

THE ROLE OF EMBRIOLOGICAL INVESTIGATION ON THE MODERN TIME OF DEVELOPMENT IN MORPHOLOGICAL SCIENCE

V. M. Krutsyak, **W. I. Pronyajev**, Ju. T. Akhtemijchuk

Abstract. The article emphasizes on the importance of embryological studies in modern morphological science development and shows the importance of the interpretation of the received data through the focus of classic notion.

Key words: medical embriology, methods of investigation, its role.
Bukovinian State Medical Academy (Chernivtsi).

УДК 617.582-001.5-089.84:577

I. M. Рубленик, В. Л. Васюк, О. Г. Шайко-Шайковський

БИМЕХАНИЧНЕ ОБГРУНТУВАННЯ БЛОКУЮЧОГО ІНТРАМЕДУЛЯРНОГО МЕТАЛО-ПОЛІМЕРНОГО ОСТЕОСИНТЕЗУ СТЕГНОВОЇ І ВЕЛИКОГОМІЛКОВОЇ КІСТОК ПРИ ДІАФІЗАРНИХ ПЕРЕЛОМАХ

Кафедра травматології, ортопедії та нейрохірургії
(зав. — проф. І. М. Рубленик)
Буковинської державної медичної академії

Ключові слова: біомеханіка остеосинтезу, блокуючий остеосинтез, переломи стегнової кістки, переломи великогомілкової кістки, хірургічне лікування, метало-полімерні фіксатори.

Резюме. Запропонований нами метод блокуючого інтрамедулярного метало-полімерного остеосинтезу (БІМПО) та технічні засоби для його здійснення є подальшим розвитком конструктивних ідей Г. Кюнчера. Як показали біомеханічні дослідження, комбінація металу і полімерного матеріалу в одній конструкції є важливим фактором забезпечення стабільності біомеханічної системи “кістка-фіксатор”. Металічна основа фіксатора забезпечує необхідну жорсткість, полімерні вставки — можливість міцного сполучення з кісткою блокуючих гвинтів, завдяки чому метало-полімерні фіксатори набули переваг як інтрамедулярних (жорсткість), так і накісткових (ротаційна стійкість) конструкцій.

Вступ. За даними літератури останніх років, блокуючий інтрамедулярний остеосинтез є одним з найбільш перспективних методів лікування діафізарних переломів та їх наслідків. Запровадження його в травматологічну практику дає можливість вирішити ряд проблем, пов'язаних з лікуванням найбільш складних (осколкових, роздроблених, подвійних, двосегментних) переломів діафіза стегнової і великогомілкової кісток, а також ротаційно нестабільних переломів вказаних сегментів на рівні розширення кістково мозкової порожнини [6, 7, 10].

Лікування таких пошкоджень заглибними накістковими та внутрішньокістковими конструкціями часто не забезпечує належну стабільність, що є основною причиною післяопераційних ускладнень: остеомієліту, незрощення, контрактури суглобів і т. п. [11].

З урахуванням переваг і недоліків металевих блокуючих цвяхів ми розробили декілька моделей інтрамедулярних метало-полімерних фіксаторів для блокуючого остеосинтезу.

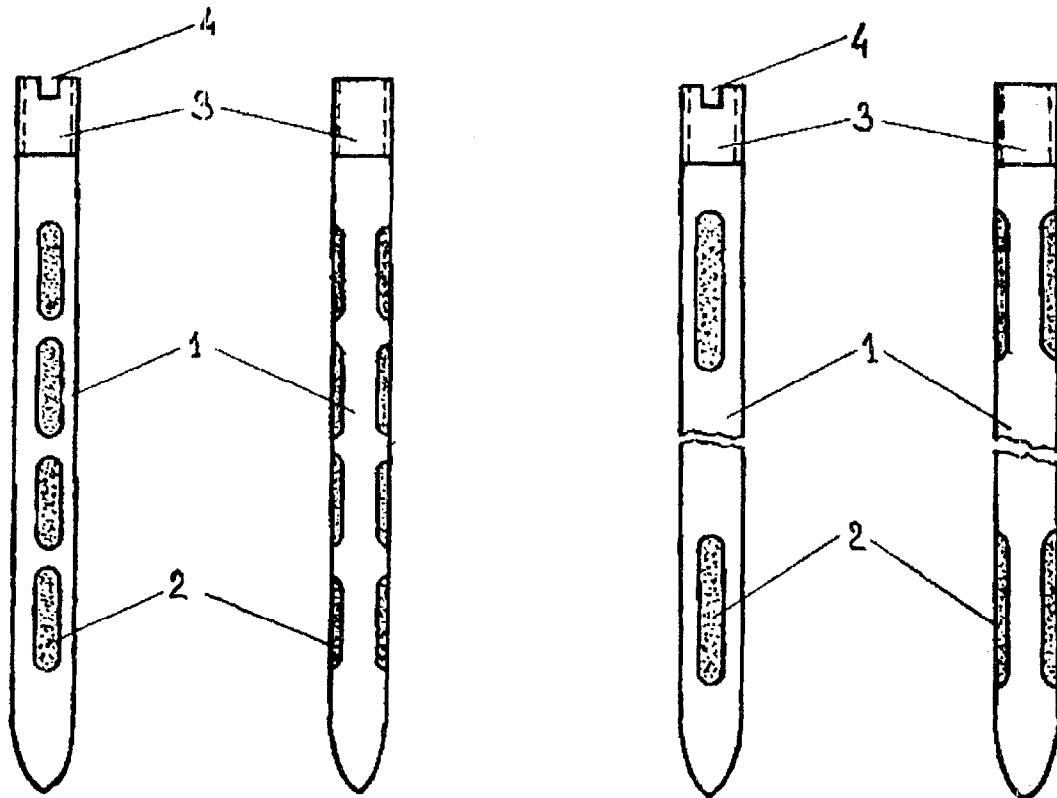
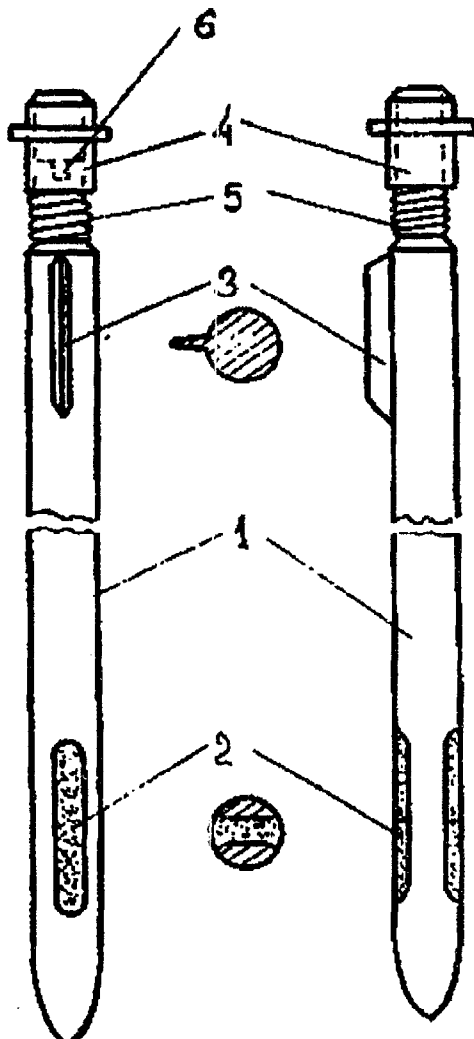


Рис. 1. Схема КМПФ-2.

1 — металевий стержень, 2 — повздожні наскрізні пази, заповнені полімерним матеріалом (полімерні вставки) 3 — різбовий канал, 4 — шліц.



