

УДК 611.08:539.4

Шидловський¹ М.С., к.т.н., доц.; Скобенко² Є.О. асп.; Ковбаса¹ М.Л.

1 - НТУУ «Київський політехнічний інститут» м. Київ, Україна

2 - Національний медичний університет України ім. О.О.Богомольця, м. Київ

БИОМЕХАНИЧНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ РІЗНИХ СПОСОБІВ ФІКСАЦІЇ ПЕРЕЛОМІВ В ОБЛАСТІ КОЛІННОГО СУГЛОБА

Shydlovsky¹ M., Skobenko² E., Kovbasa¹ M.

1 - National Technical University of Ukraine «Kyiv Polytechnic Institute», Kyiv, Ukraine (mmi@kpi.ua)

2 - Bogomolets National Medical University, Kyiv, Ukraine

BIOMECHANICS CHARACTERISTICS OF THE DIFFERENT WAYS OF FIXING FRACTURES IN KNEE JOINT

Досліджено характеристики жорсткості та надійності фіксації переломів стандартними та самокомпресуючими гвинтами, що фіксують косий перелом проксимального епіфізу великогомілкової кістки у реальних, включаючи циклічні, режимах дії зовнішніх навантажень. При передачі стискаючого зусилля на відламок тип фіксуючих гвинтів суттєво впливає на деформації системи остеосинтезу при всіх рівнях навантаження; залишкові деформації (взаємний зсув відламоків) систем з самокомпресуючими гвинтами суттєво менше залишкових деформацій системи з стандартними гвинтами. Застосування нових типів гвинтів суттєво підвищує стабільність фіксації та в цілому збільшує механічну надійність фіксації косих переломів проксимальних епіфізів великогомілкової кістки.

Ключові слова: експериментальна біомеханіка, хірургія, травматологія, великогомілкова кістка, перелом, гвинти, циклічні навантаження, деформації, жорсткість, надійність.

Вступ. Останнім часом у хірургічній практиці застосовують фіксацію відламоків 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 роботи: 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.

Об'єкти та методи досліджень. В експериментах використовували натурні препарати кінцівок без патологічних змін кісткової тканини. Шкіра, підшкірна клітковина, м'язи та сухожилки були видалені з поверхні колінного суглобу. Препарати колінних суглобів фіксувалися за допомогою 10% розчину Формаліну протягом 24 годин. Моделювання косих переломів медіального виростка метаепіфіза ВГК проводили поблизу колінного суглобу (поз. 3 та 4 на рис. 1а).

Фіксацію відламоків 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, скріплених 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 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**.

