

УДК 616.717.4-001.514-089.2-092.6(045)

DOI: <http://dx.doi.org/10.15674/0030-59872021428-32>

Експериментальне дослідження стабільності остеосинтезу дистального відділу плечової кістки

О. І. Бодня¹, С. Л. Дубовик¹, М. Ю. Карпінський², О. Д. Карпінська²

¹ Одеський національний медичний університет. Україна

² ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України», Харків

Unresolved issue is improving of the osteosynthesis of extra-articular fractures of the distal humerus. Search for a simplified method of biological fixation, which assumes, with low trauma, to ensure the stable fixation of fragments and movements in the elbow joint in the early postoperative period. Objective. To carry out a comparative analysis of the bone fragments displacement of the distal humerus in extra-articular fractures, stabilized by extraosseous and transosseous osteosynthesis. Methods. Biomechanical study of the distal humerus model was made. Transosseous osteosynthesis was modeled using the author's external fixation apparatus (EFA). For comparison, we chose an osteosynthesis with a Y-shaped plate. The humeral models were loaded with an interval and a stepwise increased in the load for compression along the axis, flexion in a parallel plane, as well as perpendicular to the fixing elements of the plate and EFA. The magnitude of the load gradually increased from 0 to 250 N with a step of 50 N. The magnitude of the forces at which, due to the action of various loads, a displacement at the level of the fracture appeared. Results. The analysis of experimental studies showed that the rod apparatus and the plate provide the same stability of fixation of the fragments of the humerus under conditions of axial compression load ($p > 0.05$). Under the influence of bending loads of more than 100 N in a plane parallel to the fixing elements, the plate had a slight advantage (10 %). A significantly better result ($p < 0.01$) was obtained when an external device was used under the action of bending loads in a plane perpendicular to the fixing elements. Conclusions. In the case of fractures of the distal humerus, the transosseous osteosynthesis using the proposed external fixation rod device ensures the stability of the fragments under all loading options. It is quite reliable and can be recommended for use in clinical practice. Key words. Distal humerus, transosseous osteosynthesis, external osteosynthesis, full-scale biomechanical studies.

Предметом невирішених питань удосконалення остеосинтезу позасуглобових переломів дистального відділу плечової кістки є пошук спрощеної методики біологічної фіксації, що передбачає за малої травматичності забезпечення стабілізації відламків кісток і рухів у ліктьовому суглобі в ранньому післяопераційному періоді. Мета. Провести порівняльний аналіз залежності величини зміщення фрагментів у дистальному відділі плечової кістки за умов позасуглобових переломів, стабілізованих за допомогою накісткового та черезкісткового остеосинтезу. Методи. Проведено стендове біомеханічне дослідження стану моделі дистального відділу плечової кістки. Моделювали черезкістковий остеосинтез із використанням авторського апарату зовнішньої фіксації (АЗФ). Для порівняння вибрали накістковий остеосинтез Y-подібною пластиною. Моделі плечової кістки навантажували з інтервалом і ступінчастим збільшенням навантаження на стиск по осі, згинання в площині, що проходить паралельно, а також перпендикулярно фіксувальним елементам пластини й АЗФ. Величину навантаження поступово збільшували від 0 до 250 Н із кроком 50 Н. Фіксували величину сил, за яких унаслідок дії різних навантажень з'являлося зміщення на рівні перелому. Результати. Аналіз експериментальних досліджень показав, що стрижневий апарат і пластина забезпечують однакову стабільність фіксації відламків плечової кістки за умов осьового навантаження на стиск ($p > 0,05$). Під впливом згинальних навантажень понад 100 Н у площині, паралельній фіксувальним елементам, незначну перевагу (10 %) має пластина. Суттєво кращий результат ($p < 0,01$) отримано в разі застосування зовнішнього пристрою під дією згинальних навантажень у площині, перпендикулярній фіксувальним елементам. Висновки. У випадку переломів дистального відділу плечової кістки черезкістковий остеосинтез запропонованим стрижневим апаратом зовнішньої фіксації забезпечує стабільність відламків за всіх варіантів навантаження. Він є досить надійним і може бути рекомендованим до використання в клінічній практиці.

