

УДК 616-089.881:616.727.4:-047.37

Дослідження оптимального діаметра спиць і стержнів шарнірних апаратів зовнішньої фіксації для лікування уражень суглобів кисті

О.А. Бур'янов¹, А.В. Самохін², В.П. Кваша¹, В.В. Котюк²,
М.С. Шидловський³, А.М. Лакша¹

¹ Національний медичний університет ім. О.О. Богомольця, Київ, Україна

² Київська міська клінічна лікарня №12, Україна

³ НТУ України «Київський політехнічний інститут», Україна

Determination of the rational diameter of pins and rods for external hinged fixing devices was made on the basis of an anatomical-biochemical experiment on anatomical preparations and mathematical modelling. The article contains data of the rational diameter of pins and rods in external fixing devices for the metacarpophalangeal and proximal interphalangeal joints depending upon their material, type of the device fixation and expected levels of loading.

Определение рационального диаметра спицы и стержней для шарнирных аппаратов внешней фиксации проведено на основании анатомо-биомеханического эксперимента на анатомических препаратах и математического моделирования. Приведены данные рационального диаметра спиц и стержней аппаратов внешней фиксации для пястно-фаланговых и проксимальных межфаланговых суставов в зависимости от их материала, типа фиксации аппарата и ожидаемых уровней нагрузки.

Ключові слова: компресійно-дистракційні апарати, шарнірні апарати, апарати зовнішньої фіксації, суглоби кисті, псоріатичний артрит

Вступ

Одним із ефективних способів збереження та відновлення рухів у суглобах є використання компресійно-дистракційних шарнірних апаратів. За їх допомогою поступово усувають деформації та контрактури в суглобах, досягають необхідного розведення суглобових поверхонь після операцій на суглобах, зокрема артропластики або артролізу, забезпечують рухи в заданій амплітуді та площині після операцій на капсульно-зв'язковому апараті суглоба, коли стабілізуювальні елементи суглоба руйнуються патологічним процесом або хірургічним втручанням і в суглобі не залишається ефективних анатомічних структур, що перешкоджали б нефізіологічним рухам, зокрема бічному відхиленню [5]. Проте застосування подібних пристроїв, особливо це стосується суглобів пальців кисті, обмежується певними їх недоліками [2]. Суттєвим недоліком існуючих моделей компресійно-дистракційних шарнірних апаратів є технічна складність, яка

полягає в необхідності проведення осьової спиці точно через центр обертання суглоба, що повинно забезпечити співпадання осі рухів у суглобі та пристрої [6]. Недотримання цього принципу призводить до порушення конгруентності в суглобі — виникнення підвивхів та вивхів. Відомо також, що запалення навколо осьової спиці виникає значно частіше, ніж навколо фіксуючих спиць. Це спричиняється тертям шкіри, яке виникає під час обертання. Це тим більш важливо у хворих зі скомпрометованою шкірою (травмою, хірургічним втручанням, зокрема таким як псоріаз, коли елементи висипання групуються навколо суглобів). У разі монтування шарнірних апаратів після операцій на суглобі може виникнути ситуація, коли осьову спицю необхідно провести через операційну рану, що є неприпустимим. Недостатня жорсткість фіксації та неможливість корекції неспіввісного проведення фіксувальних спиць також притаманні багатьом

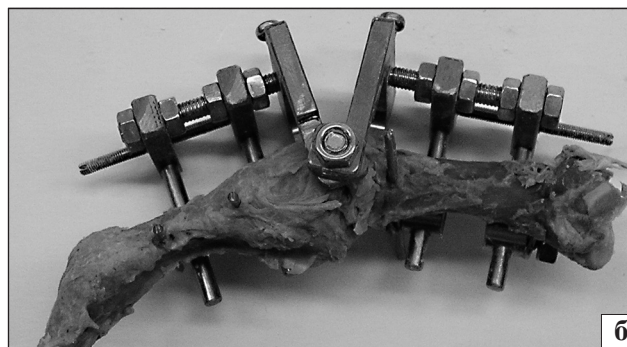
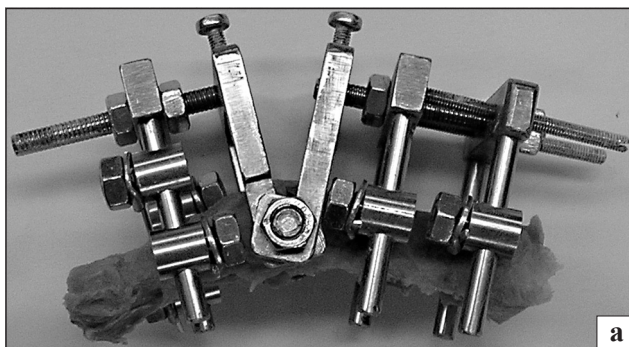