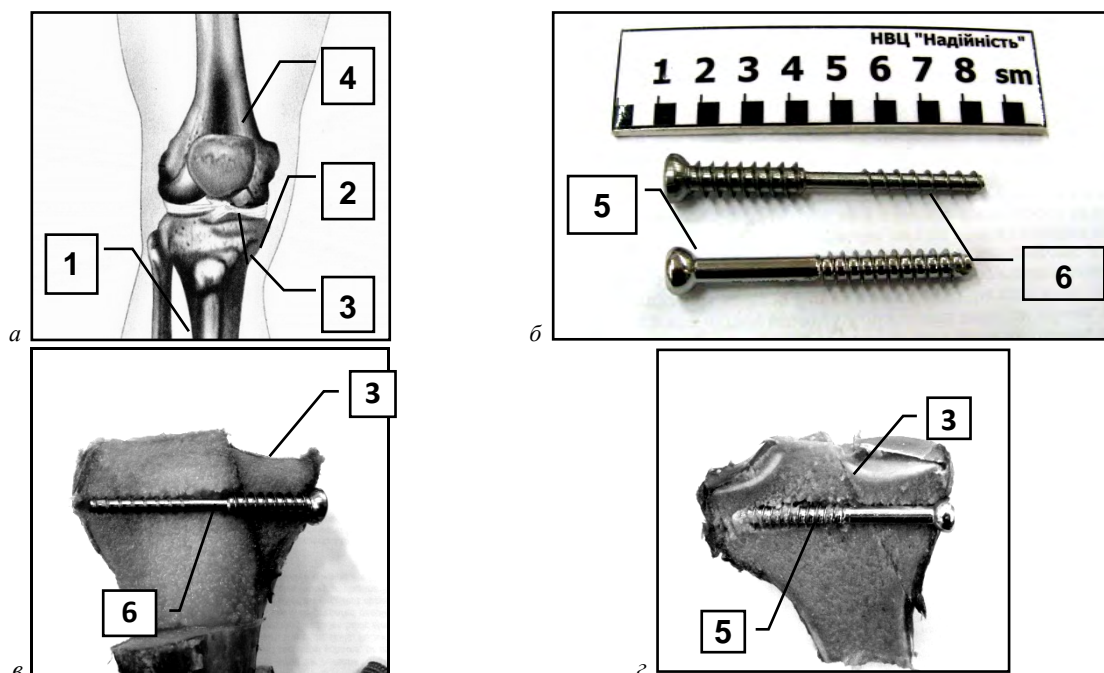


Рис. 1. Схема суглобу (а), зовнішній вигляд гвинтів (б), поздовжні перерізи переломів кістки з самокомпресійним (в) та стандартним (г) гвинтами; 1 – великогомілкова кістка; 2 – медіальний виросток; 3 – ліній переломів; 4 – стегнова кістка; 5 – стандартний гвинт; 6 – самокомпресуючий гвинт

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 та рядом інших причин. Тому для закріплення досліджуваних препаратів до робочого стола випробувальної машини використовували опори (**поз. 4** на **рис. 2**), що виготовляли індивідуально.

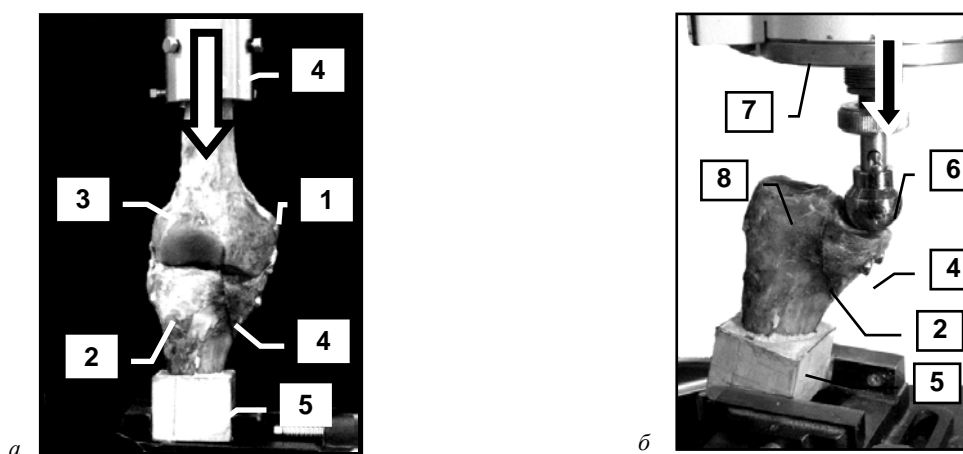


Рис. 2. Навантаження суглобу (↓) через стегнову кістку (а) та через медіальний виросток (б); 1 – затискний стакан; 2 – з'єднувальні гвинти; 3 – медіальний виросток; 4 – протакрілова опора; 5 – великогомілкова кістка; 6 – дистальний метаепіфіз стегнової кістки; 7 – навантажувальна головка; 8 – динамометр

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**, які 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).

Короточасні одноразові навантаження. Для визначення механічних властивостей зразка проводили його компресійне навантаження за допомогою універсальної випробувальної машини TIRAtest-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. По закінченню дослідження отримана інформація фіксувалася у вигляді діаграми деформування у координатах "зусилля P – абсолютна деформація Δ ".

