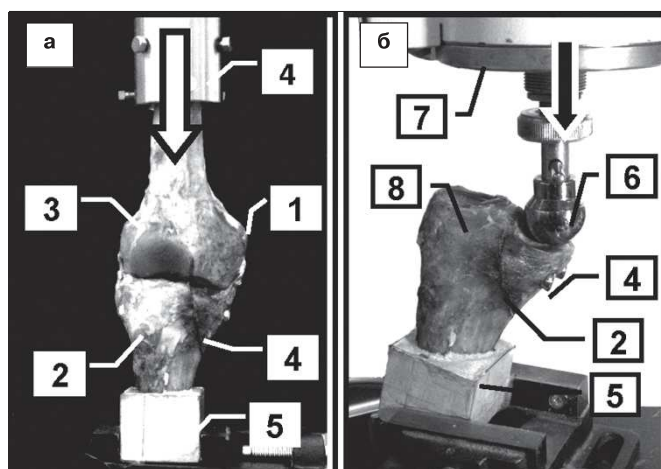


Рис. 2. Навантаження суглобу (і) через стегнову кістку (а) та через медіальний виросток (б); 1 – затискний стакан; 2 – з'єднувальні гвинти; 3 – медіальний виросток; 4 – протакрілова опора; 5 – великогомілкова кістка; 6 – дистальний метаепіфіз стегнової кістки; 7 – навантажувальна головка; 8 – динамометр

Характеристики пружності суглобів при стисканні, обчислені за початковими ділянками діаграм деформування

Деформація Δ_e , мм	Швидкість деформування V , мм/хв	Приведена деформація $\delta \cdot 10^3$, мм/Н	Жорсткість суглобів C , Н/мм
Неушкоджені суглоби			
0,2	2,0	1,21±0,11	832±72
0,4		1,17±0,11	854±78
0,6		1,11±0,09	904±71
0,8		1,00±0,10	993±98
0,8	5,0	0,96±0,05	1040±49
	10	0,94±0,05	1060±53
	25	0,93±0,10	1050±117
	50	0,95±0,09	1050±105
З'єднання переломів самокомпресуючими гвинтами (ССк)			
0,2	2,0	1,83±0,23	548±69,6
0,4		1,82±0,19	550±56,1
0,6		1,51±0,20	665±89,8
0,8		1,35±0,16	743±89,1
1,0		1,11±0,12	904±94,0
З'єднання переломів стандартними гвинтами (ССт)			
0,2	2,0	1,55±0,21	633±84,8
0,4		1,62±0,21	618±79,1
0,6		1,50±0,18	668±79,5
0,8		1,35±0,18	739±97,5
1,0		1,22±0,13	822±86,3

Таблиця 2

Жорсткості неушкоджених суглобів (СН) та суглобів з модельованими переломами, що закріплені самокомпресуючими (ССк) та стандартними (ССт) гвинтами

Деформація D_e , мм	Препарати		ψ_k	Препарати		ψ_k
	СН	ССк		СН	ССт	
	С, Н/мм			С, Н/мм		
0,2	799	549	0,69	865	633	0,73
0,4	839	550	0,66	868	618	0,71
0,6	904	665	0,74	904	668	0,74
0,8	977	743	0,76	1010	739	0,73

ними експериментів (табл. 1), побудовано залежності приведених деформацій суглобів від загальних деформацій препаратів (рис. 3в).

В таблиці 2 наведено узагальнені результати випробувань непошкоджених препаратів та препаратів з модельованими переломами, закріплені двома типами гвинтів. Також наведено дані про зміну жорсткостей за рахунок перелому та скріплення гвинтами порівняно з непошкодженими препаратами.

Ці дані представлені як відношення жорсткостей систем $\psi_k = C^c/C^H$, де індексами «Н» помічено характеристики неушкоджених препаратів, індексами «С» – характеристики препаратів з переломами, фіксованими гвинтами.