Рис. 1. Компресійно-дистракційний шарнірний апарат зовнішньої фіксації з двобічною (а) та однобічною (б) фіксацією (пат. 26594 Україна)

моделям шарнірних апаратів зовнішньої фіксації [2, 4]. Таким чином, переваги апарата без осьової спиці є очевидними. Однак це може змінювати навантаження на опорні спиці або стержні [1, 3].

Мета дослідження: визначити оптимальний діаметр спиць і стержнів для шарнірних апаратів зовнішньої фіксації на п'ястково-фаланговий та проксимальний міжфаланговий суглоби пальців кисті.

Матеріал і методи

Дослідження ґрунтується на математичному моделюванні принципу дії апаратів зовнішньої фіксації та анатомо-біомеханічних дослідженнях на 20 подібних за розмірами анатомічних препаратах других пальців.

Анатомо-біомеханічне дослідження проводили з двома конструкціями апарата: компресійно-дистракційний шарнірний апарат зовнішньої фіксації з двобічною та однобічною фіксацією (рис. 1). Визначали характеристики деформації спиць і стержнів за умов різних рівнів навантаження.

У процесі розрахунків спицю або стержень розглядали як балку, що жорстко защемлена з одного або двох боків залежно від типу фіксації апарата. Використовуємо умови міцності за нормальними напруженнями.

$$\sigma_{max} = (M_{max}/W) \leq [\sigma], \quad (1)$$

де σ_{max} — максимальне нормальне напруження в перерізі балки; M_{max} — максимальний згинальний момент, що визначається за епюрою; W — момент опору перерізу; $[\sigma] = \sigma_T/n_T$ — допустиме напруження; σ_T — межа текучості матеріалу; n_T — коефіцієнт запасу. Момент опору круглого поперечного перерізу:

$$W = \pi d^3/32, \quad (2)$$

де d — діаметр перерізу спиці.

Підставимо (2) у (1) і отримаємо:

$$d \geq (32M_{max}/\pi[\sigma])^{1/3}. \quad (3)$$

Для розрахунку на міцність стержня для апаратів з однобічним типом фіксації використовуємо таку схему навантаження (рис. 2).

Враховуючи, що жорсткість компактної кісткової тканини суттєво більша, ніж спонгіозної кістки, вважаємо, що зусилля на стержень повністю передається через компактну кісткову тканину. Вважаємо також, що деформація стержня є незначною відносно до розмірів кістки, тому перерозподіл навантаження між протилежними діаметрами кістки не відбувається. Враховуючи, що товщина шару компактної кістки суттєво менша за діаметр кістки, замінюємо розподілене навантаження в місці контакту кістки зі стержнем концентрованою силою, що дорівнює P (навантаження, що діє на кістку, приймаємо рівним $2P$). Таким чином, розрахунок проводимо за схемою, яку подано на рис. 3.

Враховуючи величину максимального згинального моменту, що діє в защемленні, з формули (3) отримуємо необхідний діаметр стержня:

$$d \geq (32P(2a + b)/\pi[\sigma])^{1/3}. \quad (4)$$

Оскільки такий апарат (з однобічним типом фіксації) з одного боку від суглоба закріплений двома стержнями, величину навантаження P у процесі

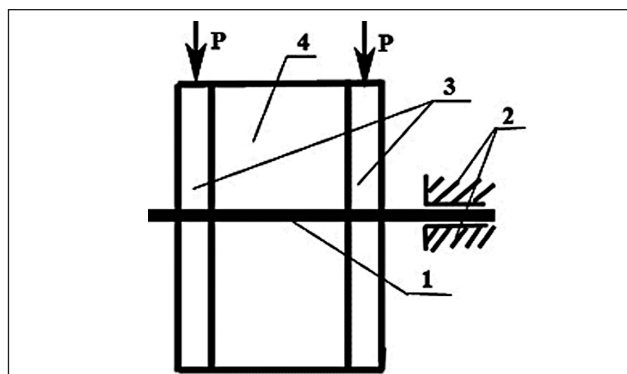


Рис. 2. Схема навантаження для апарата з однобічним типом фіксації: 1 — стержень; 2 — защемлення; 3 — компактна кісткова тканина; 4 — спонгіозна кісткова тканина і кістково-мозковий канал; $2P$ — навантаження, що діє на кістку