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.

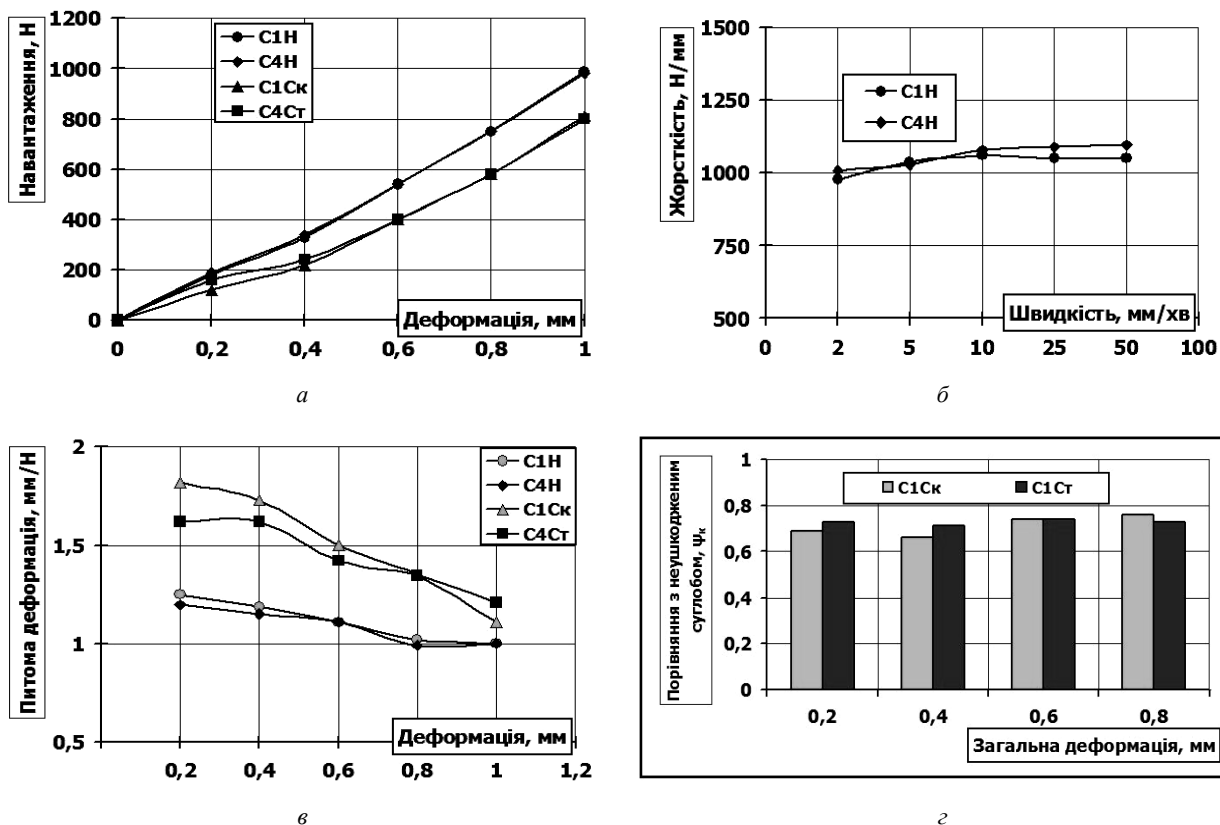


Рис. 3. Діаграми деформування суглобів при стискуванні (а), залежності жорсткості суглобів від швидкостей деформування (б), зміна приведених деформацій при зростанні загальної деформації (в) та порівняння неушкоджених та пошкоджених суглобів (г)

Діаграми деформування в діапазонах навантажень від 350 до 1000 Н мають слабо нелінійний характер. Тому пружні властивості неушкоджених суглобів та суглобів переломами, фіксованими обома типами гвинтів в зазначених діапазонах зусиль можуть бути охарактеризовані коефіцієнтами жорсткості C , як відношення навантаження P 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.