Компресійний метало-полімерний фіксатор КМПФ-2 (а. с. СРСР № 806019 [4] — рис. 1) являє собою круглий металевий стержень (1), в якому на всьому протязі зроблені повздожні наскрізні пази, заповнені біоінертним полімерним матеріалом поліамідом — 12 (2). Це дозволяє здійснювати блокування фіксатора з кісткою на будь-якому рівні, що значно розширює можливості ефективного використання конструкції. На проксимальному кінці стержня є різбовий канал (3) для з'єднання з інструментом, який використовують для видалення фіксатора з кістки. Для правильної орієнтації блокуючих гвинтів в проксимальній частині стержня зроблено шліц (4).

КМПФ-3 (а. с. СРСР № 946531 [3] — рис. 2) являє собою металевий стержень (1), в якому повздожний паз, заповнений полімером (2), розташований тільки на дистальному кінці. В проксимальній частині розташована деротаційна лопать (3), яка запобігає прокручуванню фіксатора в центральному уламку, зберігаючи можливість динаміч-

Рис. 2. Схема КМПФ-3.

1 — металевий стержень, 2 — полімерна вставка, 3 — деротаційна лопать, 4 — компресуюча гайка, 5 — різбова ділянка стержня, 6 — шліц.

ної компресії уламків при навантаженні кінцівки. Одномоментна компресія здійснюється накручуванням компресуючої гайки (4) на різбову ділянку стержня (5). Для правильної орієнтації блокуючого гвинта в різбовій ділянці стержня в одній площині з повздовжнім наскрізним вікном на дистальному кінці зроблений шліц (6).

КМПФ-5 (а. с. СРСР № 1176897 [4] — рис. 3) являє собою пустотілий металевий корпус (1), на дистальному кінці якого є наскрізне повздовжнє вікно, заповнене поліамідом-12 [1]. Проксимальний кінець пустотілого корпусу, вільний від полімера, містить внутрішню різьбу (4), деротаційну лопать (5). Під деротацій-

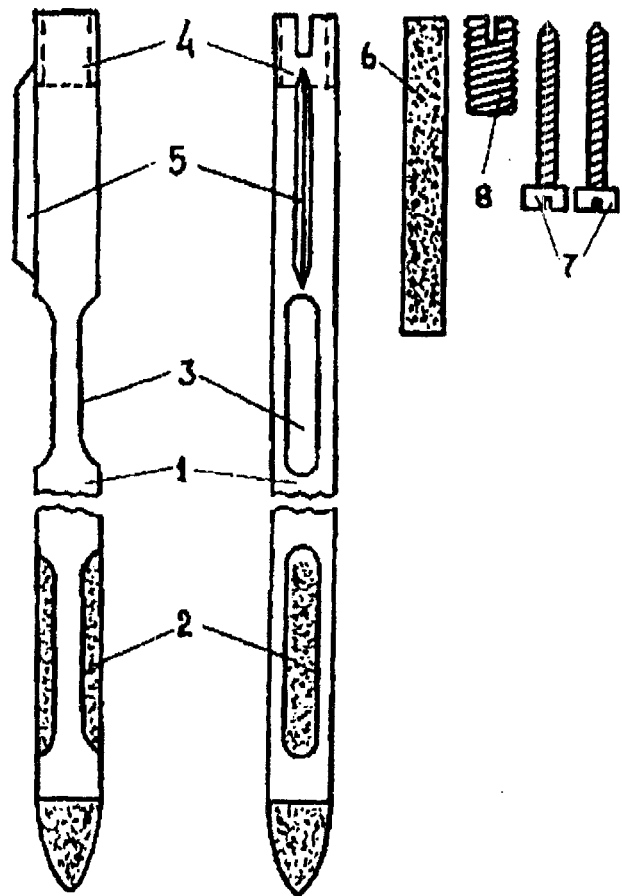


Рис. 3. Схема КМПФ-5.

1 — пустотілий металевий корпус, 2 — полімерна вставка, 3 — повздовжнє наскрізне вікно, 4 — різбовий канал, 5 — деротаційна лопать, 6 — полімерний стержень-штовхач, 7 — блокуючий і компресуючий гвинти, 8 — установочний гвинт.

ною лопаттю в тій же площині, що і в дистальному кінці корпусу, зроблена наскрізна повздовжня прорізь (3). Складовими частинами фіксатора є також полімерний стержень-штовхач (6), блокуючий і компресуючий гвинти (7), установочний гвинт (8). Компресія уламків досягається вкручуванням в проксимальний кінець корпусу установочного гвинта. Зусилля стискання через стержень-штовхач передається на компресуючий гвинт.

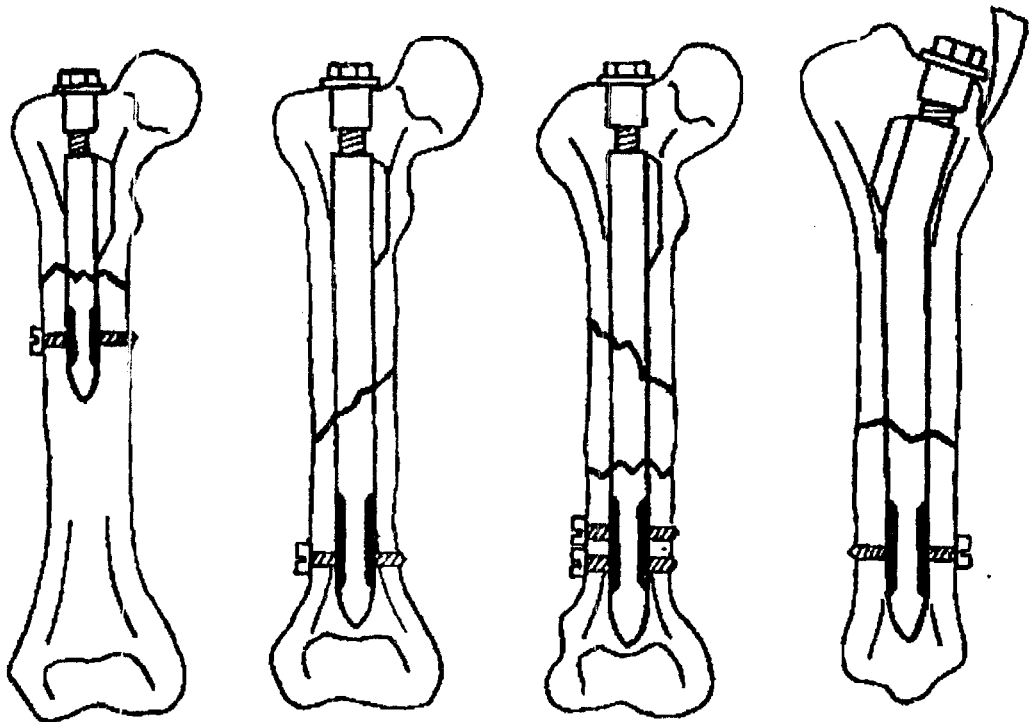


Рис. 4. Схема компресійного динамічного остеосинтезу стегнової і великогомілкової кісток КМПФ-3.

Комбінація метала і полімерного матеріалу в різних моделях метало-полімерних фіксаторів дозволяє цілеспрямовано використовувати їх фізико-механічні властивості. Металева основа фіксаторів забезпечує їм необхідну жорсткість, стійкість до перемінних навантажень, полімерні ділянки — можливість швидкого, малотравматичного і міцного блокування стержня з компактною речовиною кістки на рівні розлирення кістково-мозкової порожнини, фіксації кісткових уламків.

В залежності від типу переломів, технічних особливостей виконання операцій та біомеханічних умов функціонування системи "кістка-фіксатор" ми виділили 3 варіанти блокуючого інтрамедулярного метало-полімерного остеосинтезу: компресійний динамічний, компресійний статичний і детензійний (Рис. 4,5).