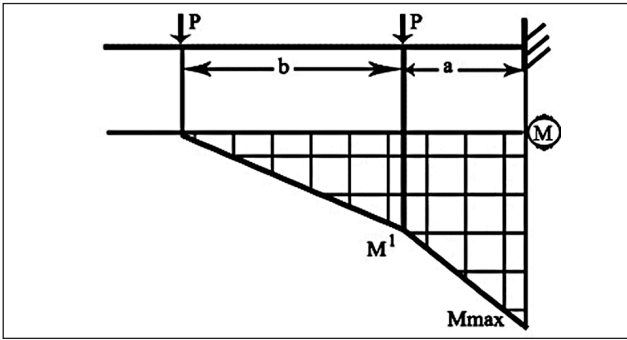


Рис. 3. Схема навантаження стержня та епора згинальних моментів: a — відстань від місця защемлення стержня до усередненої точки прикладання сили через компакту кістку; b — відстань між двома усередненими точками прикладання сили через компакту кістку. $M^1 = pb$; $M_{\max} = P(a + b) + Pa = P(2a + b)$

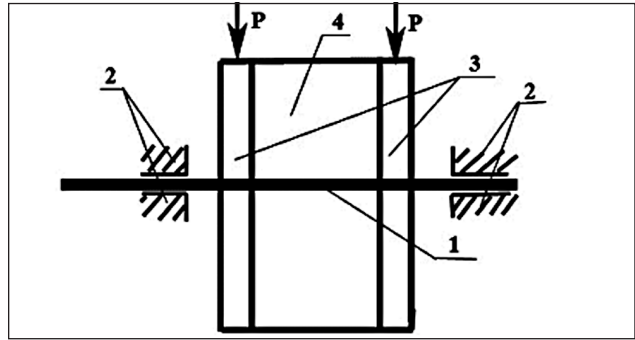


Рис. 4. Схема навантаження для апарата з двобічним типом фіксації: 1 — спиця; 2 — защемлення; 3 — компактна кісткова тканина; 4 — спонгіозна кісткова тканина та кістковомозковий канал; $2P$ — навантаження, що діє на кістку

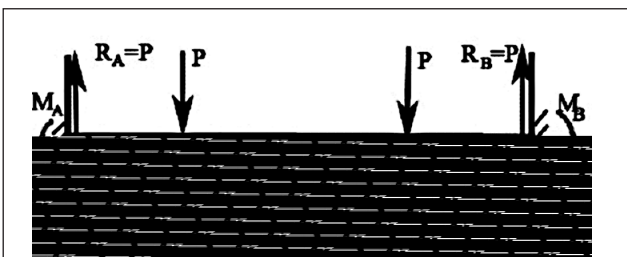


Рис. 5. Статично невизначена балка: a — відстань від місць защемлень спиць до усереднених точок прикладання сили до компактної кістки; b — відстань між двома усередненими точками прикладання сили через компакту кістку; R_A, R_B — реакції в опорах; M_A, M_B — реактивні моменти в опорах

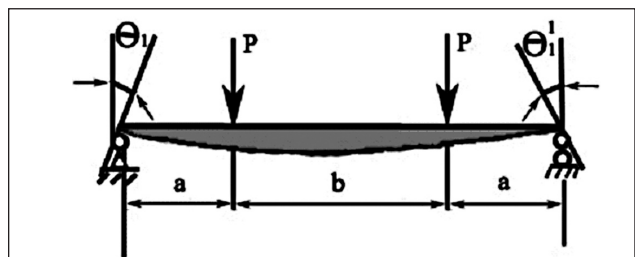


Рис. 6. Перша схема навантаження: a — відстань від місць защемлень спиць до усереднених точок прикладання сили до компактної кістки; b — відстань між двома усередненими точками прикладання сили через компакту кістку; θ_1 та θ_1^1 — кути повороту балки на опорах. З урахуванням симетрії $\theta_1 = \theta_1^1$

розрахунків необхідно зменшити вдвічі. Тобто у формулі (4) величина P повинна дорівнювати силі, яку прикладено до кістки, поділеній на чотири. Для розрахунку міцності спиць для апаратів з двобічним типом фіксації використовуємо схему навантаження, яку подано на рис. 4.