Встановлено, що при передачі стискаючого зусилля на всю поверхню колінного суглобу тип фіксуєчих гвинтів практично не впливає на жорсткість системи остеосинтезу. Жорсткість систем, що фіксовані ГСт та ГСк, при навантаженнях у межах 200 ... 800 Н складає 0,66 – 0,76 % від

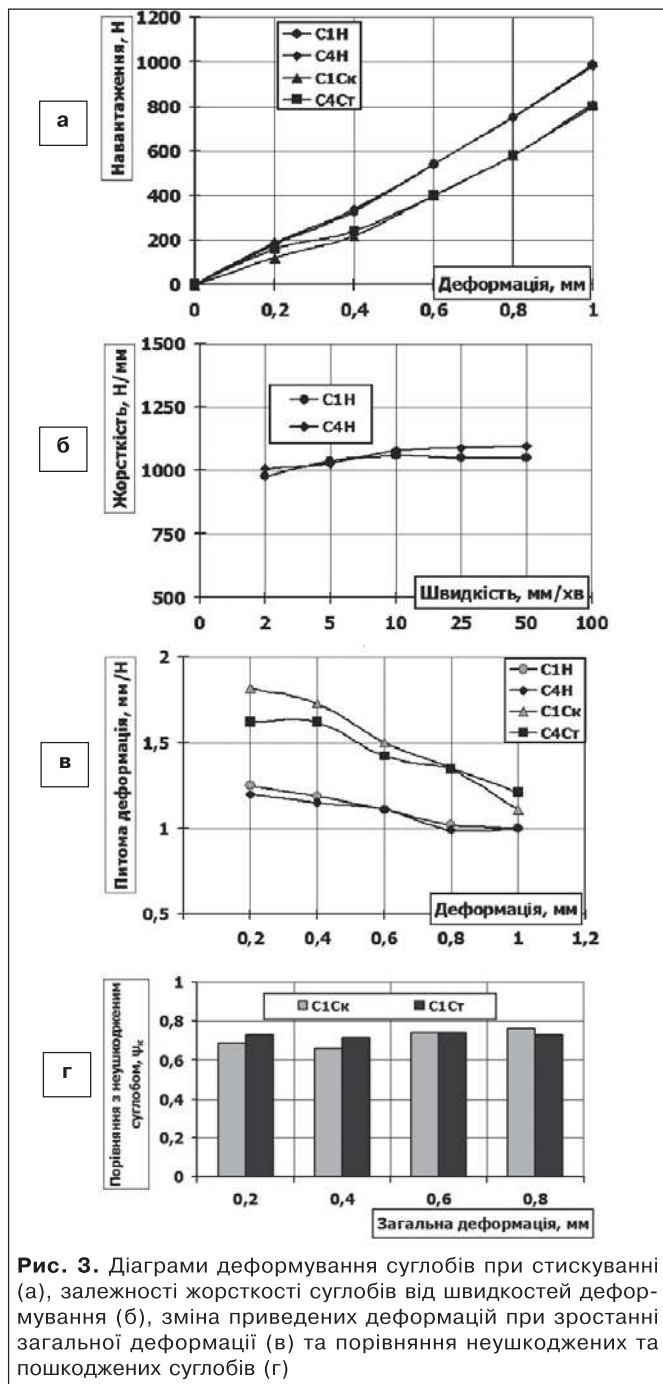


Рис. 3. Діаграми деформування суглобів при стискуванні (а), залежності жорсткості суглобів від швидкостей деформування (б), зміна приведених деформацій при зростанні загальної деформації (в) та порівняння неушкоджених та пошкоджених суглобів (г)

проведено додаткові експерименти, результати яких відображено на рис. 3б. Швидкість деформування V змінювали від 2 до 50 мм/хв. Жорсткість вимірювали за діаграмами деформування при загальній деформації суглобів $\Delta_p = 0,8$ мм.

