

ДОСЛІДЖЕННЯ НОВИХ ЗАСОБІВ ФІКСАЦІЇ ПЕРЕЛОМІВ КІСТОК

Автори:

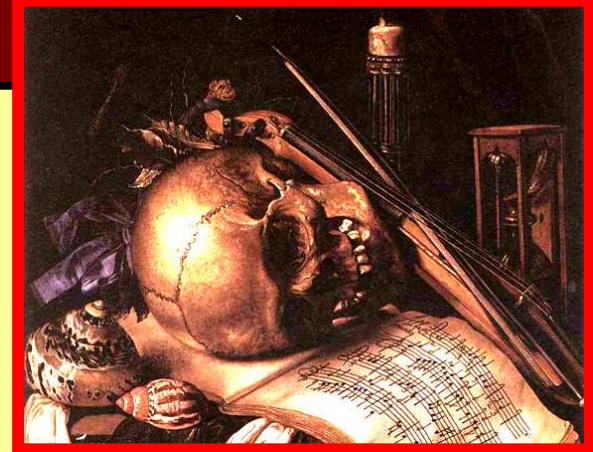
Ковбаса М.Л. – студент IV к. (гр.МП-81)
Скобенко Є.О. – ортопед – травматолог,
аспірант НМУ ім О.О.Богомольця

Науковий керівник:

Шидловський М.С., доц., к.т.н.,
Київський політехнічний інститут

Консультант:

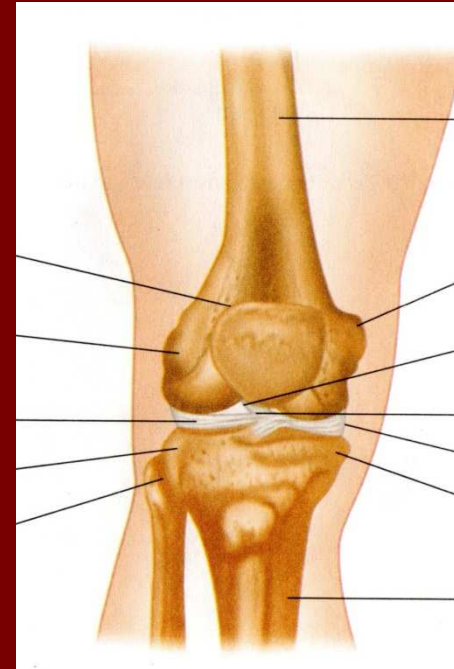
Лакша А.М., доцент, канд. мед. наук,
Українська військово-медична академія



2

АКТУАЛЬНІСТЬ ПРОБЛЕМИ

Переломи епіфізів довгих кісток – це одне з найбільш складних пошкоджень скелету людини.

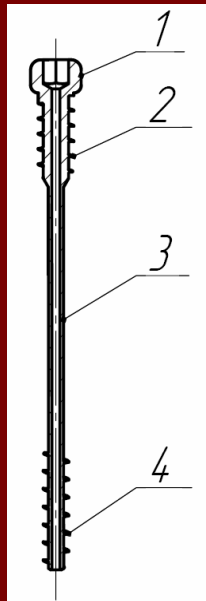


ПОСТАНОВКА ЗАДАЧІ

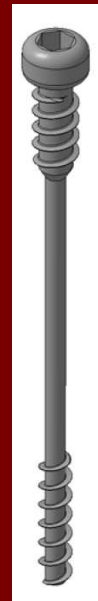
1. Розробити методику досліджень систем фіксації уламків при косих переломах кінцівок
2. Провести дослідження механічної стабільності фіксації переломів кісток за допомогою гвинтів різних типів

3

КОНСТРУКЦІЯ ГВИНТІВ



Схематичне зображення самокомпресуючого гвинта (1 - головка гвинта; 2 - різьба діаметром 7 мм; 3 - тіло гвинта; 4 - різьба діаметром 5 мм.)



Загальний вигляд гвинта

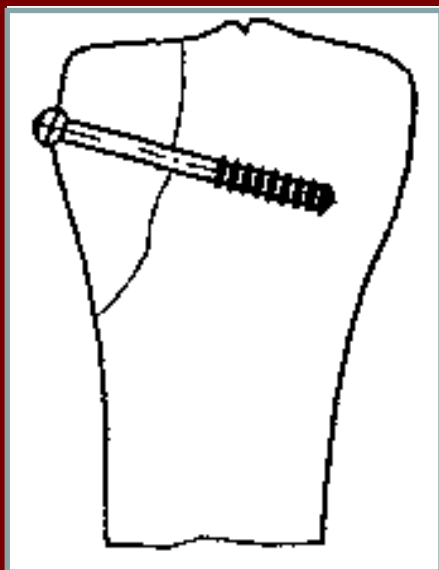
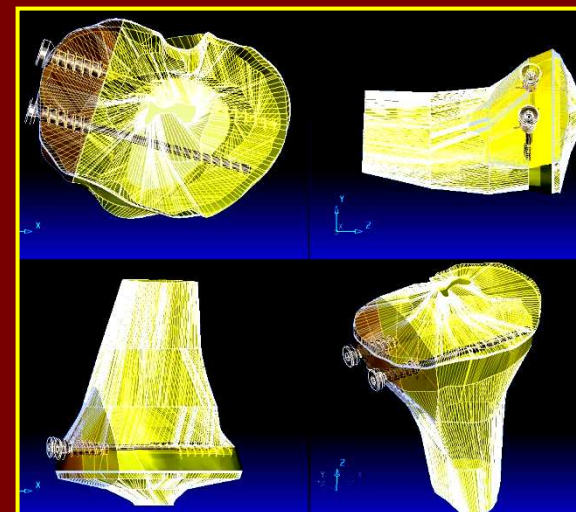