Компресійний динамічний остеосинтез передбачає, окрім одномоментної осьової компресії уламків, можливість динамічної компресії в процесі реабілітації хворих. Для виконання компресійного динамічного остеосинтезу ми застосовуємо КМПФ-3 і КМПФ-5.

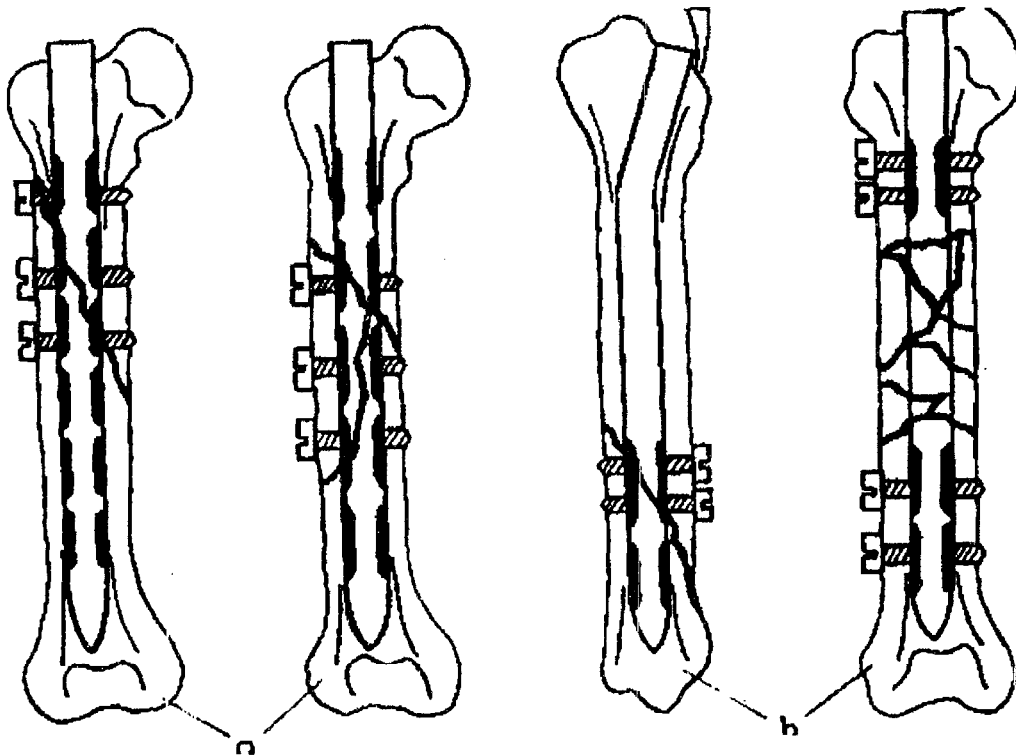


Рис. 5. Схема компресійного статичного і детензійного остеосинтезу стегнової і великогомілкової кісток КМПФ-2.

З метою з'ясування фіксуючих можливостей різних варіантів БІМПО нами проведені порівняльні біомеханічні дослідження стабільності остеосинтезу внутрішньокістковими і накістковими фіксаторами.

Матеріали і методи. Матеріалом для дослідження послужили 150 нативних препаратів стегнових і великогомілкових кісток людей, що померли раптовою смертю, або тих, що загинули внаслідок нещасних випадків у віці від 20 до 50 років.

Перша серія експериментів проведена на 42 стегнових кістках. Виділено 7 груп досліджень по 6 препаратів в кожній групі. Першу групу склали препарати неушкоджених кісток, з другої по сьому — препарати, які після поперечної остеотомії стегнової кістки в середній третині були синтезовані цвяхом Кюнчера, чотиригранним штифтом, штифтом-штопором Сіваша, компресуючою пластиною АО, КМПФ-2, КМПФ-3.

Статичний остеосинтез здійснювали за допомогою КМПФ-2. З цією метою після введення цвяха його блокували двома гвинтами в дистальному уламку і

після міжуламкової компресії з зусиллям 500 Н проводили ще два блокуючих гвинти через проксимальний уламок.

В другій серії експериментів (36 препаратів стегнових кісток) проводили дослідження стабільності остеосинтезу косих переломів діяфіза, синтезованих відомими методами і методом БІМПО.

Для моделювання перелому в сагітальній площині стегнової кістки на рівні середньої третини діяфіза робили косу остеотомію з таким розрахунком, щоб довжина площини зламу дорівнювала трьом діаметрам кістки на рівні середини остеотомії. Уламки синтезували КМПФ-2, 10-гвинтовою пластиною АО, 10-гвинтовою подвійною деротаційною пластиною (а. с. СРСР № 1616638) [5], трьома кортикальними гвинтами АО, цвяхом Кюнчера з двома дротяними серкляжами. Як еталон використовували препарати неушкоджених стегнових кісток.

В клінічних умовах на біомеханічну систему “кістка-фіксатор” при косих переломах діяфіза впливає цілий комплекс силових навантажень: стискання, вигин, скручування та їх різноманітні комбінації. В зв’язку з цим, дослідження препаратів проводили з метою вивчення їх опору саме цим дислокуючим навантаженням.

В третій серії дослідів (42 препарати стегнових кісток) проводили вивчення стабільності біомеханічної системи “кістка-фіксатор” при поперечних переломах великогомілкової кістки на рівні дистального розширення кістковомозкової порожнини. Виділено 6 груп дослідів, по 7 препаратів в кожній групі. В першій групі досліджували неушкоджені кістки, в другій — шостій — препарати великогомілкових кісток, які після поперечної остеотомії на відстані 80 мм від її нижньої суглобової поверхні були синтезовані цвяхом Кюнчера, КМПФ-3, КМПФ-5, репонатором-фіксатором Сеппо і 6-гвинтовою пластиною Харківського інституту травматології і ортопедії (ХІТО). Діаметр інтрамедулярних фіксаторів дорівнював 10 мм, а довжину підбирали з таким розрахунком, щоб дистальний кінець цвяха не доходив до суглобової поверхні на 10-15 мм. Розміри компресуючої пластини ХІТО-140 мм x 12 мм x 4 мм.

Дослідження препаратів цієї серії проводили на вигин і скручування.

В четвертій серії дослідів (30 великогомілкових кісток) проводили вивчення стабільності системи “кістка-фіксатор” на моделі осколкового “бампер-перелому”. З цією метою в середній третині діяфіза у фронтальній площині проводили подвійну остеотомію з утворенням клиноподібного фрагмента, основа якого знаходилась на передньому краю великогомілкової кістки і дорівнювала двом її діаметрам на рівні остеотомії. Як і в попередніх дослідях, еталоном служила неушкоджена кістка.

Уламки фіксували КМПФ-2, 10-гвинтовою пластиною АО, цвяхом Кюнчера з двома дротяними серкляжами і 6-гвинтовою пластиною ХІТО.

Дослідження препаратів проводили на вигин, стискання і скручування.

Біомеханічні дослідження препаратів у всіх чотирьох серіях дослідів проводили за модифікованою неруйнуючою методикою О. Lindahle [8, 9] з використанням розробленого нами приладу (а. с. СРСР № 1409250) [2], який дозволяє здійснювати стискання, вигин, розтягнення, скручування з певним зусиллям і вимірювати деформації препаратів, які при цьому виникають з точністю до 0,01 мм.

Отримані дані обробляли статистично і використовували для побудови графіків, що відбивають залежність деформацій від величини, напрямку і характеру прикладених зусиль.

Результати досліджень та їх обговорення. В першій серії досліджень при навантаженні на вигин деформація препаратів, синтезованих інтрамедулярними фіксаторами, зростала поступово із збільшенням вигинаючого моменту (рис. 6).