З наведених даних видно, що у досліджених діапазонах швидкість деформування мало впливає на показники жорсткості. При збільшенні швидкості у 25 разів показник жорсткості C зростає не більше ніж на 7 ... 8 %.

Надалі всі експерименти, включаючи випробування при циклічно прикладених навантаженнях проводили в зазначених діапазонах швидкостей.

Порівняння деформацій непошкоджених суглобів та суглобів з модельованими переломами. За да-

жорсткості неушкодженого суглобу. Різниця між показниками жорсткості систем ССт та ССк лежить у інтервалах вірогідності.

Випробування при циклічних навантаженнях

У процесі ходьби нижні кінцівки людини піддаються циклічним навантаженням, тому вивчення процесів накопичення деформацій в біологічних препаратах при дії таких навантажень являють певний інтерес. Нами проведено експерименти при циклічній дії стисних навантажень. При цьому вимірювали тільки загальні деформації зразків. Навантаження проводили за програмою, що детально описана в [8, 9].

При випробуваннях застосовували спеціальну програму *Zyklische Belastung* з комплексу програмного забезпечення машини TIRATEST-2151. Програма здійснює циклічне навантаження зразків з підтриманням заданих мінімальних та максимальних значень сили протягом певних проміжків часу. За допомогою цієї програми здійснювали циклічне навантаження та циклічне розвантаження між двома заданими значеннями сили при кількості циклів до 50. Протягом заданих часів τ_1 та τ_2 у зразку підтримуються мінімальне P_{\min} та максимальне P_{\max} навантаження. Можливі зміни сил при цьому компенсувалися автоматично. У процесі випробувань контролювали такі характеристики циклічного навантаження: τ_{in} – час, за який навантаження зростає від P_{\min} до P_{\max} (для першого циклу від 0 до P_{\max}); τ_r – час, за який навантаження зменшується від P_{\max} до P_{\min} .

Під час випробувань реєстрували поточне число циклів навантаження; поточну величину навантаження P , що діє на зразок; переміщення рухомої траверси (абсолютну деформацію зразка).

Зазначені дані під час випробувань при циклічних навантаженнях записували за допомогою програми *E Cap-1.00.9* на ПК Асер вбудованою вебкамерою Acer1112. Після випробувань дані, що були записані у відеофайлах, за допомогою програми *KM Player* реєстрували у вигляді залежностей між силою, переміщенням та часом.

Вибрано 4 точки на циклограмі, які достатньо детально описують процес повзучості. Реєстрацію значень деформації проводили у такі моменти часу: 1 – при досягненні навантаженням свого максимального значення P_{\max} ; 2 – при завершенні дії P_{\max} ; 3 – при досягненні навантаженням свого мінімального значення P_{\min} ; 3 – при завершенні дії P_{\min} .

Реєстрацію навантажень та деформацій здійснювали на 1, 2, 5, 10, 20 та 50-му циклах. Номера циклів вибрано таким чином, щоб у напівлогарифмічних координатах “ $\Delta - \ln t$ ” шкала часу t виглядала максимально рівномірною.