Схема остеосинтезу уламків конюльованими гвинтами.



ОБ'ЄКТИ ВИПРОБУВАНЬ

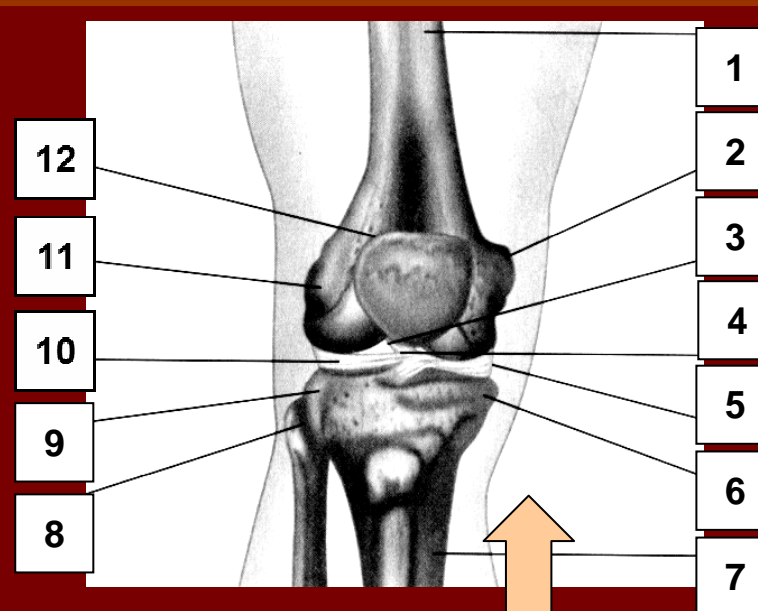
Непошкоджений колінний суглоб



Колінний суглоб з косим переломом медіального виростка проксимального метаепіфіза великогомілкової кістки

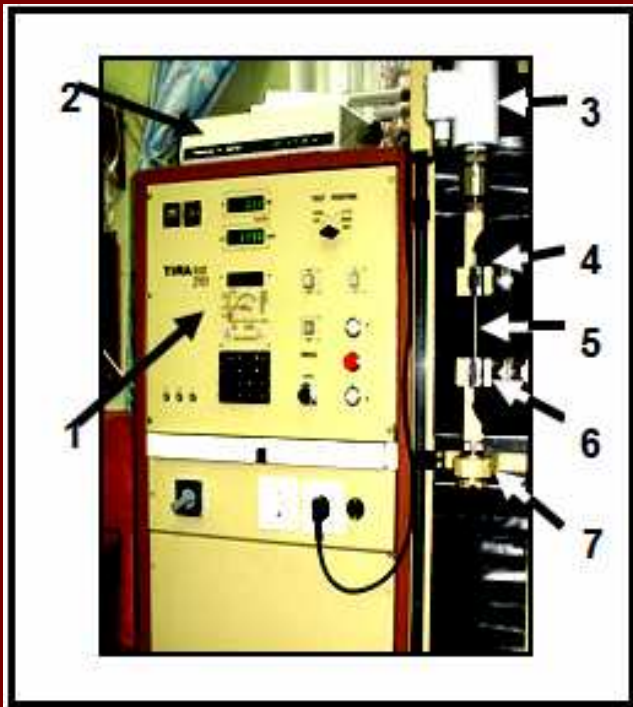


Проксимальний метаепіфіз великогомілкової кістки



1 – стегнова кістка; 2 – медіальний надвиросток; 3 – задня хрестоподібна зв'язка; 4 – передня хрестоподібна зв'язка; 5 – медіальний меніск; 6 – медіальний виросток; 7 – великогомілкова кістка; 8 – головка малогомілкової кістки; 9 – латеральний виросток; 10 – латеральний меніск; 11 – латеральний надвиросток; 12 – наколінок