Ключові слова. Дистальний відділ плечової кістки, черезкістковий остеосинтез, накістковий остеосинтез, натурні біомеханічні дослідження

Вступ

До найважчих ушкоджень верхньої кінцівки в дорослих відносять переломи кісток, які утворюють ліктьовий суглоб [1]. Серед них особливу анатомічну форму має нижній кінець плечової кістки, зумовлюючи велику різноманітність ушкоджень у цій зоні. Прихильники системи АО/ASIF рекомендують хірургічне лікування переломів виростка плечової кістки — відкрити репозицію та внутрішню фіксацію [2, 3]. Через складну конфігурацію та біомеханіку ліктьового суглоба (фізіологічні згинання та сплюснення в надвиростковій зоні з наявністю ліктьової ямки, близькість проходження нервових стовбурів) репозиція фрагментів та їхній остеосинтез є досить непростим процесом. Фахівці змушені використовувати малогабаритні, але порівняні з відламками за величиною пристрої під час остеосинтезу дистального кінця плечової кістки, які повинні забезпечити жорсткість фіксації та можливість рухів у ліктьовому суглобі в ранньому післяопераційному періоді. Більшість надає перевагу активній хірургічній тактиці, що передбачає застосування різних LCP-пластин, спиць, гвинтів та дроту [4]. У цих умовах невпевненість фахівців щодо достатньої жорсткості фіксації кісткових фрагментів зумовлює тривалість іммобілізації, а під час відновлення рухів у ліктьовому суглобі змушує застосовувати найбезпечнішу амплітуду, що призводить до розвитку різних ускладнень [5].

На сьогодні домінування технологій АО/ASIF не означає, що необхідно виключити з клінічної практики та забути вітчизняні технології позасередкової фіксації, яким немає альтернативи в разі лікування відкритих і вогнепальних переломів [6]. Стрімкий розвиток і впровадження черезкісткового остеосинтезу (ЧКО) дистального відділу плечової кістки на основі стрижнів показали переваги малоінвазивної хірургії [7, 8]. Проте в сучасних джерелах літератури ми не знайшли натурних експериментальних досліджень, в яких проаналізовано стабільність остеосинтезу плечової кістки за умов позасуглобових переломів її дистального відділу.

Мета дослідження: провести порівняльний аналіз залежності величини зміщення фрагментів у дистальному відділі плечової кістки за умов позасуглобових переломів, стабілізованих за допомогою накісткового та черезкісткового остеосинтезу.

Матеріал і методи

У лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М. І. Ситенка НАМН України» проведено експериментальні дослідження стабільності фіксації фрагментів у разі переломів дистального відділу плечової кістки з використанням зовнішнього пристрою авторської конструкції [9] та накісткової реконструктивної пластини.

Об'єктом порівняльних досліджень стали моделі лівої плечової кістки людини, виготовлені з пластику, механічні характеристики якого наближені до властивостей кісткової тканини. У дистальному відділі плечових кісток за допомогою дискової пили, відповідно, моделювали переломи з лінією зламу, яка проходить дистально від їхнього тіла, не торкаючись суглобової частини виростка, що відповідало типу переломів 12A1-3 за класифікацією АО/ОТА. Натурні моделі переломів розділили на дві групи, у кожній виконували фіксацію кісткових фрагментів методом черезкісткового та накісткового остеосинтезу.

У першій групі розглядали модель апарату зовнішньої фіксації (АЗФ), яка з огляду на механіку належить до складних просторових систем і є конструкцією, що складається з набору товстостінних дугових пластин (ширина 16 мм; товщина 3 мм) із рівномірними отворами діаметром 8 мм, гвинтових шпильок діаметром 6 мм, різьбових з'єднань і 4 стрижневих фіксаторів, в отворах яких знаходяться різьбові стрижні діаметром 6×100 мм із механічними властивостями титанового сплаву VT-16.