Залишивши раніше введені спрощувальні допущення, розрахунок проводимо за схемою напруження статично невизначеної балки, яку подано на рис. 5.

Розглянемо балку у двох станах:

1. Балка, що спирається на шарніри, напруження силами P (рис. 6).

2. Балка, що спирається на шарніри, напруження моментами M_A та M_B (рис. 7).

Враховуючи симетрію $M_A = M_B = M$, визначаємо, що $\theta_2 = \theta_2^1$. У першому випадку кути поворотів дорівнюють:

$$\theta_1 = -Pa(a + b)/2EI \quad (5),$$

де E — модуль пружності матеріалу спиці; I — момент інерції перерізу. У другому випадку кути повороту за умови рівності моментів M_1 та M_2 :

$$\theta_2 = M/2EI = M(2a + b)/2EI \quad (6).$$

Кути повороту спиць у ділянках защемлення дорівнюють нулю. Отже:

$$\theta_{\text{сум}} = \theta_1 + \theta_2 = 0 \quad (7).$$

Підставимо (5) та (6) у (7). Отримаємо:

$$M = Pa(a + b)/(2a + b) \quad (8).$$

Це і є згинальний момент, що діє в защемленнях. Кінцеву епюру згинальних моментів представлено на рис. 8.

Оскільки $a + b > a$, то

$$Pa(a + b)/(2a + b) > Pa^2/(2a + b) \quad (9).$$

Отже в даному випадку:

$$M_{\max} = Pa(a + b)/(2a + b),$$

необхідний діаметр спиці:

$$d \geq (32Pa(a + b)/\pi[\sigma](2a + b))^{1/3} \quad (10).$$

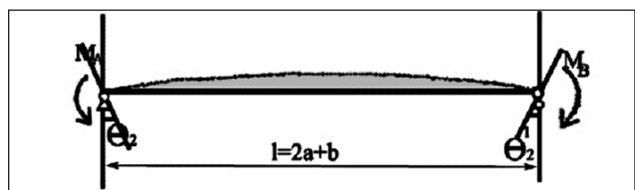


Рис. 7. Друга схема навантаження: a — відстань від місць защемлень спиць до усереднених точок прикладання сили до компактної кістки; b — відстань між двома усередненими точками прикладання сили через компакту кістку; θ_2 та θ_2^1 — кути повороту балки на опорах

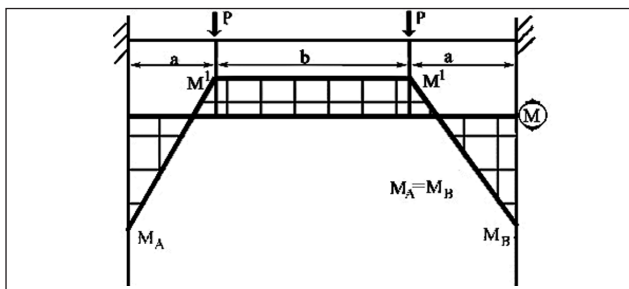


Рис. 8. Розрахункова схема та епюра згинальних моментів для апарата з двобічною фіксацією, де $M_A = M_B = Pa(a+b)/(2a+b)$; $M^1 = -Pa(a+b)/(2a+b) + Pa = Pa^2/(2a+b)$

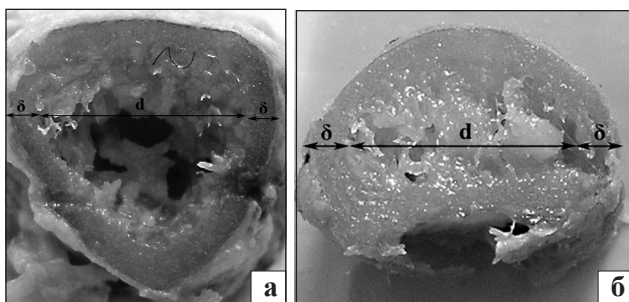


Рис. 9. Внутрішній діаметр п'ясткової кістки (а) та проксимальної фаланги (б): d — внутрішній діаметр кістки (спонгіозна кістка та кістковомозковий канал), δ — товщина шару компактної кістки

Результати і їх обговорення

В анатомічних препаратах, на яких проводили дослідження, виміряли величини d (внутрішній діаметр кістки — спонгіозна кістка та кістковомозковий канал) і δ (середня товщина шару компактної кістки) (рис. 9): $d = 7,97$ мм та $\delta = 2,12$ мм.

