

# МЕТОДИЧНІ ПІДХОДИ ДО РОЗРОБКИ ШАРНІРНО-ДИСТРАКЦІЙНИХ СИСТЕМ ЗОВНІШНЬОЇ ФІКСАЦІЇ ДЛЯ ВІДНОВЛЕННЯ ФУНКЦІЇ ЛІКТЬОВОГО СУГЛОБА

*О.А. Бур'янов, А.М. Лакша, М.С. Шидловський, Д.Ю. Шпак*

Дослідження ґрунтується на розробці компресійно-дистраційного шарнірного апарата зовнішньої фіксації для лікування постраждалих із ушкодженнями ліктьового суглоба з урахуванням його біомеханічних особливостей на підставі натурних випробувань біопрепаратів. У результаті біомеханічних натурних досліджень визначені раціональні розміри елементів внутрішньосуглобової фіксації шарнірно-дистракційного апарата.

## ***Вступ.***

Традиційні методи хірургічного лікування пошкоджених суглобів не дозволяють одночасно відновлювати їхню форму та функцію. Для забезпечення відновлення функції пошкодженого ліктьового суглоба нами розроблено шарнірно-дистракційний апарат. Апарат призначено для повного статичного і динамічного розвантаження суглоба і відновлення його функції при формуванні суглобових кінців, усунення контрактур суглоба із наступним відновленням його функцій, одночасним відновленням руху, фіксацій суглобових кінців з одночасним відновленням їхніх функцій, вправлення важких і застарілих вивихів суглобів з наступною розробкою рухів у них, виправлення порочного положення кінцівки.

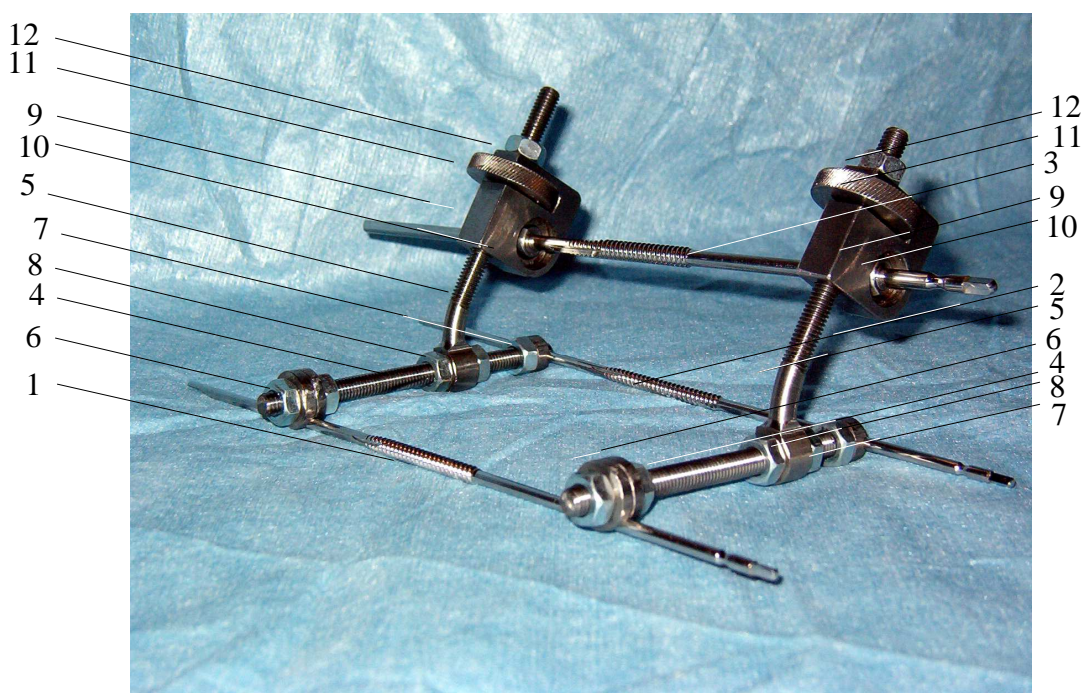
Апарати, які використовують для відновлення рухів суглобів кінцівок, представляють собою шарнірну механічну систему, що забезпечує рух розвантаженого суглоба. При використанні спеціальних змінних дистракторів у залежності від анатомії та біомеханіки суглоба можна звільнити його від статичних і динамічних навантажень на період загоєння. Ці навантаження бере на себе апарат, забезпечуючи одночасно можливість спрямованих рухів в суглобі. [1-9]

Мета дослідження – розробити компресійно-дистракційний шарнірний апарат зовнішньої фіксації для лікування постраждалих із ушкодженнями ліктьового

суглоба з урахуванням його біомеханічних особливостей на підставі натурних випробувань біопрепаратів.