Обладнання

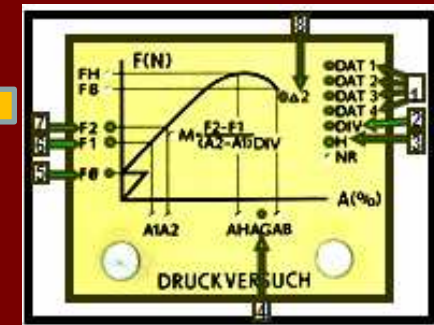
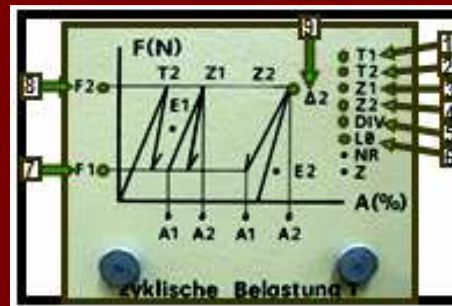


Загальний вигляд випробувальної машини TIRAtest-2151:

1 – пульт керування; 2 – пристрій для друкування ROBOTRON K6313; 3 – динамометр; 4 – нерухомий (верхній) затискувач; 5 – випробувальний зразок; 6 – рухомий (нижній) затискувач; 7 – рухома траверса.

Вхідні дані програмного шаблону "Druckersuch":

1 – довільні числа; 2 – площа поперечного перерізу зразка; 3 – робоча довжина (висота) зразка; 4 – гранична відносна деформація; 5 – початкова сила; 6, 7 – значення сил для визначення модуля пружності; 8 – спад сили.



Вхідні дані програмного шаблону "Zyklische Belastung 1":

1, 2 – часи витримки зразка при мінімальному та максимальному навантаженнях F1 та F2; 3 – число циклів, при якому визначається модуль пружності E1; 4 – загальне число циклів, після досягнення якого випробування припиняється; 5 – площа поперечного перерізу зразка; 6 – робоча довжина зразка; 7, 8 – значення мінімального та максимального навантаження; 9 – спад сили для розпізнання процесором моменту руйнування зразка.

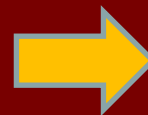
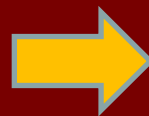
6

Підготовка препаратів (виготовлення опор)

Протакрил – М являє собою композицію акрилової групи холодного твердіння типу "порошок – рідина". Введення в склад пластмаси зшивного агента сприяє підвищенню фізико – хімічних властивостей та довговічність виробу.



Пластмаса, що застосовували для заливки



Підбиралась форма з вологостійкого картону

Заливка пластмаси в форму

Витримка препарату в нерухомому стані для полімеризації пластмаси (25-30 хв)

Препарат готовий для випробування

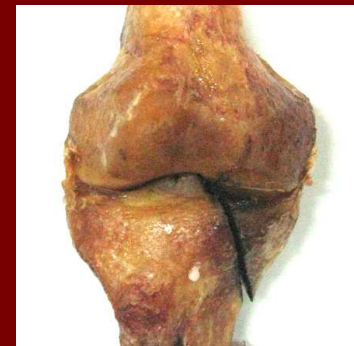
7

Підготовка препаратів (моделювання перелому та скріплення)

Інструменти та гвинти



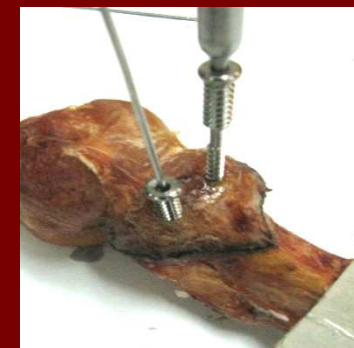
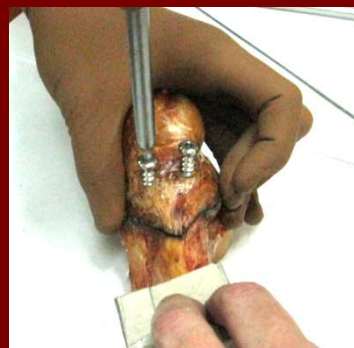
Остеотомію колінного суглобу проводили за допомогою пилки