При обробці відеофайлів була використана

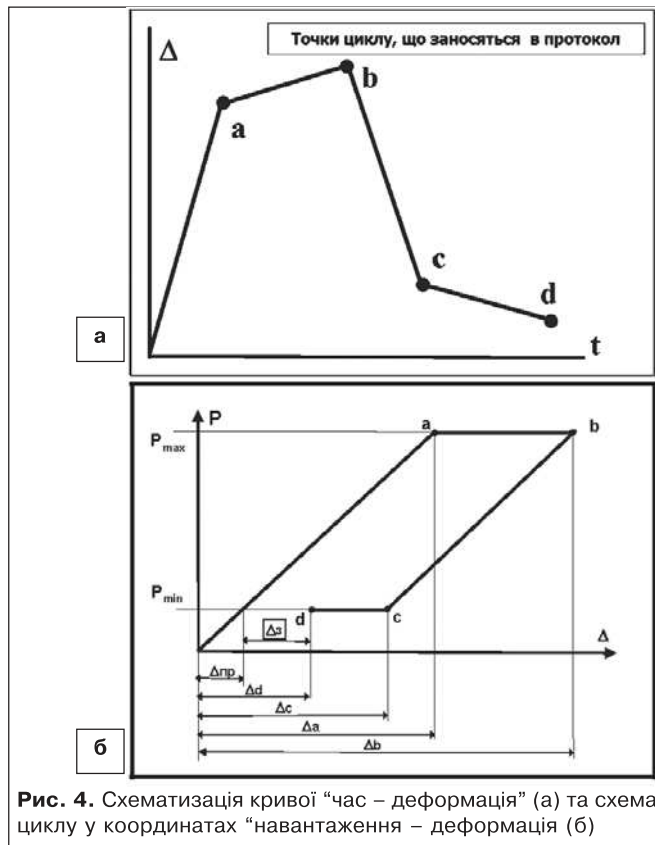


Рис. 4. Схематизація кривої “час – деформація” (а) та схема циклу у координатах “навантаження – деформація” (б)

схематизації кривої повзучості, що зображена на рис. 4а.

Спосіб визначення пружної деформації Δ_{pr} та залишкової деформації Δ_z пояснюється на рис. 4б. На цьому рисунку показана деформація Δ_z , розрахована за точкою d.

Результати випробувань

За вищеописаною методикою проведені випробування непошкоджених колінних суглобів та суглобів з модельованими переломами медіального виростку з фіксацією ГСк та ГСт.

Результати випробувань представлені в таблиці 3 та на рис. 5. Характеристики циклу, спільні для цих випробувань: $\tau_1 = 2c$ – час дії постійного навантаження P_{\max} ; $\tau_2 = 2c$ – час дії постійного навантаження $P_{\min} = 100$ Н; початкове навантаження $P_0 = 50$ Н.

Процеси деформування непошкоджених кісток та кісток з переломами уламки яких фіксовані ГСт та ГСк, під дією циклічних навантажень супроводжуються накопиченням незворотних (залишкових) деформацій.

Залежності зазначених деформацій від кількості циклів являють собою монотонний процес, що характеризується постійно зростаючою деформацією. В таблиці 3 наведені відношення деформацій непошкоджених препаратів Δ^n до деформації препаратів з модельованими переломами, фіксованими гвинтами Δ^e . Деформації Δ_b та Δ_d вимірювали при максимальних ($P_{\max} = 200$

...800Н) та мінімальному ($P_{\min} = 100 \text{ Н}$) навантаженнях відповідно. Також приведені співвідношення залишкових деформацій пошкоджених та непошкоджених препаратів.

Встановлено, що наявність фіксованих переломів суттєво збільшує залишкові деформації суглобу порівняно з непошкодженим станом. Ця характеристика є більш чутною до стану системи порівняно з характеристиками, що виміряні при одноразовому навантаженні.

При середніх рівнях навантажень (200 ... 400Н) різниця в ступені накопичення деформацій систем з різними типами закріплень достатньо помітна. Самокомпресуючі гвинти показують більшу стабільність порівняно із стандартними гвинтами.

При збільшенні навантажень до 600 ... 800 Н різниця в інтенсивності розвитку залишкових деформацій практично не проявляється.

Характеристики з'єднання при навантаженні відламків ВГК

Враховуючи, що при значних навантаженнях перші два способи випробувань не показали чіткої різниці між характеристиками фіксації переломів двома типами гвинтів, запропоновано схему передачі зусилля через пошкоджений дистальний виросток (рис. 26).

Ця схема є фізіологічно обгрунтованою, якщо враховувати можливість випадкового навантаження пошкодженого виростка при передачі зусилля через частково підвернуту стопу.