Вплив швидкостей деформування на результати випробувань. Для вибору оптимальних швидкостей деформування препаратів при випробуваннях 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 даними експериментів, що відображені в **табл. 1**, побудовано залежності приведених деформацій суглобів від загальних деформацій препаратів (**рис. 3в**).

В **табл. 2** наведено узагальнені результати випробувань непошкоджених препаратів та препаратів з модельованими переломами, закріпленими 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.

Таблиця 1

Характеристики пружності суглобів, обчислені за початковими ділянками діаграм деформування

| Деформація Δ_G , мм | Швидкість деформування V, мм/хв | Приведена деформація $\delta \cdot 10^3$, мм/Н | Жорсткість суглобів С, 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 Δ_G , 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 |

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

Багаторазові циклічні навантаження. 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 **Acer** вбудованою вебкамерою **Acer1112**. Після випробувань дані, що були записані у відео – файлах, 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 схематизація кривої повзучості, що зображена на **рис. 4а**. Спосіб визначення пружної деформації Δ_{np} та залишкової деформації Δ_z пояснюється на **рис. 4б**. На цьому рисунку показана деформація Δ_z , розрахована за точкою **d**.

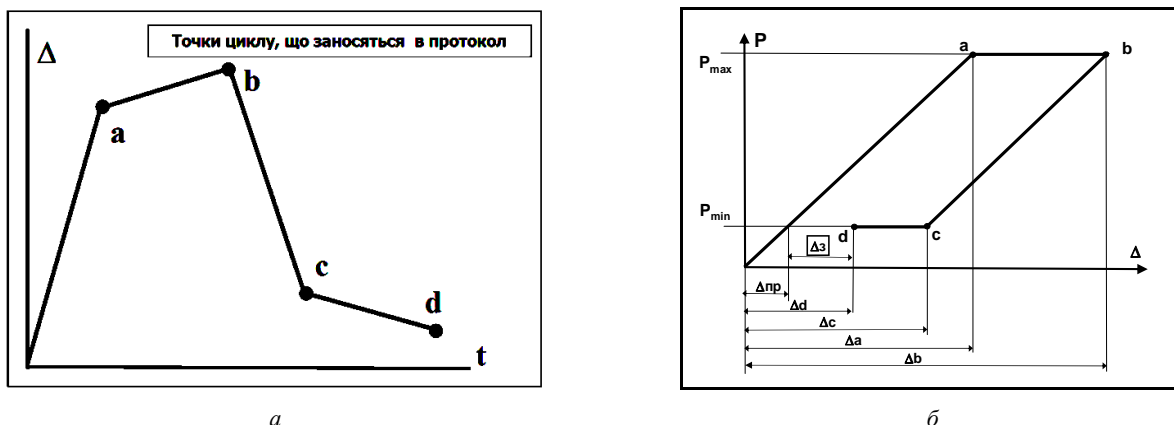


Рис. 4. Схематизація кривої "час – деформація" (а) та схема циклу у координатах "навантаження - деформація" (б)

Результати випробувань при циклічних навантаженнях. За вищеописаною методикою проведені випробування непошкоджених колінних суглобів та суглобів з модельованими переломами медіального виростку з фіксацією ГСк та ГСт. Результати випробувань представлені в **табл. 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.

Таблиця 3

Порівняння деформацій, що накопичені за 50 циклів навантаження препаратів з самокомпресуючими (ССк) та стандартними (ССт) гвинтами

| Навантаження, Н | Препарати ССк | | Препарати ССт | |
|-----------------|--------------------|-------------|--------------------|-------------|
| | Δ_{50} , мм | Ψ_{II} | Δ_{50} , мм | Ψ_{II} |
| 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; $\Psi_{II} = \Delta_{50}^H / \Delta_{50}^C$ – координатах "навантаження – деформація" (б).