Скріплення перелому гвинтами

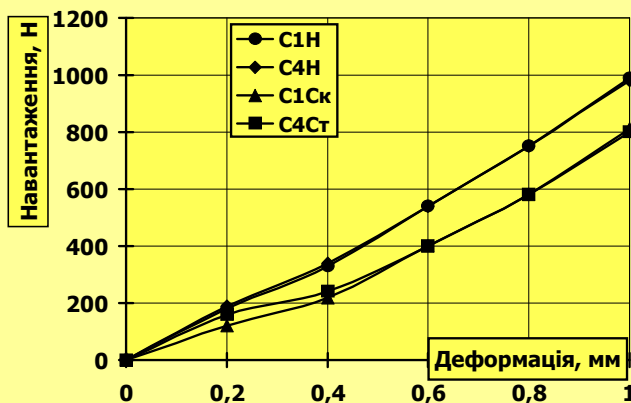
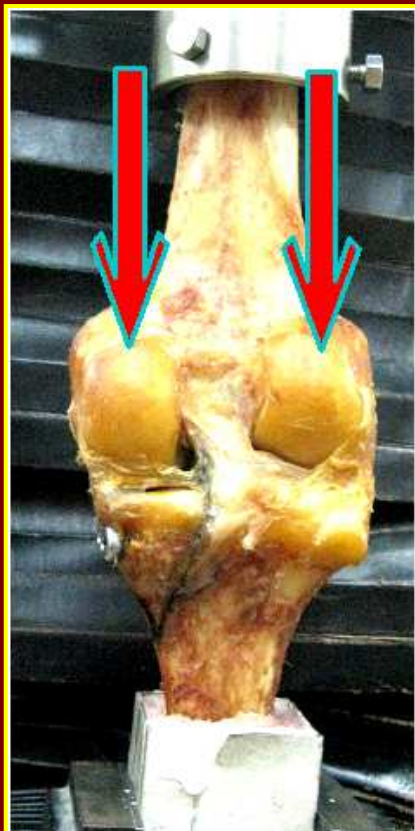


Просвердлювали кістку в місцях майбутнього скріплення

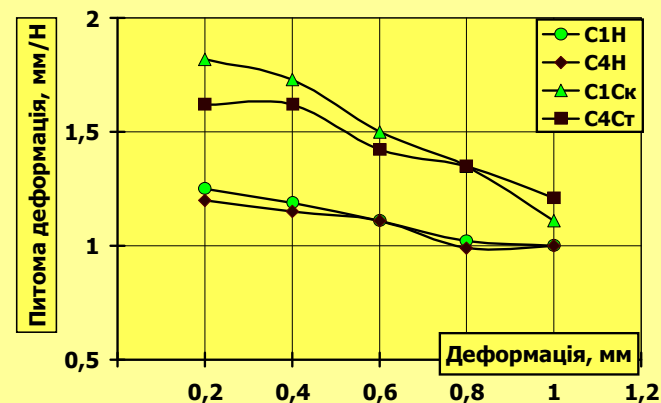


Метод 1. Випробування з передачею зусилля на всю поверхню суглобу

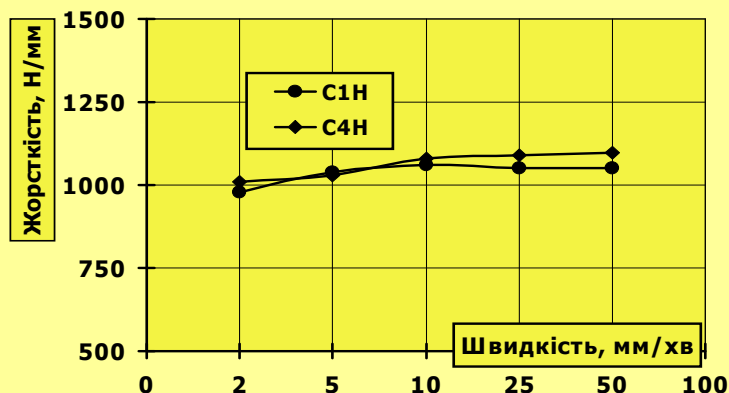
Випробування при одноразових навантаженнях



Діаграми деформування

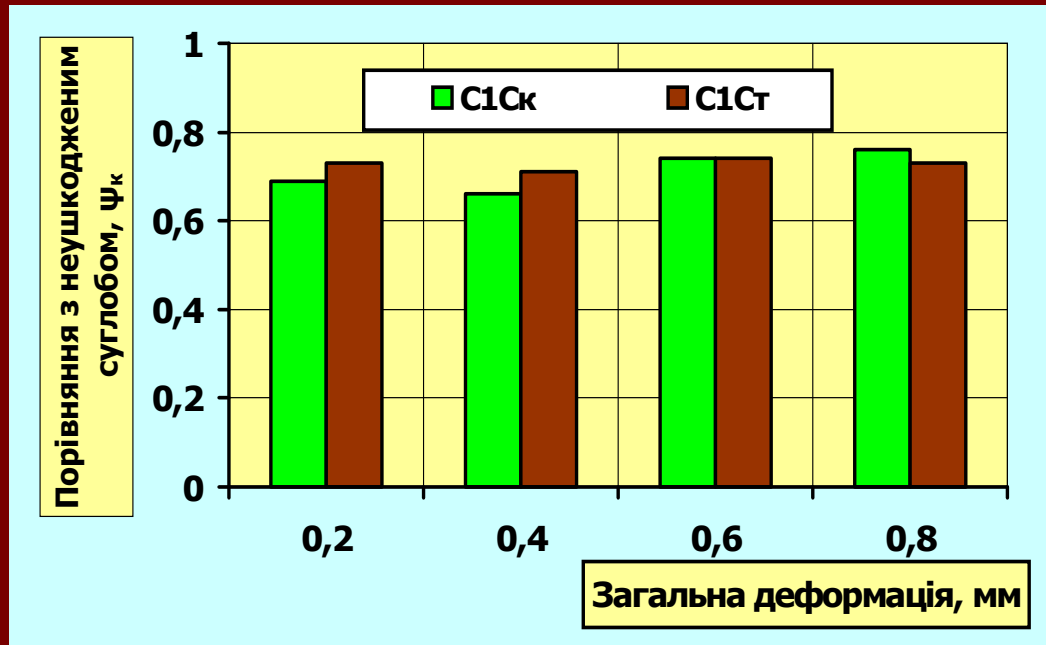


Питомі деформації (податливості препаратів)