Як видно з графіка, препарати, синтезовані цвяхом Кюнчера, КМПФ-2, КМПФ-3, виявляли найбільший опір вигину у фронтальній та сагітальній площинах. Дещо поступались їм препарати, синтезовані штифтом — штопором Сівава.

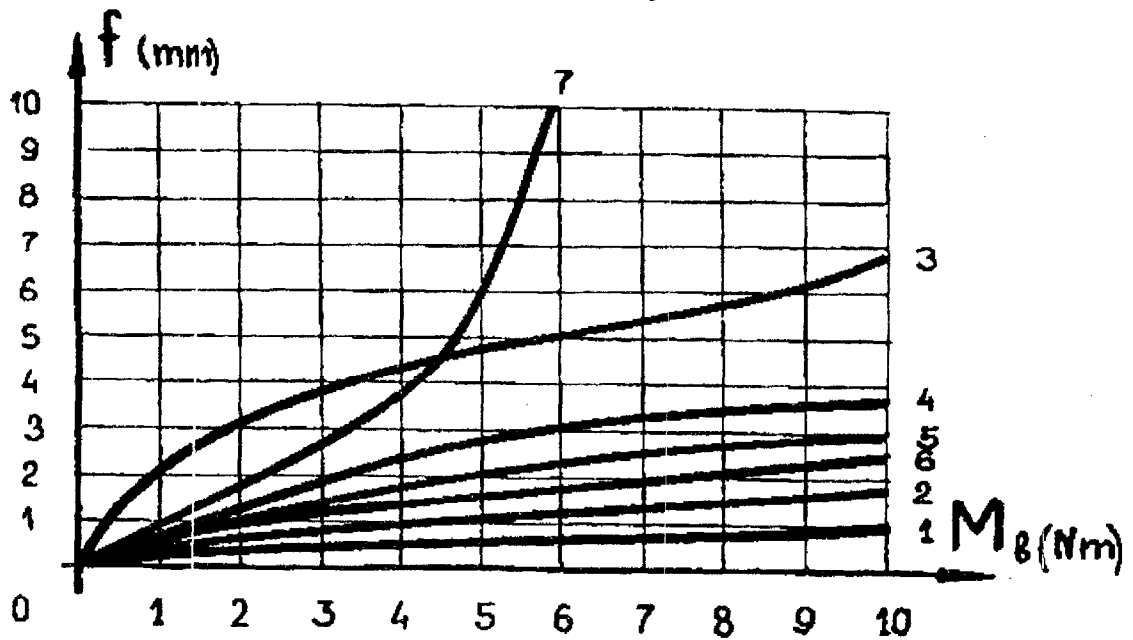


Рис. 6. Характеристики опірності на вигин препаратів неушкоджених стегнових кісток і синтезованих після поперечної остеотомії діяфізу в середній третині в площинах найбільших деформацій:

1 — неушкоджені кістки; 2 — синтезовані цвяхом Кюнчера; 3 — чотиригранним штифтом; 4 — штифтом-штопором Сіваша; 5 — КМПФ-3; 6 — КМПФ-2; 7 — пластиною АО.

Щодо препаратів, синтезованих чотиригранним штифтом, то їх опір вигинанню у вентро-дорзальному напрямку був в два рази меншим, ніж при застосуванні цвяхів Кюнчера або КМПФ. Дане явище можна пояснити тим, що під час остеосинтезу стегнової кістки прямим жорстким стержнем утворюється клиноподібна щілина між уламками. В таких умовах при навантаженні у вентро-дорзальному напрямку на вигин "працює" тільки цвях, а також відбувається змінання губчастого кістки в дистальному епіметафізі в місці контакту з цвяхом.

Препарати, фіксовані компресуючою пластиною АО, показали найменший опір вигину при дії навантажень в медіо-латеральному напрямку, тобто в напрямку розкриття щілини перелому.

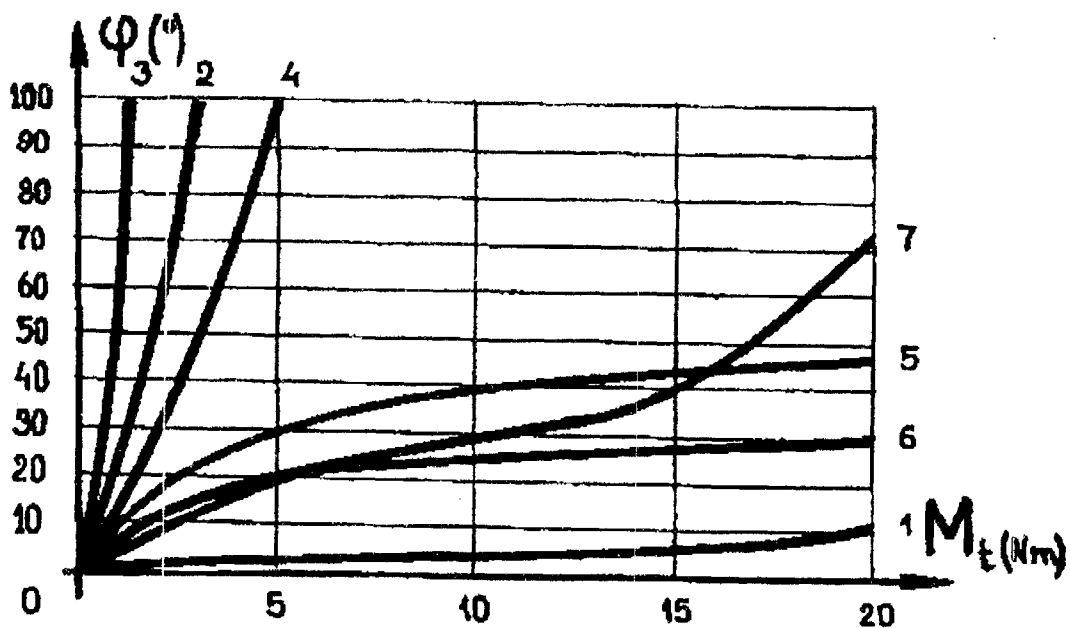


Рис. 7. Характеристики опору препаратів неушкоджених і синтезованих стегнових кісток після поперечної остеотомії діяфізу в середній третині при скручуванні:

1 — неушкоджені кістки; 2 — синтезовані цвяхом Кюнчера; 3 — чотиригранним штифтом; 4 — штифтом-штопором Сіваша; 5 — КМПФ-3; 6 — КМПФ-2; 7 — пластиною АО.

Результати випробувань препаратів цієї серії на скручування показані на рис. 7. Як видно з графіка, найбільший опір скручуванню чинили препарати неушкоджених стегнових кісток. Препарати, синтезовані КМПФ-2, КМПФ-3 і пластиною АО, також чинили значний опір скручуванню, причому в діапазоні навантажень до 10 Нм їх деформація була зворотною.

При випробуваннях препаратів, синтезованих штифтом-штопором Сіваша, незворотня деформація наступала при значеннях M кр. 4-5 Нм. Це відбувалось внаслідок прокручування фіксатора в проксимальному уламку. При випробуваннях препаратів, синтезованих чотиригранним штифтом і цвяхом Кюнчера, ротаційне зміщення виникало при невеликих значеннях скручуючого моменту (1-2 Нм) і було незворотнім.

Результати біомеханічних досліджень стабільності остеосинтезу косих переломів діяфізу стегнової кістки в середній третині (друга серія дослідів) показані на Рис. 8, 9, 10.

Встановлено, що при випробуваннях на вигин (рис. 8) найбільшою стійкістю до вигинаючих навантажень характеризувались препарати неушкоджених стегнових кісток, і лише в незначній мірі їм поступались препарати, синтезовані КМПФ-2, причому стійкість їх до вигинаючих навантажень була однаковою як у фронтальній, так і у сагітальній площинах.