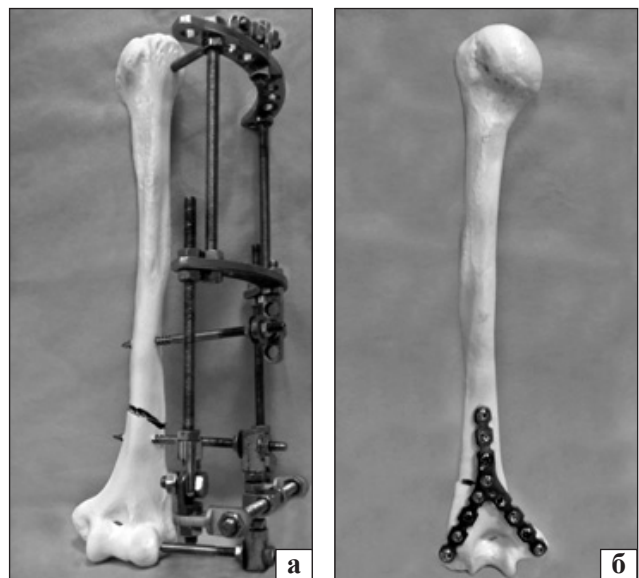


Рис. 1. Загальний вигляд об'єктів дослідження: а) стрижневий апарат; б) Y-подібна пластина

У другій групі застосовано Y-подібну реконструктивну пластину, яка складається з 12 отворів, товщиною 2 мм, довжиною 110 мм, фіксована гвинтами діаметром 2,5 мм із механічними властивостями титанового сплаву Ti6Al4V (рис. 1, а, б).

Експериментальні дослідження проводили на стенді для біомеханічних досліджень із використанням у кожній групі різних видів навантаження на дистальний фрагмент плечової кістки (рис. 2).

Моделі плечової кістки навантажували з інтервалом і ступінчастим збільшенням навантаження на стиск по осі, згинання в площині, що проходить паралельно, а також перпендикулярно фіксувальним елементам пластини й АЗФ. Величину навантаження поступово збільшували від 0 до 250 Н із кроком 50 Н. Контроль навантаження здійснювали за допомогою тензометричного датчика SBA-100 L і пристрою реєстрації типу CAS CI-2001A. На певному інтервалі кроку навантаження вимірювали величину зміщення відламків у зоні діастазу за допомогою мікрометра годинникового типу. Виконано по 3 серії досліджень у кожному режимі навантаження. Аналізували кісткові фрагменти й елементи остеосинтезу. Фіксували величину сил, за яких унаслідок дії різних навантажень візуально з'являлося зміщення та деформація на рівні перелому. На прикладі моделі черезкісткового остеосинтезу плечової кістки стрижневим АЗФ наведено схеми навантажень (рис. 3).

Результати експериментальних досліджень були опрацьовані статистично. Розраховували середнє (M), стандартне відхилення (SD), мінімальне (min) та максимальне (max) значення вибірок. Порівняння розглянутих конструкцій проводили

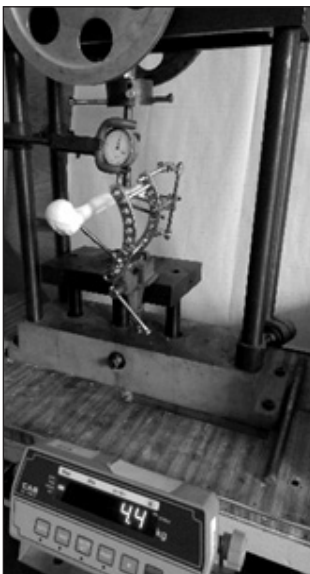


Рис. 2. Вигляд стенда та підготовленої до експерименту моделі

за допомогою Т-тесту для незалежних вибірок. Рівень критичної значущості вважали $p < 0,05$. Опрацювання отриманих показників проводили в пакеті прикладних програм IBM SPSS Statistics 20.0.