Відстань від точки защемлення спиці до кістки (апарат з однобічним типом фіксації): $\Delta = 4$ мм і відстань між точками защемлення спиці l дорівнює 22 мм.

Для апарата з однобічним типом фіксації: $a = \Delta + 0,5k$; $b = d + \delta$, де Δ — відстань від точки защемлення спиці до кістки, d — внутрішній діаметр кістки (спонгіозна кістка та кістковомозковий канал), δ — середня товщина шару компактної кістки.

Для апарата з двобічним типом фіксації: $a = 0,5l - 0,5d - 0,5\delta$; $b = d + \delta$, де l — відстань між точками защемлення спиці.

Підставивши ці дані у формули (4) та (10), визначили раціональні діаметри спиць і стержнів для компресійно-дистракційних апаратів зовнішньої фіксації залежно від їх матеріалу та очікуваних рівнів навантаження. Результати наведено в таблиці.

Висновки

Раціональним діаметром спиць відносно до їх характеристик жорсткості при очікуваному рівні навантаження до 30 Н щодо апарата з двобічним типом фіксації для лікування уражень проксимально-

Таблиця. Раціональна товщина спиць або стержнів для компресійно-дистракційних шарнірних апаратів залежно від матеріалу та очікуваних рівнів навантаження

Тип апарата	Навантаження (Н)	Необхідний діаметр спиць або стержня (мм)	
		Сталь (12Х18Н10Т)	Титан
З двобічним типом фіксації	5	0,65	0,54
	10	0,82	0,68
	20	1,03	0,86
	30	1,18	0,98
	40	1,30	1,08
	50	1,40	1,17
	60	1,49	1,24
	70	1,57	1,30
	80	1,64	1,36
	90	1,71	1,42
З однобічним типом фіксації	5	1,12	0,93
	10	1,41	1,17
	20	1,78	1,48
	30	2,03	1,69
	40	2,24	1,86
	50	2,41	2,00
	60	2,57	2,13
	70	2,70	2,24
	80	2,82	2,34
	90	2,94	2,44
	100	3,04	2,52

го міжфалангового суглоба, якщо спиці виготовлено з титану, є 0,98 мм, з медичної сталі — 1,18 мм. Діаметр стержнів з титану для апарата з однобічним типом фіксації становить 1,69 мм, із медичної сталі — 2,03 мм. Результати дослідження раціонального діаметра спиць і стержнів шарнірних апаратів зовнішньої фіксації для лікування уражень суглобів кисті можуть допомогти у визначенні оптимального матеріалу, діаметра спиць або стержнів залежно від очікуваних рівнів навантаження.

Література

- Бегун П.И. Моделирование в биомеханике / П.И. Бегун. — М.: Высш. шк., 2004. — 390 с.
- Биомеханические исследования свойств жесткой и упруго-стабильной моделей остеосинтеза / А.А. Тяжелов, С.Р. Михайлов, И.А. Суббота и др. // Ортопед. травматол. — 2003. — № 2. — С. 61–66. — ISSN 0030-5987.
- Білінський П.І. Обґрунтування фіксуючих можливостей фіксаторів і пристроїв на фізичній моделі / П.І. Білінський // Вісн. ортопед., травматол. та протез. — 2002. — № 2. — С. 47–49. — ISSN 0132-2486.
- Лакша А.М. Жесткостные биомеханические параметры стержневых аппаратов внешней фиксации / А.М. Лакша // Укр. журн. мед. техніки і технології. — 2000. — № 3–4. — С. 35–38.
- An in vitro biomechanical study of a hinged external fixator applied to an unstable elbow / H. Sekiya, P.G. Neale, S.W. O'Driscoll et al. // J. Shoulder and Elbow Surgery. — 2005. — Vol. 14. — P. 429–432.
- Schwartz M.H. A new method for estimating joint parameters from motion data / M.H. Schwartz, A. Rozumalski // J. Biomechanics. — 2005. — Vol. 38 — P. 107–116.