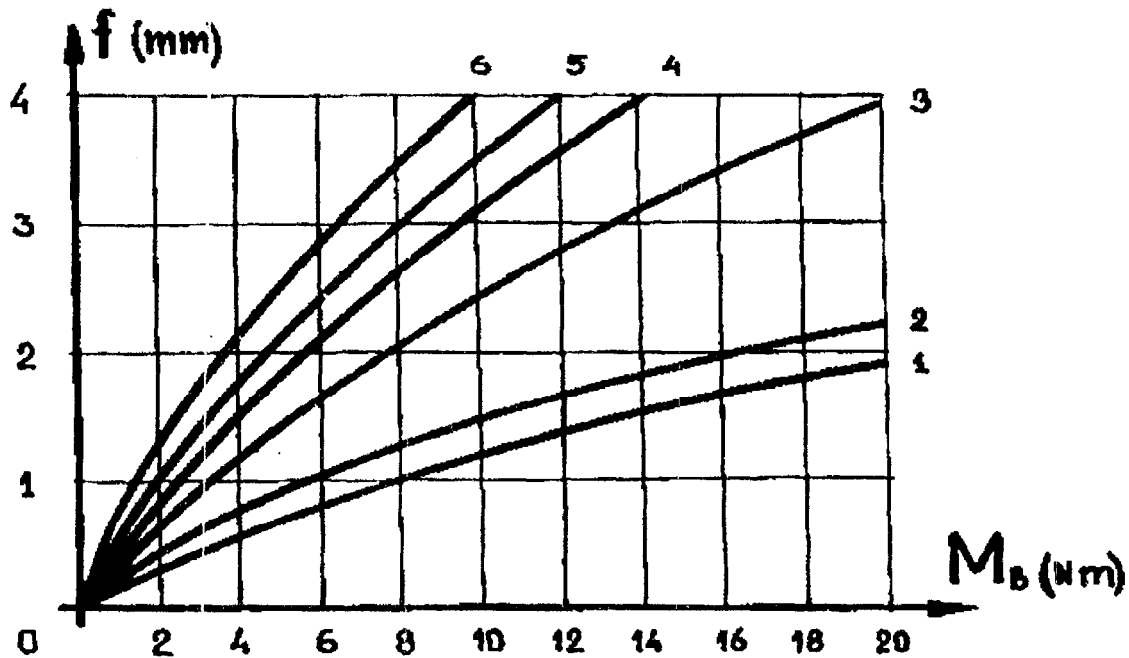


Рис. 8. Характеристики опору вигину препаратів цілих стегнових кісток і синтезованих після косої остеотомії діяфаза:

1 — непошкоджені кістки; 2 — синтезовані КМПФ-2; 3 — подвійною деротаційною пластиною; 4 — пластиною АО; 5 — трьома металічними гвинтами; 6 — цвяхом Кюнчера з двома дротяними серкляжами.

Значно менший, ніж КМПФ-2, опір вигину чинили препарати, у яких уламки були фіксовані трьома кортикальними гвинтами АО. Так, вигин в 2 мм препаратів, фіксованих КМПФ-2, виникав при вигинаючому моменті 9 Нм. Аналогічна деформація препаратів, фіксованих трьома гвинтами, виникала при навантаженні 2 Нм.

При фіксації уламків гвинтами результати вимірювань істотно відрізнялись в залежності від площини, в якій проводили випробування. Найменший опір вигину спостерігали при навантаженні в сагітальній площині, тобто в площині остеотомії.

Що стосується препаратів, фіксованих цвяхом Кюнчера з двома серкляжами, то їх опір вигину в сагітальній площині був у п'ять разів меншим, ніж при

застосуванні КМПФ-2. Це пояснюється тим, що, не дивлячись на достатню жорсткість самого цвяха Кюнчера, біомеханічна система “уламки-цвях-серкляж” недостатньо стійка до вигинаючих навантажень внаслідок відсутності упору цвяха в стінки кістковомозкової порожнини на рівні остеотомії, на якому кістковий канал відкритий на значному протязі.

Препарати, фіксовані пластиною АО і подвійною деротаційною пластиною, найменший опір вигину чинили в напрямку розкриття щілини перелому, тобто в медіолатеральному напрямку. Величина цієї деформації знаходилась в прямій залежності від жорсткості самої пластини і міцності її з'єднання з уламками кістки. Опір вигину препаратів, фіксованих накістковими конструкціями в медіолатеральному напрямку, виявився в два рази меншим, ніж при остеосинтезі КМПФ-2.

Аналіз випробувань препаратів на стискання (рис. 9) показав, що різні варіанти біомеханічних систем “кістка-фіксатор” дають різні показники деформацій. В порівнянні з еталоном (неушкоджена стегнова кістка) найбільшим опором стисканню характеризувались препарати, синтезовані КМПФ-2 і 10-гвинтовою пластиною АО. При навантаженні до 1500 Н зміщення уламків по довжині в препаратах, фіксованих даними конструкціями, не перевищувало 3-4 мм. При дослідженнях препаратів, синтезованих трьома гвинтами АО і цвяхом Кюнчера з двома дротяними серкляжами, аналогічна деформація виникала при дії поздовжніх навантажень 650-750 Н, що в клінічних умовах відповідає середній масі тіла пацієнта.

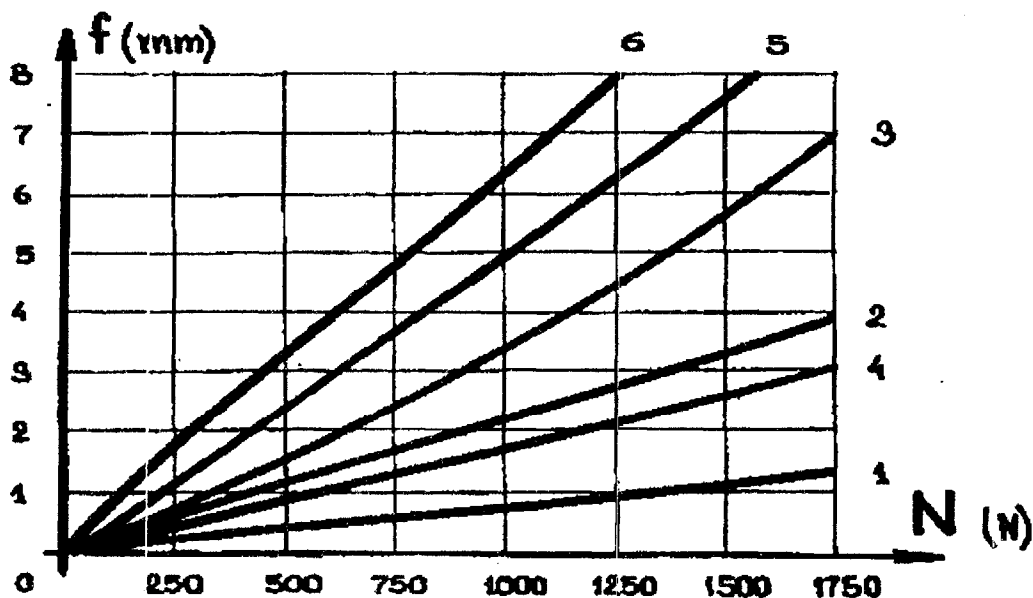


Рис. 9. Характеристики опору стискання препаратів неушкоджених стегнових кісток і синтезованих після косої остеотомії діяфіза:

1 — неушкоджені кістки; 2 — синтезовані КМПФ-2; 3 — подвійною деротаційною пластиною; 4 — пластиною АО; 5 — трьома металічними гвинтами АО; 6 — цвяхом Кюнчера з двома дротяними серкляжами.