Результати та їх обговорення

Першим етапом виконання випробувань стало навантаження вздовж вертикальної осі підготовлених моделей плечової кістки на стиск. Показники, отримані під час дослідів, наведено в табл. 1.

Результати проведених експериментальних випробувань показали, що АЗФ і накісткова пластина забезпечують майже однакову стабільність фіксації відламків плечової кістки за умов вертикального осевого навантаження на стиск.

Таблиця 1

Залежність величини зміщення фрагментів плечової кістки під впливом вертикального осевого навантаження на стиск

Осьове навантаження, Н	Параметр	Зміщення, мм		Т-тест
		АЗФ	пластина	
50	M ± SD	0,45 ± 0,06	0,42 ± 0,07	t = 0,497 p = 0,645
	min ÷ max	0,40 ÷ 0,52	0,38 ÷ 0,50	
100	M ± SD	0,98 ± 0,09	0,91 ± 0,13	t = 0,763 p = 0,488
	min ÷ max	0,88 ÷ 1,05	0,76 ÷ 1,01	
150	M ± SD	1,78 ± 0,10	1,48 ± 0,02	t = 5,133 p = 0,017
	min ÷ max	1,69 ÷ 1,88	1,47 ÷ 1,50	
200	M ± SD	2,55 ± 0,58	2,42 ± 0,09	t = 0,382 p = 0,722
	min ÷ max	1,96 ÷ 3,13	2,33 ÷ 2,51	
250	M ± SD	3,58 ± 0,22	3,80 ± 0,18	t = -1,318 p = 0,258
	min ÷ max	3,45 ÷ 3,84	3,60 ÷ 3,96	

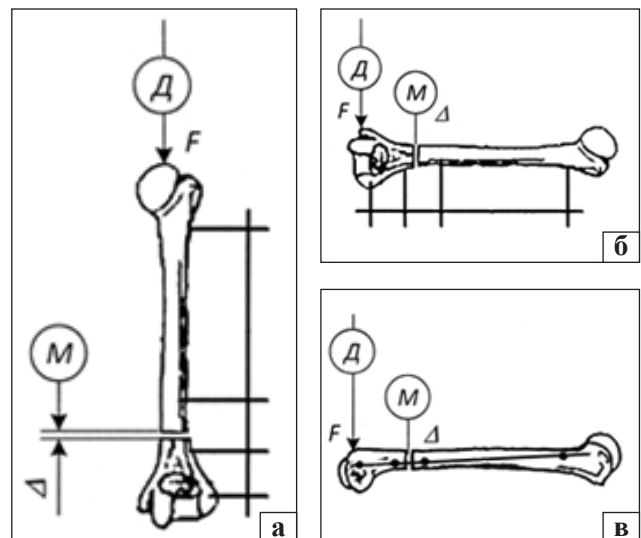


Рис. 3. Схематичне зображення експерименту: а) вертикальне навантаження по осі плечової кістки (стиск); б) навантаження на дистальний фрагмент паралельно стрижням (згин); в) навантаження на дистальний фрагмент перпендикулярно стрижням (згин). F — навантаження; Δ — деформація; Д — динамометр; М — мікрометр

Таблиця 2

**Залежність величини зміщення фрагментів
плечової кістки від впливу навантаження
на згин паралельно фіксувальним елементам**