### **Методика.**

Конструкція створеного стрижневого шарнірно-дистракційного апарата для відновлення функції ліктьового суглоба. Нами розроблено модель шарнірно-дистракційного апарата на основі стрижнів. На рис. 1 представлено зовнішній вигляд запропонованого апарата. На рис. 2 представлено вигляд запропонованого апарата, який змонтовано на скелетному препараті плечо-ліктьового суглоба.



**Рис. 1. Конструкція стрижневого шарнірно-дистракційного апарата для лікування ліктьового суглоба: 1 – дистальний стрижень; 2 – проксимальний стрижень; 3 – стрижень, який проходить крізь вісь обертання плечо-ліктьового суглоба; 4 – різьбові штанги; 5 – різьбові штанги з муфтами; 6 – вузова фіксації дистального стрижня; 7 – вузол фіксації проксимального стрижня; 8 – вузол фіксації різьбових штанг 5; 9 – вузол кріплення стрижня 3; 10 – підшипник, що самовстановлюється; 11 – гайки з насічками для керування положенням стрижня 3; 12 – контргайки.**



**Рис. 2. Стрижневий шарнірно-дистракційний апарат для лікування ліктьового суглоба, який змонтовано на скелетному препараті плечо-ліктьового суглобу; 1 – плечова кістка; 2 – виростки плечової кістки; 3 – ліктьова кістка; 4 – ліктьовий відросток; 5 – променева кістка; 6 – різьбові штанги; 7 – різьбові штанги з муфтами; 8 – вузли кріплення стрижня; 9 – вузли фіксації різьбових штанг.**

Після проведення проксимального стрижня крізь ліктьовий відросток 4 (рис. 2) перпендикулярно вісі ліктьової кістки на відстані 120-150 мм паралельно проводиться дистальний стрижень. Ці стрижні закріплюються в спеціальних вузлах фіксації 6 і 7 (рис. 1), причому вузол фіксації 6 може пересуватися по різьбовій штанзі 4 (рис. 1), що дає змогу встановлювати його навпроти дистального стрижня. Далі проводиться стрижень 3 (рис. 1) крізь виростки плечової кістки 2 (рис. 2). Стрижень 3 (рис. 1) вільно проходить крізь втулки підшипників, що самовстановлюються 10 (рис. 1). За допомогою вузла фіксації різьбових штанг 8 (рис. 1) та вузлів кріплення стрижнів 9 (рис. 1) сполучаємо стрижень 3 (рис. 1) із віссю обертання плечо-ліктьового суглоба. Це досягається за допомогою фіксаційних гайок, які входять до вузла фіксації різьбових штанг 8 (рис. 1) та гайок із насічками для керування положенням стрижня 11 (рис. 1). Це положення фіксується

ся за допомогою контргайок 12 (рис. 1). Стрижень 3 (рис. 1) практично ніколи неможливо провести рівно крізь вісь обертання плечо-ліктьового суглоба як за технічними причинами, так і через анатомічні особливості розвитку виростків плечової кістки рис. 2. За даними І.А. Каранджі, у 10-15% людей виростки плечової кістки стоять не перпендикулярно повздовжньої вісі плечової кістки.

Конструкція шарнірно-дистракційного апарату дозволяє застосовувати його при лікуванні хворих з анкілозами, контрактурами, застарілими вивихами в ліктьових суглобах, також апарат використовують при артропластичних операціях в цій ділянці: коли необхідні ранні рухи, але не повинно бути контакту між суглобовими поверхнями. Апарат дозволяє виконувати активні та пасивні рухи в ліктьовому суглобі та тримати його в розтягнутому положенні. Це забезпечує відсутність контакту між суглобовими поверхнями, а, як наслідок, надає можливість процесу відтворення суглобового хряща.

### **Матеріали та методи дослідження**

Методика досліджень сумарної жорсткості зв'язувального апарата ліктьового суглоба. Враховуючи те, що біомеханічні системи, які досліджувались, є, як правило, статично невизначеними, дослідження характеристик жорсткості було виконано за допомогою безпосередніх натурних стендових випробувань.