Результати досліджень препаратів на скручування (рис. 10) показали, що найближче до еталону (неушкоджена стегнова кістка) поведуть себе препарати, синтезовані КМПФ-2. Пояснюється це перш за все конструктивними особливостями КМПФ-2, який при блокуванні з компактною речовиною кістки утворює біомеханічну систему “кістка-фіксатор-гвинти”, в якій жорсткість фіксатора при випробуваннях на скручування грає визначальну роль.

Оскільки жорсткість фіксатора при скручуванні ($I_p \times G$ — добуток полярного моменту інерції перерізу фіксатора на модуль зсуву) істотно вища, ніж жорсткість цілої кістки, то і деформація препарату, синтезованого КМПФ-2, буде мінімальною (кут повороту вираховується за формулою:

$$\varphi = \frac{Mk \cdot l}{Ip \cdot G}$$

Mk — момент обертання;

l — довжина, на якій вимірюють кут закручування;

Ip — полярний момент інерції;

G — модуль зсуву.

Отже, при скручуванні препарату, синтезованого КМПФ-2, він бере на себе навантаження, що значно зменшує деформації.

Жорсткість препаратів, синтезованих трьома гвинтами АО, подвійною деротаційною пластиною і пластиною АО, була в 2-3 рази меншою, ніж при фіксації КМПФ-2.

Випробування препаратів, синтезованих цвяхом Кюнчера з дротяними серкляжами, показали, що ротаційне зміщення уламків виникає при незначних (до 5 Нм) значеннях моменту кручення.

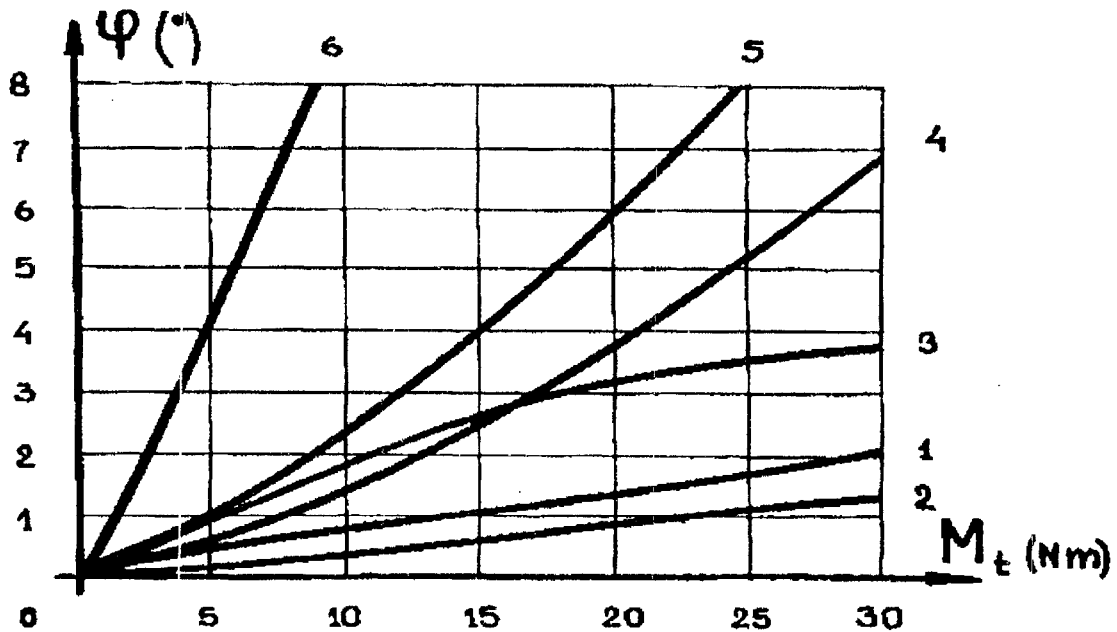


Рис. 10. Характеристики опору скручування препаратів неушкоджених стегнових кісток і синтезованих після косої остеотомії діяфіза:

1 — неушкоджені кістки; 2 — синтезовані КМПФ-2; 3 — подвійною деротаційною пластиною; 4 — пластиною АО; 5 — трьома металічними гвинтами АО; 6 — цвяхом Кюнчера з двома дротяними серкляжами.

Результати біомеханічних досліджень стабільності остеосинтезу поперечних переломів діяфізу великогомілкової кістки в нижній третині на рівні дистального розширення кістково-мозкової порожнини показані на рис. 11, 12.

При дослідженні препаратів на вигин (рис. 11) найбільший опір чинили препарати неушкоджених кісток. В порівнянні з сталом, найбільші показники опору вигину отримані при дослідженні препаратів, синтезованих КМПФ-5 і КМПФ-3.

Результати досліджень препаратів на скручування (рис. 12) показали, що найбільший опір даному виду навантажень чинили неушкоджені кістки і препарати, синтезовані КМПФ-5.

Результати біомеханічних досліджень препаратів великогомілкової кістки, синтезованих з приводу осколкових "бампер-переломів" (четверта серія дослідів), показані на рис. 13, 14, 15.

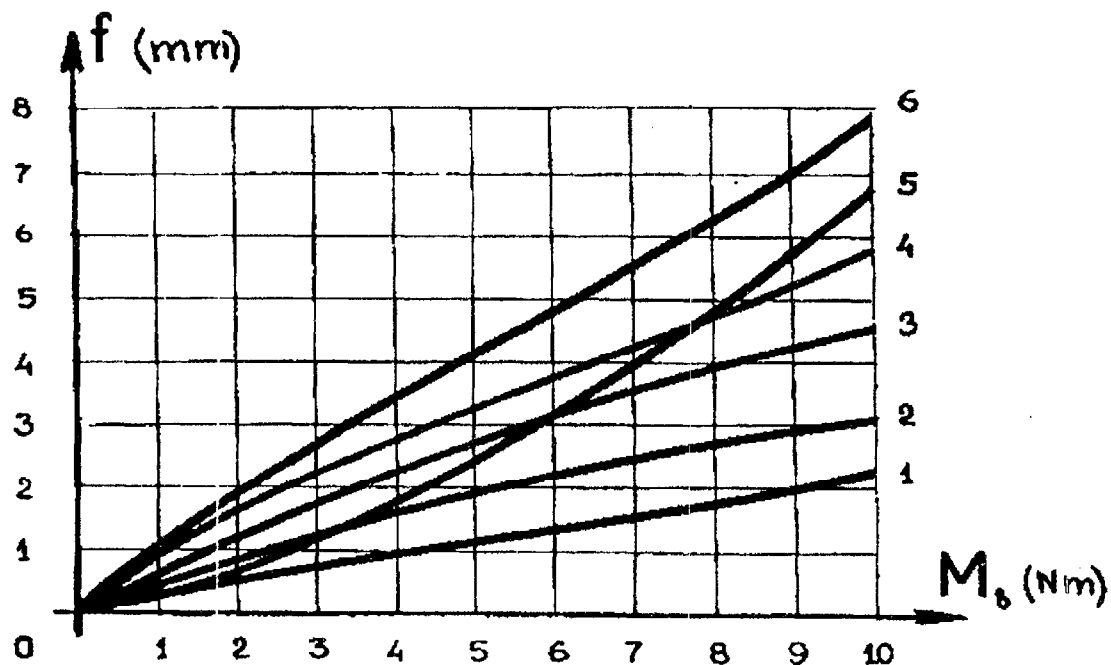


Рис. 11. Характеристики опору вигину неушкоджених великогомілкових кісток і синтезованих після поперечної остеотомії в нижній третині діяфіза в площинах найбільших деформацій:

1 — неушкоджені кістки; 2 — синтезовані КМПФ-5; 3 — КМПФ-3; 4 — цвяхом Кюнчера; 5 — репонатором-фіксатором Сеппо; 6 — пластиною ХІТО.