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 табл. 3 наведені відношення деформацій непошкоджених препаратів Δ^H до деформації препаратів з модельованими переломами, фіксованими гвинтами Δ^C . Деформації Δ_b та Δ_d вимірювали при максимальних ($P_{max} = 200 \dots 800\text{H}$) та мінімальному ($P_{min} = 100\text{H}$) навантаженнях відповідно. Також приведені співвідношення залишкових деформацій пошкоджених та непошкоджених препаратів.

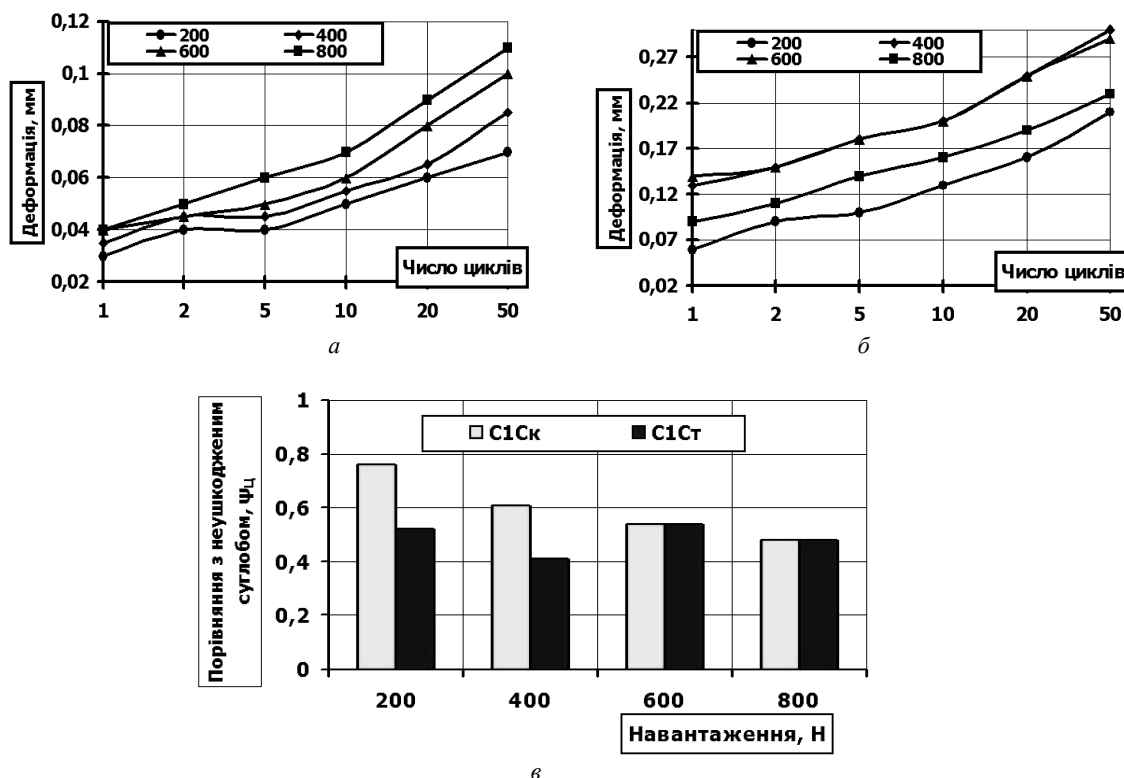


Рис. 5. Залежності залишкової деформації непошкоджених суглобів (а) та систем ССк (б) від числа циклів навантаження; співвідношення залишкових деформацій неушкоджених суглобів та препаратів з фіксованими переломами за 50 циклів навантаження $\psi_H = \Delta_{50}^H / \Delta_{50}^C$ (в)

Встановлено, що наявність фіксованих переломів з 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 ... 400H) 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 H різниця в інтенсивності розвитку залишкових деформацій практично не проявляється.