Першим етапом дослідження було визначення сумарної жорсткості зв'язувального апарата ліктьового суглоба та фіксуєчих елементів, за допомогою яких проводилось дослідження. До зв'язувального апарата ліктьового суглоба, за даними нормальної анатомії людини, відносили наступні зв'язки: ліктьову обхідну зв'язку, променево ліктьову зв'язку, кільцеву зв'язку променевої кістки, а також капсулу ліктьового суглоба.

До фіксуєчих елементів, за допомогою яких проводилося дослідження жорсткості ліктьового суглоба, відносили стрижень діаметром 5 мм, який було проведено крізь виростки плечової кістки за віссю обертання ліктьового суглоба, верхні та нижні тяги (рис. 3).

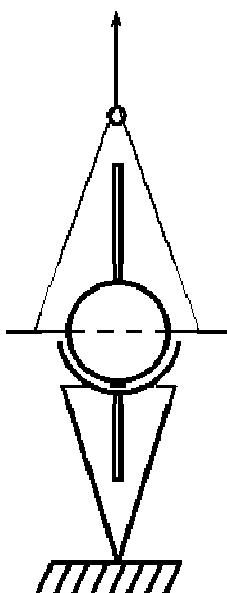


**Рис. 3. Універсальна випробувальна машина TIRATEST-2151 з досліджуваним ліктьовим суглобом; 1 – рухома траверса; 2 – тяга, що з'єднана з динамометром; 3 – верхня тяга; 4 – нижня тяга; 5 – ліктьовий суглоб; 6 – імплантат (стрижень).**

Іспити при визначенні сумарної жорсткості зв'язувального апарата ліктьового суглоба та жорсткості фіксуючих елементів, а також визначення жорсткості фіксуючих елементів робили окремо за допомогою універсальної випробувальної машини TIRATEST-2151 із наступними характеристиками:

- точність виміру навантаження, що прикладається,  $\pm 0,1$  Н;
- точність виміру переміщення рухливого затискувача  $\pm 10^{-5}$  м;
- швидкість переміщення активного затискувача –  $8,3 \times 10^{-6}$  –  $3,3 \times 10^{-5}$  м/сек.

Об'єкт дослідження закріплювали у випробувальній машині за допомогою верхніх та нижніх тяг, які зображені на схемі (рис. 4).



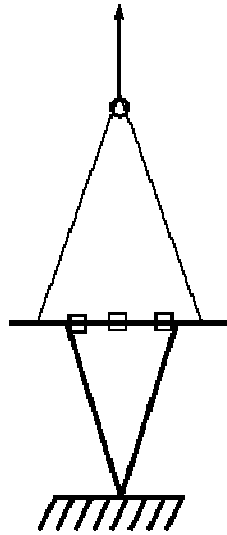
***Рис. 4. Схема навантаження ліктьового суглоба при випробуванні.***

Переміщення ( $\Delta l$ ) та навантаження ( $P$ ) фіксували мікрокомп'юетром К 8021, який вбудований у випробувальну машину. Перед випробуваннями до мікрокомп'ютеру випробувальної машини вводили такі дані:

- максимальні зусилля тракції до 300 Н;
- максимальне видовження до 15 мм.

Методика досліджень жорсткості фіксуючих елементів. Испити при визначенні жорсткості фіксуючих елементів, а також визначення жорсткості фіксуючих елементів робили окремо за допомогою універсальної випробувальної машини TIRATEST-2151.

Фіксуючі елементи закріплювали у випробувальній машині за допомогою верхніх та нижніх тяг, що зображено на схемі (рис. 5).



*Рис. 5. Схема навантаження фіксуючих елементів.*

Результати вимірювань були отримані за стандартною методикою (ГОСТ 8.051-81).

#### **Результати дослідження та їх обговорення**

У процесі випробування сумарної жорсткості зв'язувального апарату ліктьового суглоба та фіксуючих елементів отримали сумарну діаграму деформації зв'язувального апарату ліктьового суглоба та фіксуючих елементів.

Із цієї діаграми слідує, що сумарна жорсткість зв'язувального апарату ліктьового суглоба та фіксуючих елементів ( $c^*$ ) дорівнює  $(38,1 \pm 0,15) \cdot 10^{-3}$  Н/м.

У наслідок випробування жорсткості самих фіксуючих елементів отримано діаграму розтягу.