Вплив швидкості деформування на стабільність фіксації

Аналіз результатів випробувань за методом 1



Зменшення жорсткості з'єднання двома типами гвинтів порівняно з неушкодженим суглобом:

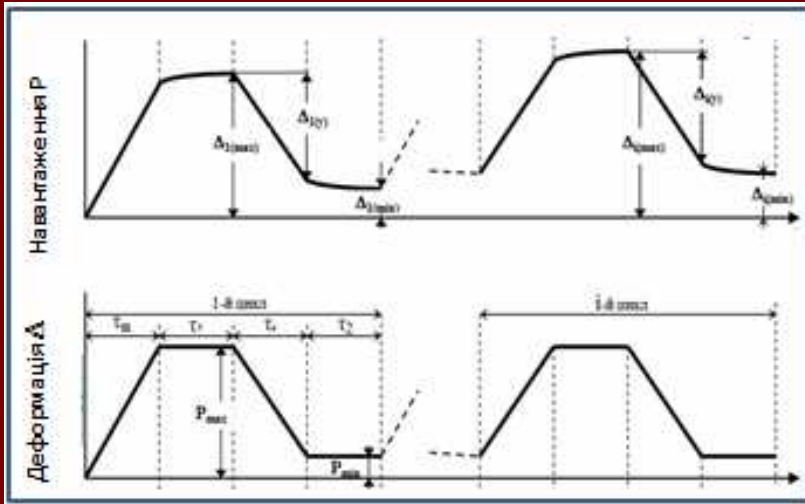
$$\psi_k = C^c / C^H$$

Висновки:

1. При передачі стискаючого зусилля на всю суглобову поверхню проксимального метаепіфізу ВГК тип фіксуючих гвинтів практично не впливає на жорсткість системи остеосинтезу
2. Жорсткість системи з самокомпресуючими гвинтами при навантаженнях 600 ... 800 Н складає 0.74 – 0.75 % від жорсткості неушкодженого суглобу

МЕТОД 2. Випробування при циклічних навантаженнях

Методика випробування:



Програма навантаження (зверху)
та крива циклічної повзучості (знизу)
препаратів

T_{in} – час, за який навантаження зростає від P_{min} до P_{max} (для першого циклу від 0 до P_{max});
 T_r – час, за який навантаження зменшується від P_{max} до P_{min} ;
 T_1 – час дії постійного навантаження P_{max} ;
 T_2 – час дії постійного навантаження P_{min} ;
 P_{max} – максимальне за цикл навантаження;
 P_{min} – мінімальне за цикл навантаження;

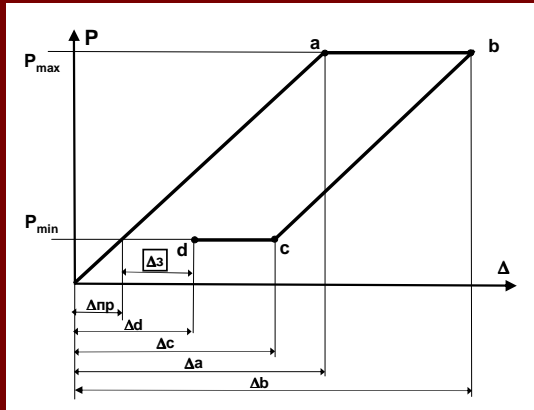
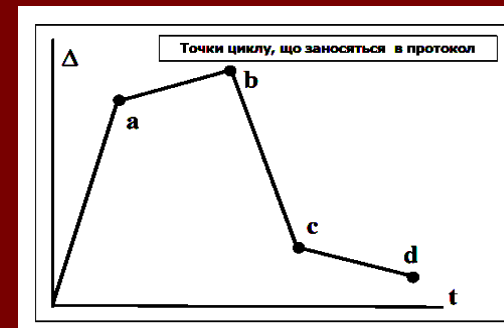
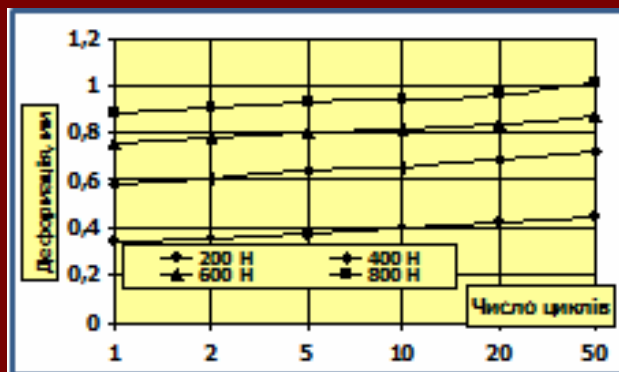