Характеристики з'єднання при передачі навантаження на відламки 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 обґрунтованою, 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.

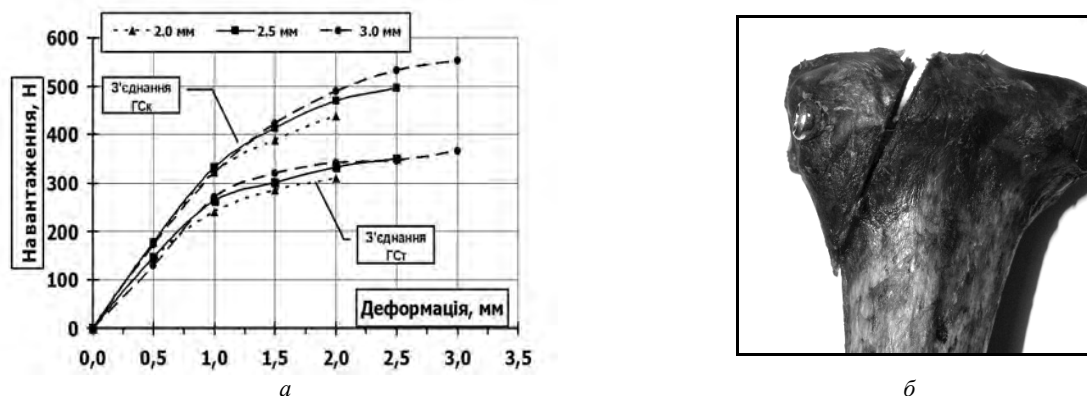


Рис. 6. Діаграми деформування (а) при стисканні суглобів з переломами, з'єднаними гвинтами ГСк та ГСт: максимальні деформації при стисканні $\Delta_G = 2.0, 2.5$ та 3.0 мм; зруйнований препарат МСт після навантаження відламку (б)

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 табл. 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).

Таблиця 4

Характеристики міцності суглобів з переломами при навантаженні дистального виростка

| Деформації Δ_G , мм | Навантаження, при якому виникає взаємний зсув відламків $P_{зс}$, Н | | Взаємний зсув відламків $\Lambda_{зс}$, мм | | Співвідношення взаємного зсуву відламків та пружної деформації суглобів | |
|----------------------------|--|-------------|---|-------------|---|-------------|
| | Система МСк | Система МСт | Система МСк | Система МСт | Система МСк | Система 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.

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

Дані вимірювань взаємних зміщень відламків $\Lambda_{зс}$ 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.

Висновки. 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.

Аннотация

Исследованы характеристики жесткости и надежность фиксации переломов стандартными и самокомпрессирующимися винтами, которые фиксируют косою перелом проксимального эпифиза большеберцовой кости в реальных, включая циклические, режимах действия внешних нагрузок. При передачи сжимающего усилия на отломок тип фиксирующих винтов существенно влияет на деформации системы остеосинтеза при всех уровнях нагрузок; остаточные деформации (взаимный сдвиг отломков) систем с самокомпрессирующимися винтами существенно меньше остаточных деформаций систем со стандартными винтами. Использование новых типов винтов существенно повышает стабильность фиксации и в целом увеличивает механическую надежность фиксации косых переломов проксимальных эпифизов большеберцовой кости.

Ключевые слова: экспериментальная биомеханика, хирургия, травматология, большеберцовая кость, перелом, винты, циклические нагрузки, деформации, жесткость, надежность

Abstract

Purpose. Subject matter of the present paper is to investigate the characteristics of hardness and fixation of fractures with standard and self-tightening screws, fixing the oblique fracture of the proximal epiphys of tibia in real regimes of external load including the cyclic ones.

Model / methodology / approach. During the experiment the specimen of limbs without pathology of the bone tissue had been used. Fixation of the bone fragments (osteosynthesis) had been performed by the means of standard and self-tightening screws. The tests had been conducted by the way of transmission of load through the distal joint of the epiphysal cartilage of the hip bone and through the injured distal condyle. Load regimes: single static influence and multiple cyclically changing loads, imitating the human weight.