Жорсткість фіксуючих елементів дорівнює  $(121,8 \pm 0,5) \cdot 10^{-3}$  Н/м.

Залежність тракційного навантаження на ліктьовий суглоб від дистракції суглобових поверхонь

На основі випробувань були визначені такі характеристики:

Дійсна жорсткість суглоба [Н/м]:

Сумарна податливість всієї системи:  $c = P/\Delta l$ , де  $P$  – навантаження [Н];  $\Delta l$  – видовження суглобу [м].

$$\delta^* = 1/c^*;$$

$$\text{та податливість системи тяг: } \tilde{\delta} = 1/c^{\sim};$$

Дійсна податливість ліктьового суглобу:  $\delta = \delta^* - \delta$       $1/c = 1/c^* - 1/c^{\sim}$

Експериментально встановлене зміщення суглобових поверхонь ( $\Delta l$ ) при тракційних зусиллях, які прикладені до ліктьового суглоба. Вони наведені в табл. 1.

**Таблиця 1**

**Залежність тракційного навантаження на ліктьовий суглоб від розходження суглобових поверхонь**

$\Delta l$ , мм	P, Н
1,5	83,1
2,0	110,8
2,5	138,5
3,0	166,2
3,5	193,9
4,0	221,6

**Вибір матеріалу та діаметру імплантатів (стрижнів) для апарату**

Максимальний згинаючий момент, що виникає при навантаженні наведеної системи, дорівнює для нашого конкретного випадку:

$M_{\max} = 1/8qb(2l - b)$ , де  $q = P/b$ , – інтенсивність навантаження, що розподілено у каналі мищелків плечової кістки.

Решта розмірів наведено на рис. 6.

При  $l = 140$  мм;  $b = 100$  мм

$M_{\max} = 1/8p(2 \cdot 140 - 100)$

$[P] = \text{Н}$ ;  $[M_{\max}] = \text{Н} \cdot \text{мм}$

З умови міцності [11]:

$\sigma = M_{\max}/W \leq [\sigma]$

Для круглого поперечного перерізу:  $W = \pi d^3/32$

$$d = \sqrt[3]{\frac{32M_{\max}}{\pi[\sigma]}}$$

При  $[\sigma] = 800$  МПа – у нержавіючих сталей марки 12Х18Н10Т (ЭП853), що використовують для імплантатів; та при  $[\sigma] = 1400$  МПа – у титану.

$$d_1 = \sqrt[3]{\frac{32 \cdot 22.5 \cdot p}{3.14 \cdot 800}} = 0.66\sqrt[3]{p}$$



$$d_2 = \sqrt[3]{\frac{32 \cdot 22.5 \cdot p}{3.14 \cdot 1400}} = 0.55 \sqrt[3]{p}$$

$$[P] = \text{Н}; [d] = \text{мм}$$

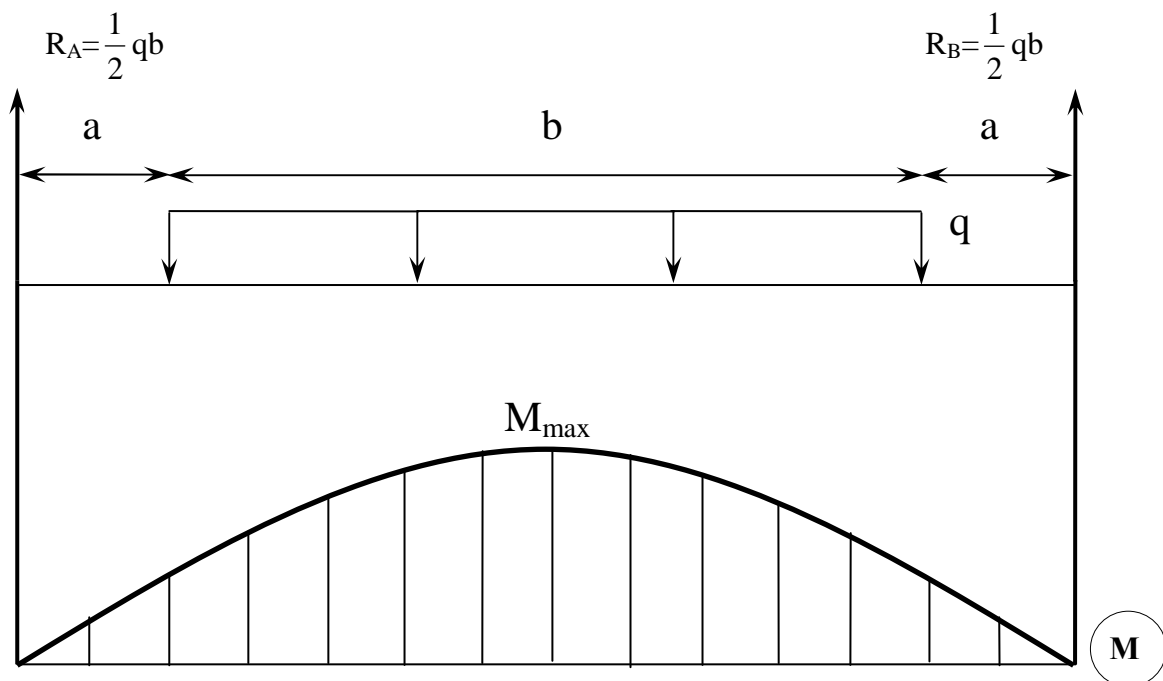
У табл. 2 наведені розраховані діаметри стрижнів.