Схема циклу,
зображена у
координатах "P - Δ"

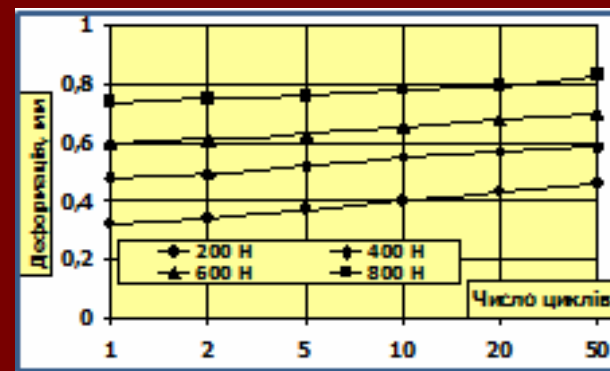


Δa , Δb , Δc , Δd – відповідні деформації.
 Розраховано та занесено у таблиці такі величини:
 $\Delta_{пр} = (\Delta a_1 / P_{max}) \cdot P_{min}$ – пружна деформація препарату при навантаженні P_{min} ;
 Δa_1 – деформація, що вимірюється на 1 – му циклі;
 $\Delta c.з. = \Delta c - \Delta_{пр}$, $\Delta d.з. = \Delta d - \Delta_{пр}$ – залишкові деформації, розраховані за точками c та d.

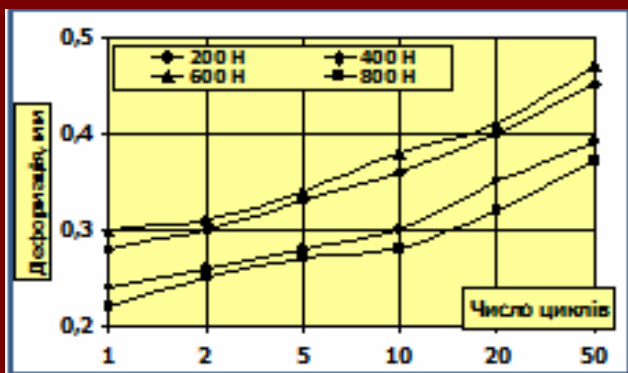
Результати випробувань при циклічних навантаженнях



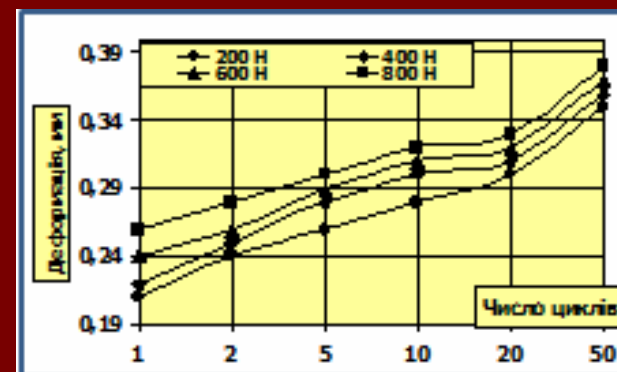
Залежності загальної деформації Δb препарату С1Ск від числа циклів навантаження при $P_{max} = 200 \dots 800$ Н



Залежності загальної деформації Δb препарату С4Ст від числа циклів навантаження при $P_{max} = 200 \dots 800$ Н