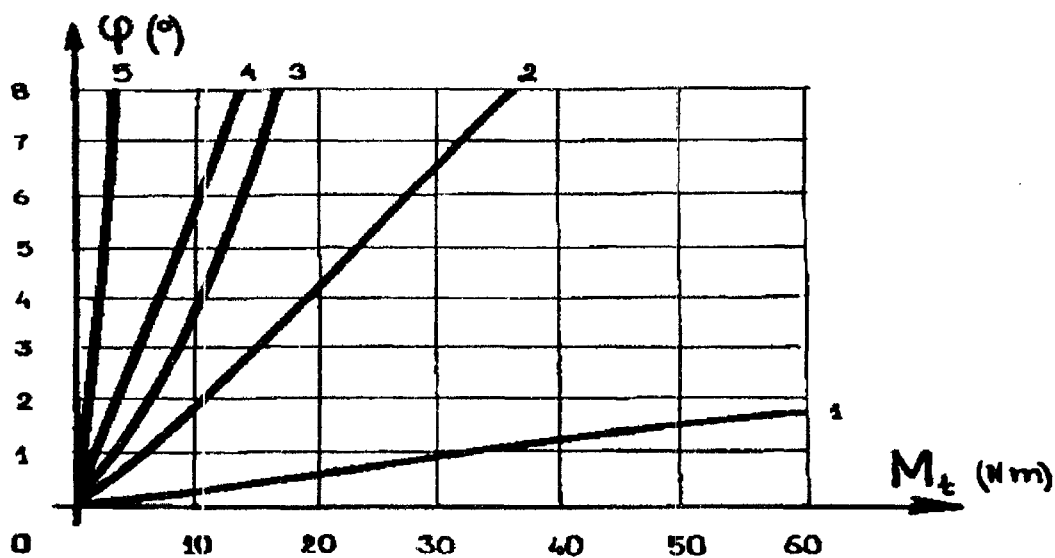


Рис. 12. Характеристики опору скручуванню препаратів неушкоджених великогомілкових кісток і синтезованих після поперечної остеотомії в нижній третині діяфіза:

1 — неушкоджені великогомілкові кістки; 2 — синтезовані КМПФ-5; 3 — КМПФ-3; 4 — пластиною ХІТО; 5 — репонатором-фіксатором Сеппо.

При дослідженнях на вигин (рис. 13) найменша деформація в порівнянні з неушкодженою кісткою виникала при застосуванні КМПФ-2. Близькими до отриманих в цій групі дослідів результатів були показники опору препаратів, синтезованих пластиною АО.

Аналіз досліджень препаратів на скручування показав, що найменші кути закручування були у неушкоджених кісток і лише в незначній мірі їм поступались препарати, синтезовані КМПФ-2.

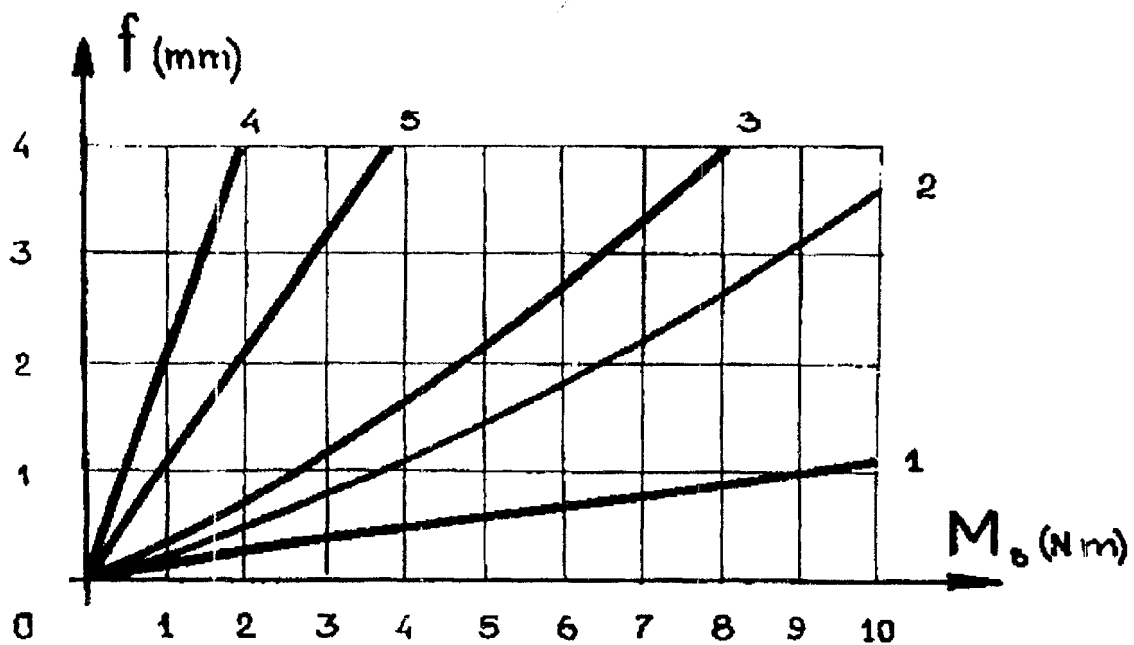


Рис. 13. Характеристики опору вигину препаратів неушкоджених великогомілкових кісток і синтезованих після моделювання "бампер-переломів" в середній третині діафізу в площинах найбільших деформацій:

1 — неушкоджені кістки; 2 — синтезовані КМПФ-2; 3 — пластиною АО; 4 — пластиною ХІТО; 5 — цвяхом Кюнчера і двома дротяними серкляжами.

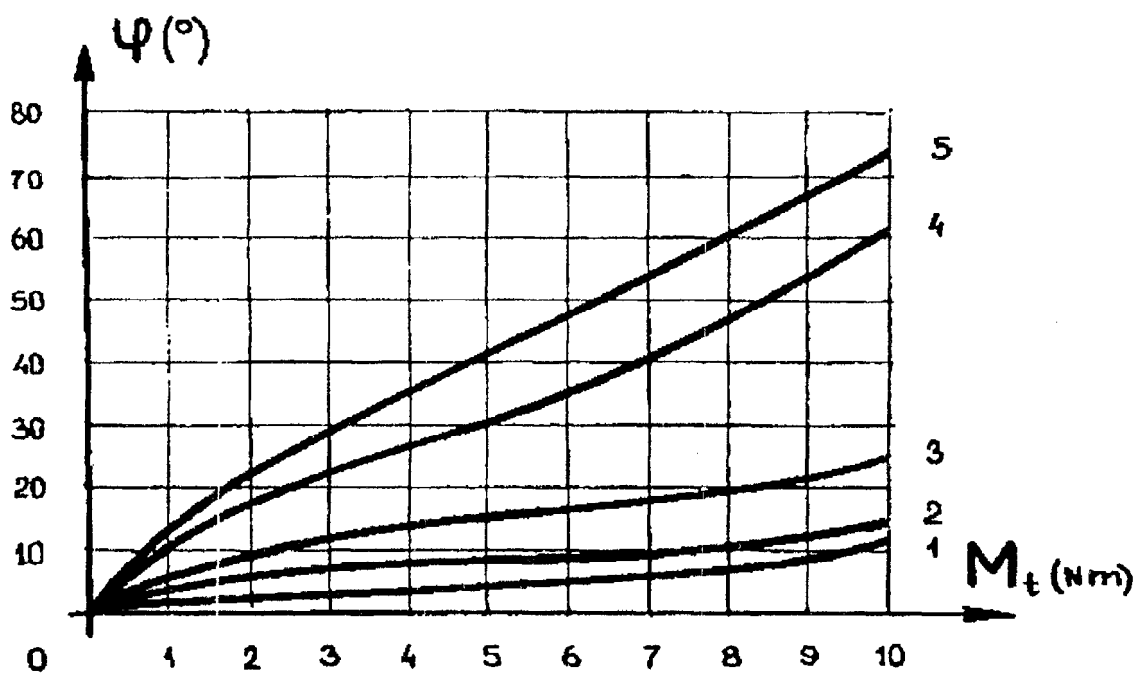


Рис. 14. Характеристики опору скручування препаратів неушкоджених великогомілкових кісток і синтезованих після моделювання "бампер-переломів" в середній третині діафізу в площинах найбільших деформацій:

1 — неушкоджені кістки; 2 — синтезовані КМПФ-2; 3 — пластиною АО; 4 — пластиною ХІТО; 5 — цвяхом Кюнчера і двома дротяними серкляжами.