**Таблиця 2**

**Відношення зміщень та навантаження до діаметру стрижня**

$\Delta l$ , мм	P, Н	$d_1$ , мм (з нержавіючої сталі)	$d_2$ , мм (з титану)
1,5	83,1	2,88	2,41
2,0	110,8	3,17	2,64
2,5	138,5	3,4	2,86
3,0	166,2	3,63	3,03
3,5	193,9	3,8	3,19
4,0	221,6	3,99	3,35

Враховуючи форму і розміри ліктьового суглоба, де його ширина (b) дорівнює приблизно 100 мм, відстань шарнірних вузлів апарату повинна складати не менше 20 мм (a). На рис. 6. зображено епюра згинальних моментів, які діють на стержень який проведено крізь виростки плечової кістки.



**Рис. 6. Епюра згинальних моментів, що виникають у зв'язувальному апараті ліктьового суглоба.  $l = 2a + b(l)$ , де  $l$  – загальна довжина стрижня;**

**$a$  – довжина стрижня між шарніром та кісткою;**

**$b$  – довжина стрижня, який знаходиться в кістці.**

## **Висновки**

1. Запропоновано оригінальну конструкцію стрижневого шарнірно-дистракційного апарата для лікування ліктьового суглоба;
2. Експериментальним біомеханічним натурним дослідженням визначені раціональні розміри елементів внутрішньосуглобової фіксації шарнірно-дистракційного апарата.
3. На основі експериментальних та розрахункових даних встановлені оптимальні матеріали для виготовлення імплантатів (стрижнів) для запропонованого апарата.

## **Література**

1. А.с. 507314 СССР, МКИ А 61 В. 17/18. Компрессионно-дистракционный аппарат/В.К. Калнберз, А.Н. Синицин (СССР). – № 901002/28–13; Заявлено 18.04.73; Опубл. 25.03.76, Бюл. № 11. – С.14-14.
2. Илизаров Г.А., Девятов А.А., Константинов Б.К. Остеосинтез закрытых переломов. – Курган, 1976. – 46с.
3. Казьмин А.И., Лаврищева Г.И. К теоретическому обоснованию восстановления целостности и структуры костей и вопросы чрезкостного внеочагового остеосинтеза // Теоретические и практические аспекты чрезкостного компрессионного и дистракционного остеосинтеза: Тез.докл. Всесоюз. науч.-практ.конф. – Курган, 1976. – С. 12-14.
4. Синтез (Synthes)//Вестник АО/ASIF.–1994.–№1.–С. 1-2.
5. Стецула В.И., Девятов А.А. Чрезкостный остеосинтез в травматологии.
6. Шевцов В.И. и др. Аппарат Илизарова. Биомеханика / В.И., Шевцов, В.А. Немков, Л.В. Скляр.-Курган, 1995.– 165 с.
7. Шевцов В.И., Попков А.В. Оперативное удлинение нижних конечностей. – М.: Медицина, 1998. – 192 с.
8. Kummer F.J. Biomechanics of the Ilizarov External Fixator // Bull. Hosp. Jt Dis. – 1989. – Vol. 49, № 2. – P. 140-147.
9. The effect rigidity fracture healing in external fixation/E.Y.S. Chao, H. T. Aro, D.G. Lawallen, P.J. Kelly, // Clin. Orthop. – 1989. – № 241. – P. 24-35, 135.