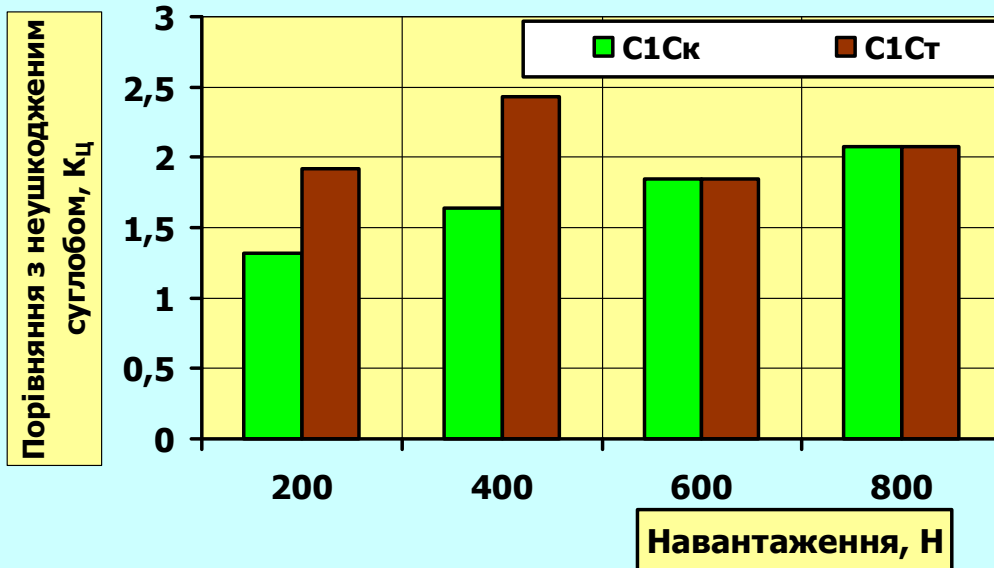


Залежності загальної деформації Δc препарату С1Ск від числа циклів навантаження при $P_{max} = 200 \dots 800$ Н



Залежності загальної деформації Δc препарату С4Ст від числа циклів навантаження при $P_{max} = 200 \dots 800$ Н

Аналіз результатів випробувань за методом 2.



Співвідношення деформацій, що накопичені в препаратах з фіксованими косими переломами за 50 циклів навантаження, та деформацій в неушкоджених препаратах

$$K_c = \Delta^C_{50} / \Delta^H_{50}$$

Висновки:

1. При передачі стискаючого зусилля на всю суглобову поверхню проксимального метаепіфізу тип фіксуючих гвинтів впливає на деформації системи остеосинтезу тільки при малих (200 ... 400 Н) навантаженнях.
2. При таких навантаженнях деформації систем зі стандартними гвинтами суттєво більше за деформації системи з самокомпресуючими гвинтами.
3. При більших навантаженнях (600 ... 800 Н) швидкість накопичення деформацій системи практично не залежить від типу гвинтів.

13

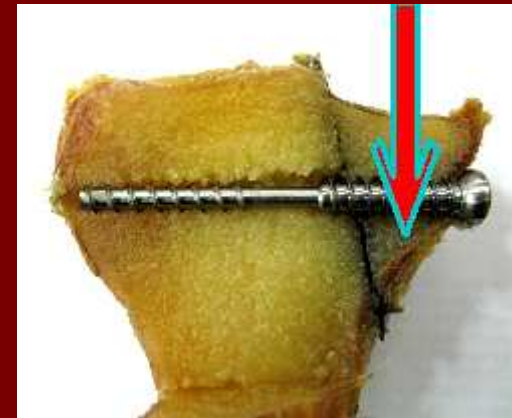
Метод 3. Випробування з передачею навантаження через відломок



Сила прикладається тільки на відломок дистального виростка.



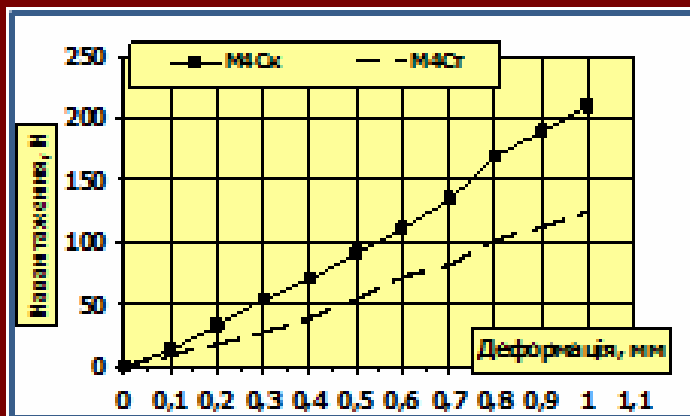
Випробування зі стандартними гвинтами



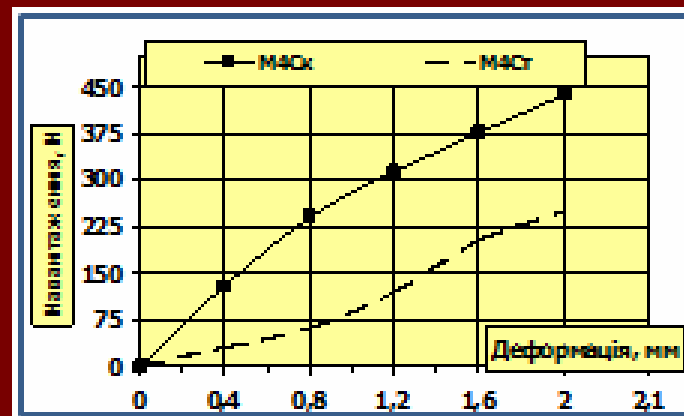
Випробування зі самокомпресуючими гвинтами