Conclusion. During the transmission of the compressing force onto the fragment, the type of the fixing screw greatly influences the deformation of the osteosynthetic systems at all levels of load; permanent residual deformations (mutual shift of fragments) of the systems with self-tightening screws are much more lower if compared to the ones of the systems, employing the standard ones. Employment of the new type of screws significantly increases the fixation stability and generally increases the mechanical durability of the fixation of the oblique fracture of the proximal epiphys of tibia.

Keywords: experimental biomechanics, surgery, traumatology, tibia, fraction, screws, cyclic loads, deformations, hardness, reliability.

Бібліографічний список використаної літератури

1. Білінський П.І. Експериментальне дослідження величини мікрорухливості уламків препарату кістки залежно від способу фіксації та величини навантажування / П.І. Білінський, М.О. Корж // Військ. медицина України. — 2003. — 3, N 1-2. — С. 35—43.
2. Білінський П.І. Обґрунтування фіксуючих можливостей фіксаторів і пристроїв на фізичній моделі // Вісник ортопедії, травматології та протезування. — 2002. — № 2. — С. 47—49.
3. Нікітін П.В. Жорсткість різних типів оперативної фіксації заплесно-плесневих суглобів при натуральному моделюванні гомолатерального вивиху плесневих кісток (експериментальне дослідження) / Нікітін В.П., Лакша А.М., Шидловський М.С. // Літопис травматології та ортопедії — 2005. — № 1-2. — С. 16—20.
4. Тяжелов А.А. Биомеханическое исследование механических свойств жесткой и упруго-стабильной моделей остеосинтеза / Тяжелов А.А., Михайлов С.Р., Суббота И.А. [и др.] // Ортопедия, травматология и протезирование. — 2003. — №2. — С. 61—66.
5. Шидловський М.С. Дослідження деформаційних характеристик систем фіксації, що використовуються при лікуванні пошкоджень кісток та суглобів / Шидловський М.С., Лакша А.М., Бур'янов О.А. // Вестник национального технического университета Украины. — К. — 2008. — №54. — С. 51— 62.

References

1. Bilinsky P.I. Korzh M.O. Experymentalne doslidzhenya velychyny rukhlivosti ulamkiv preparatu kistky zalezno vid sposobu fiksatsyi ta veluchyny navantazhennya. Vyiskova medutsyna Ukrayiny. 2003. 3, no. 1-2. P. 35-43.
2. Bilinsky P.I. Obgruntuvannya fiksuyuchyh mozhlyvostey fiksatoriv i prystroiv na fizichniy modeli. Visnik ortopedii, travmatologii ta protezuvannya. 2002. no 2. P. 47-49.
3. Nikitin P.V. Laksha A.M., Shydlovsky M.S. Zhorstkist riznyh tytip operatyvnoi fiksatsyi zaplesno-plesnevyyh suglobiv pry naturalnomy modelyvanni homolateralnoho vyvyhu plesnovyyh kistok (eksperymentalne doslidzhenya). Litopys travmatologii ta ortopedii. 2005. No. 1-2. P. 16-20.
4. Tyazhelov A.A. Mikhailov S.R., Subbota I.A. Biomechanicheskoye issledovanie mehanicheskikh svoystv zhestkoy i uprugostabilnoi modeli osteosinteza. Ortopedia, travmatologia i protezirovanie. 2003. No.2. P. 61-66.
5. Shydlovsky M.S., Laksha A.M., Burianov O.A. Doslidzhennya deformatsiynykh kharakterystyk system fiksatsyi scho vykorystovuyutsya pry likuvanni poskodzen kistok ta syglobiv. Vestnyk natsyonalnogo tekhnicheskogo universiteta Ukrainy. Kyiv. 2008. No.54. P. 51-62.