Особливості діаграм деформування суглобів. Випробування проводили при стисканні суглобів до деформацій $\Delta_G = 0.5, 1.0, 1.5, 2.0, 2.5$ та 3.0 мм з швидкістю переміщення 2.0 мм/хв . При цьому записували діаграми деформування систем МСк та МСт (виростки з переломом, фіксованим самокомпресуючими та стандартними гвинтами відповідно). Типові діаграми деформування зображено на рис. 6а, а на рис. 6б показаний загальний вигляд одного з суглобів після останньої ступіні навантаження.

Діаграми деформування при такому ступінчастому деформуванні показують, що при однакових навантаженнях деформація системи з фіксацією самокомпресійним гвинтами ГСк значно менша порівняно зі стандартними гвинтами ГСт.

Про підвищену надійність фіксації гвинтами ГСк свідчать дані таблиці 4. Зусилля $P_{зс}$, що приводять до виникнення взаємного зсуву відламків при навантаженні виростку, в системах МСк в 1.3–1.8 разів більше порівняно з системами МСт. Наявність початку зсуву відламків встановлювали за відхиленням початкових ділянок діаграм деформування від лінійності (поява незворотних деформацій).

Результати вимірювань зсуву відламків.

Таблиця порівняння деформацій, що накопичені за 50 циклів навантаження, в препаратах з переломами, закріплених самокомпресуючими (ССк) та стандартними (ССт) гвинтами

Навантаження, Н	Препарати ССк		Препарати ССт	
	Δ_{50} , мм	$\Psi_{ц}$	Δ_{50} , мм	$\Psi_{ц}$
200	0.085	0.76	0.125	0.52
400	0.105	0.61	0.155	0.41
600	0.120	0.54	0.120	0.54
800	0.135	0.48	0.135	0.48

Позначення у таблиці: Δ_{50} – різниця між деформаціями, що виміряні на 50-му та 1-му циклах; $\Psi_{ц} = \Delta_{50}^H / \Delta_{50}^C$.