Результати випробувань при ступінчастому навантаженні

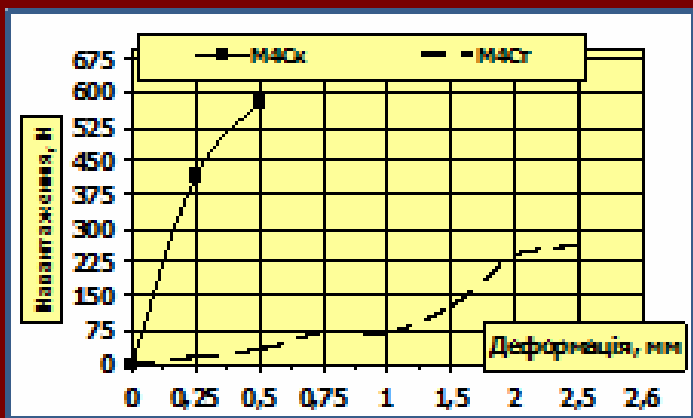
Діаграми деформування при ізольованому навантаженні на ушкоджену частину проксимального метаепіфізу ВГК з'єднаним стандартними (ГСт) та самокомпресуючими (ГСк) гвинтами



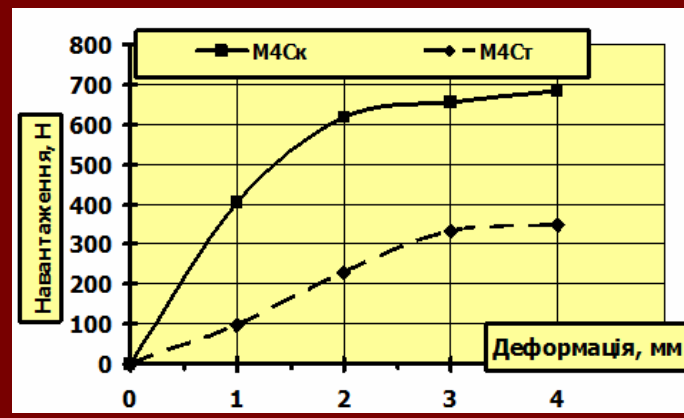
$A_G = 1.0 \text{ мм.}$



$A_G = 2.0 \text{ мм.}$

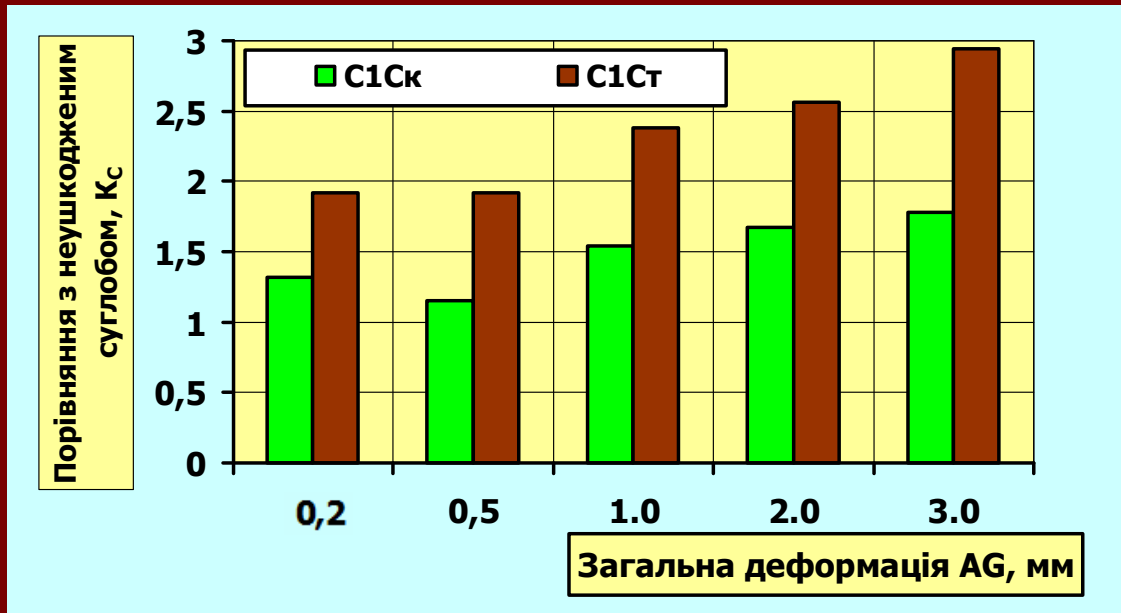


$A_G = 2.5 \text{ мм.}$



$A_G = 4.0 \text{ мм.}$

Аналіз результатів випробувань за методом 3.



Співвідношення деформацій, що виникають в препаратах з фіксованими косими переломами при навантаженні відламку, та деформацій в нешкоджених препаратах

$$K_C = \delta_{\text{заг}} / \delta_{\text{пруж}}$$

Висновки:

1. При передачі стискаючого зусилля на відламок тип фіксуючих гвинтів суттєво впливає на деформації системи остеосинтезу при всіх рівнях навантаження.
2. При всіх навантаженнях залишкові деформації систем з самокомпресуючими гвинтами суттєво менше залишкових деформацій системи з стандартними гвинтами.

Дякуємо за увагу!