Випробування на стискання (рис. 15) показали достатньо високу стійкість всіх препаратів, однак, окрім повздовжних деформацій, були зареєстровані відхилення на рівні середини остеотомії в двох площинах. Бокові відхилення кістки були пов'язані з виникненням кутових деформацій препаратів.

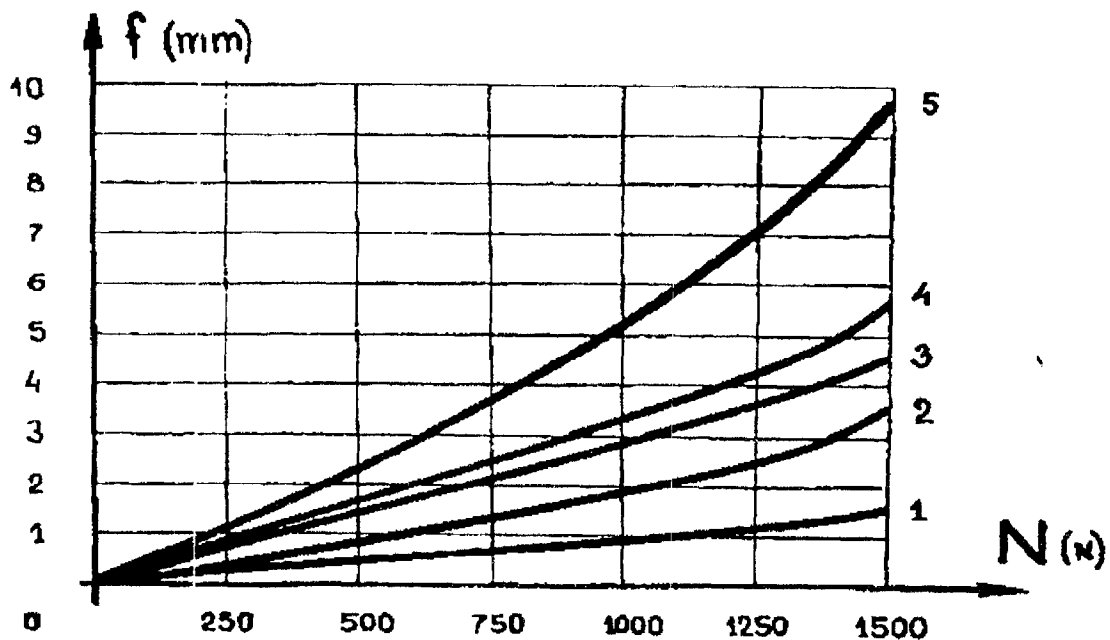


Рис. 15. Характеристики опору стискання неушкоджених великогомілкових кісток і синтезованих після моделювання "бампер-переломів" в середній третині діафізу в площинах найбільших деформацій:

1 — неушкоджені кістки; 2 — синтезовані КМПФ-2; 3 — пластиною АО; 4 — пластиною ХІГО; 5 — цвяхом Кюнчера і двома дрютяними серкляжами.

Висновки. 1. Оцінюючи стабільність біомеханічної системи "кістка-фіксатор", необхідно враховувати одночасно її здатність до опору вигинаючим, скручуючим і стискаючим зусиллям. 2. Сучасні загальнозживані технічні засоби остеосинтезу не забезпечують в достатній мірі опір дислокуючим навантаженням при вигині, скручуванні і стисканні. 3. Найбільш повно вимогам стабільності при різних типах і рівнях діафізарних переломах відповідають блокуючі інтрамедулярні метало-полімерні фіксатори другої, третьої і п'ятої моделей. 4. Результати біомеханічних досліджень дають підставу для широкого клінічного впровадження БІМПО при лікуванні діафізарних переломів кісток та їх наслідків.

Література. Б л и с к у н о в А. И. Интрамедуллярная фиксация бедренной кости. // Ортоп., травмат. и протезир. — 1983. — № 10. — С. 59-62. 2. В а с ю к В. Л., Р у б л е н и к И. М., Ш а й к о - Ш а й к о в с к и й А. Г. и Р е д и н с к и й К. Д. Устройство для определения деформации костного образца. // Открытия, изобретения. — 1981. — № 7. — С. 17. 3. Р у б л е н и к И. М. Внутрикостный фиксатор. // Открытия, изобретения. — 1982. — № 28. — С. 18. 4. Р у б л е н и к И. М. Компрессионный фиксатор. // Открытия и изобретения. — 1985. — № 33. — С. 19. 5. Р у б л е н и к И. М. Устройство для остеосинтеза И. М. Р у б л е н и к а. // Открытия, изобретения. — 1990. — № 48. — С. 15. 6. К e m p f L., G r o s s e A., T a g l a n d G. et al. L'enclouage centromedullar avec verrouillage des fractures recentes du femur et du tibia. Etude statistique a propos de 835 cas. // Chirurgie. — 1991. — Vol. 117. — № 5-6. — P. 478-487. 7. K l e m m K., B o n e r M. Interlocking nailing of complex fractures of the femur and tibia. // Clin. Orthop. — 1986. — Vol. 212. — P. 89-100. 8. L i n d a h e O. Rigidity of immobilisation of transversè fractures. // Acta Orthop. Scand. — 1962. — 32. — № 3-4. — P. 327-346. 9. L i n d a h e O. Rigidity of imraobilisation of oblique fractures. // Acts Orthop. Scand. — 1964. — 35 — № 1. — P. 39-50. 10. M o r a n C. G. G i b s o n M. J., G r o s s A. -T. Intramedullary locking nails for femoral shaft fractures in elderly patients. // J. Bone Jt. Surg. — 1990. — Vol. 72. — В. № 1. — P. 19-22. 11. V a n N i e k e r k J. L., S c h o o t s F. J. Femoral shaft fractures treated with plate fixation and interlocked nailing: a comparative retrospective study. // Injury. — 1992. — Vol. 23. — № 4. — P. 219-222.

**THE BIOMECHANICAL AND CLINICAL GROUNDS OF THE
INTERLOCKING INTRAMEDULLARY METALLIC-POLYMERIC NAIL-
LING (IIMP) OF THE FEMORAL AND TIBIAL
FRACTURES AND THEIR RESULTS**

I. M. Rublenyk, V. L. Vasyuk, A. G. Shajko-Shajkovsky

Abstract. The method of the interlocking intramedullary metallic-polymeric nailing proposed by us and technical means for its realization are the further development of the constructive idea of Kyuncher. As the biomechanical researches showed, the combination of metal and polymeric material in one construction became a very important factor of the guarantee of stability of the biomechanical system "bone-fixator". The metallic base of the fixators ensured their stiffness and the polymeric insertions, the possibility of stable connection with the bone by the interlocking screws. Due to this fact the metallic-polymeric fixators began to possess the merit of intramedullary (stiffness) and extraosseous (rotational stability) constructions.

Key words: interlocking nailing, femoral fractures, tibial fractures, biomechanics, metallic-polymeric nailing.

Bukovinian State Medical Academy (Chernivtsi).