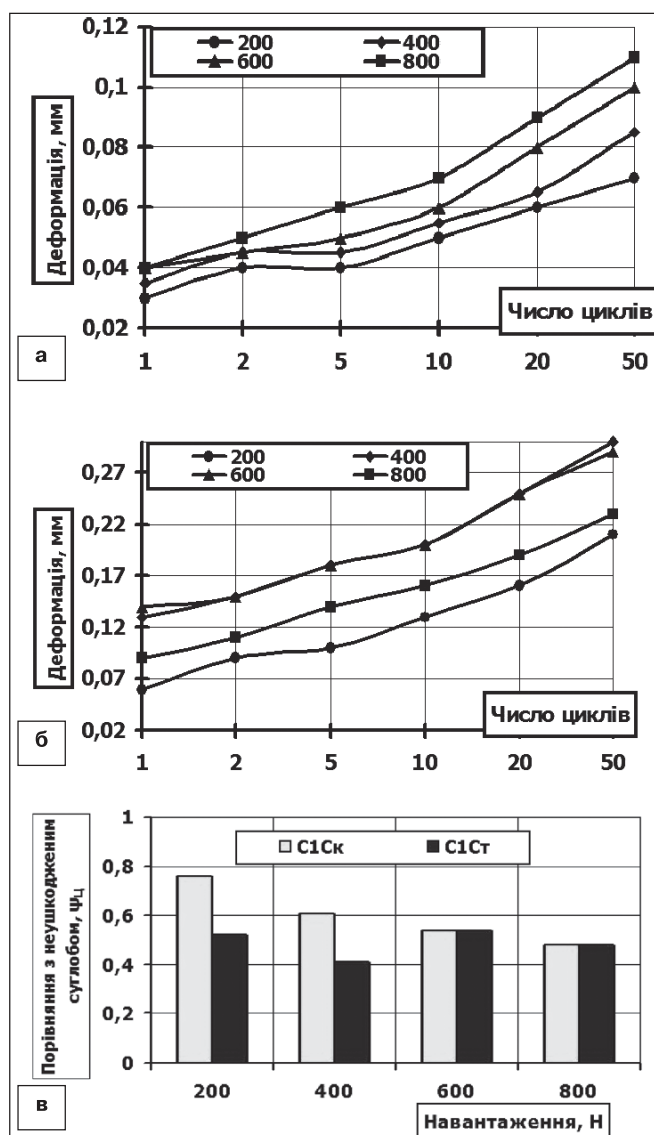


Рис. 5. Залежності залишкової деформації непошкоджених суглобів (а) та систем ССк (б) від числа циклів навантаження; співвідношення залишкових деформацій неушкоджених суглобів та препаратів з фіксованими переломами за 50 циклів навантаження $\Psi_{ц} = \Delta_{50}^H / \Delta_{50}^C$ (в)

Більш наочне, на наш погляд, порівняння надійності випробуваних систем проводили шляхом вимірювання незворотних (залишкових) деформацій безпосередньо після кожного циклу навантаження. Для цього після запису діаграми деформування проводили розвантаження суглобу до

Таблиця характеристики міцності суглобів з переломами при навантаженні з передачею зусилля через пошкоджений дистальний виросток

Деформація $D_{\text{с}}$, мм	Навантаження, при якому виникає взаємний зсув відламків $P_{\text{зс}}$, Н		Взаємний зсув відламків $L_{\text{зс}}$, мм		Співвідношення взаємного зсуву відламків та пружної деформації суглобів	
	МСк	МСт	МСк	МСт	МСк	МСт
0.5	112	85.5	0.08	0.09	0.23	0.24
1.0	133	102	0.36 (0.44)	0.51 (0.61)	1.12	1.99
1.5	191	149	0.59 (1.03)	1.02 (1.62)	1.88	3.95
2.0	289	168	0.86 (1.89)	1.45 (3.08)	2.37	7.21
2.5	342	204	1.20 (3.09)	1.54 (4.62)	3.13	7.99
3.0	400	289	1.20 (4.29)	1.82 (6.44)	3.31	6.96

Примітка: в дужках зазначені сумарні (накопичені за всі попередні цикли навантаження) деформації, мм.

Література

1. Bilinskyi PI Experimental study of values mikroruhlyvosti bone fragments medication depending on the method of fixation and the magnitude of loading / PI Bilinskyi, MO Ethanol // Troops. Medicine of Ukraine. – 2003. – 3, N 1-2. – S. 35-43.
2. Bilinskyi PI Justification fixing capabilities catches and devices on a physical model // Bulletin of orthopedics, traumatology and prosthetics. – 2002. – № 2. – S. 47-49.
3. Tiazhelov AA Byomehanycheskoe Study Mechanical properties zhestkoy and elastic-stabylnoy models osteosynthesis / Tiazhelov AA, Mikhailov SR, Saturday, IA [And others] // Orthopaedics, Traumatology and Prosthetics. – 2003. – № 2. – S. 61-66.
4. Lambert K.L. The weight-bearing function of the fibula: A strain gauge study / KL Lambert // J. Bone Joint Surg. – L971. – V. 53A. – P. 507-513.

М. С. Шидловський, О. А. Бурьянов, А. М. Лакша, Є. О. Скобенко, Г. Л. Ковбаса, А. В. Головчак

Биомеханические характеристики различных способов фиксации переломов в области коленного сустава

Разработка и совершенствование систем, которые применяются для фиксации переломов костей опорно-двигательного аппарата человека, требует проведения исследований надежности указанных систем. Кроме клинических показателей, системы фиксации переломов должны иметь определенные механические характеристики такие как достаточная жесткость и стабильность при длительном лечении что может сопровождаться циклическими нагрузками.

Ключевые слова: жесткость, циклические нагрузки, деформация.

Shidlovsky M., Skobenko E., Kovbasa M.

Biomechanics characteristics of the different ways of fixing fractures in the knee joint

Identify the characteristics of rigidity of the "bone – screw" that capture fragments of the tibia. Experiments should reflect real, including cyclical modes of external loads under compression. The main problem is to establish patterns of deformation in these systems. In the present work systematic data of experimental studies that were conducted in the laboratory of the Department of biomechanical systems DMM and OM NTU "KPI".

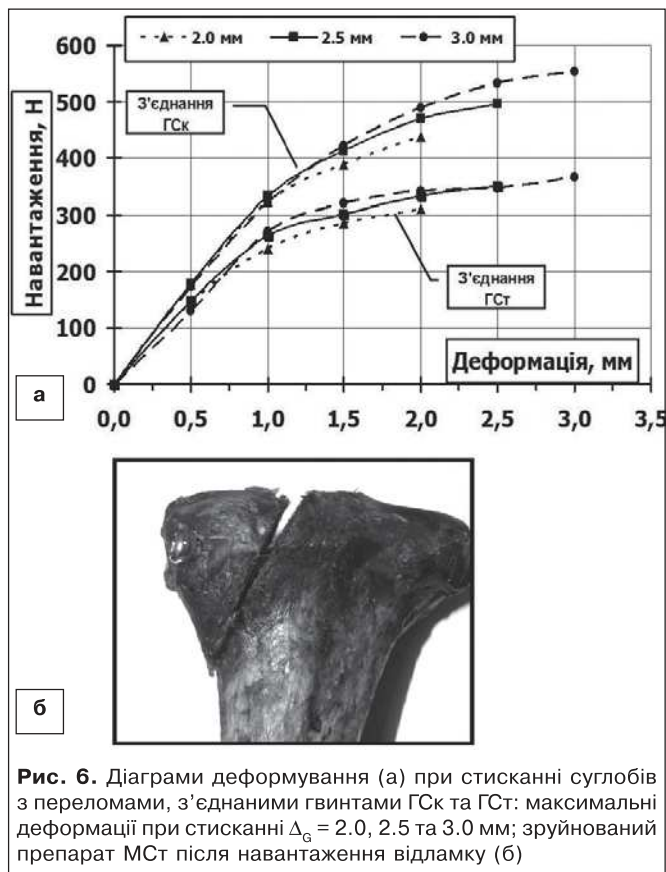


Рис. 6. Діаграми деформування (а) при стисканні суглобів з переломами, з'єднаними гвинтами ГСк та ГСт: максимальні деформації при стисканні $\Delta_G = 2.0, 2.5$ та 3.0 мм; зруйнований препарат МСт після навантаження відламку (б)

нульового значення стисного навантаження з одночасним вимірюванням переміщення рухомого стола випробувальної машини. Зазначене переміщення дорівнює зворотної (пружної) деформації суглобу $\Delta_{\text{пр}}$. Враховуючи це, незворотні деформації (взаємні зміщення відламків) розраховували як різницю між загальною та пружною деформаціями: $\Lambda_{\text{зс}} = \Delta_G - \Delta_{\text{пр}}$.

Дані вимірювань взаємних зміщень відламків $\Lambda_{\text{зс}}$ при фіксації переломів гвинтами ГСк та ГСт розміщені в табл. 4. Там же наведено співвідношення взаємних зсувів відламків та пружних деформацій, що виникають при навантаженнях. Аналіз цих даних показує, що застосування гвинтів ГСк суттєво зменшує деформації пошкоджених суглобів при дії зовнішніх навантажень.

Висновок

При передачі стискаючого зусилля на відламок тип фіксуючих гвинтів суттєво впливає на деформації системи остеосинтезу при всіх рівнях навантаження; залишкові деформації (взаємний зсув відламків) систем з самокомпресуючими гвинтами ГСк суттєво менше залишкових деформацій системи з стандартними гвинтами ГСт.

Це свідчить про те, що застосування нових типів самокомпресуючих гвинтів суттєво підвищує стабільність фіксації та в цілому збільшує механічну надійність фіксації косих переломів проксимальних епіфізів великогомілкової кістки.