Осьове навантаження, Н	Параметр	Зміщення, мм		Т-тест
		АЗФ	пластина	
50	M ± SD min ÷ max	1,41 ± 0,10 1,34 ÷ 1,52	1,58 ± 0,12 1,49 ÷ 1,72	t = -1,935 p = 0,125
100	M ± SD min ÷ max	2,79 ± 0,34 2,44 ÷ 3,12	3,33 ± 0,21 3,09 ÷ 3,48	t = -2,314 p = 0,082
150	M ± SD min ÷ max	3,49 ± 0,11 3,37 ÷ 3,56	4,54 ± 0,14 4,39 ÷ 4,67	t = -9,992 p = 0,001
200	M ± SD min ÷ max	4,69 ± 0,37 4,43 ÷ 5,11	5,75 ± 0,25 5,47 ÷ 5,97	t = -4,099 p = 0,015
250	M ± SD min ÷ max	6,02 ± 0,10 5,92 ÷ 6,12	7,10 ± 0,14 6,99 ÷ 7,26	t = -10,947 p = 0,001

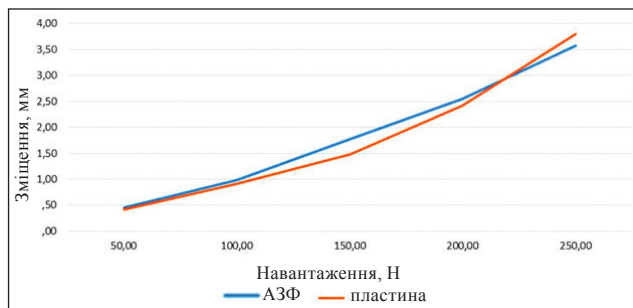


Рис. 4. Графік залежності величини зміщення фрагментів плечової кістки від вертикального осьового стискального навантаження

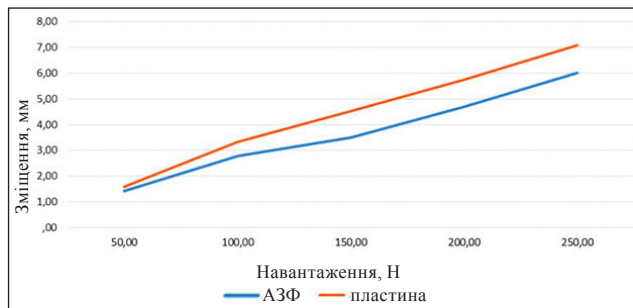


Рис. 5. Графік залежності величини зміщення фрагментів плечової кістки від навантаження на згин паралельно фіксувальним елементам

Про це свідчать показники статистичної значущості різниці між двома варіантами остеосинтезу, зафіксовані під час експерименту ($p > 0,05$). Наочно порівняти величини усунення фрагментів плечової кістки від величини вертикального осьового навантаження на стиск можна за допомогою графіка (рис. 4).

На другому етапі випробувань моделей остеосинтезу плечової кістки визначили вплив навантажень на згин. Результати навантаження на дистальний фрагмент у площині, яка паралельно

Таблиця 3

**Залежність величини зміщення фрагментів
плечової кістки від впливу навантаження
на згин перпендикулярно фіксувальним елементам**

Осьове навантаження, Н	Параметр	Зміщення, мм		Т-тест
		АЗФ	пластина	
50	M ± SD min ÷ max	0,26 ± 0,06 1,21 ÷ 1,32	0,78 ± 0,13 0,65 ÷ 0,92	t = 5,673 p = 0,005
100	M ± SD min ÷ max	3,09 ± 0,09 2,99 ÷ 3,15	1,61 ± 0,46 1,20 ÷ 2,11	t = 5,500 p = 0,005
150	M ± SD min ÷ max	3,53 ± 0,31 3,31 ÷ 3,89	2,52 ± 0,20 2,33 ÷ 2,72	t = 4,725 p = 0,009
200	M ± SD min ÷ max	5,13 ± 0,18 4,94 ÷ 5,31	3,67 ± 0,49 3,11 ÷ 4,04	t = 4,848 p = 0,008
250	M ± SD min ÷ max	6,11 ± 0,13 6,00 ÷ 6,25	4,81 ± 0,10 4,70 ÷ 4,89	t = 14,237 p = 0,001

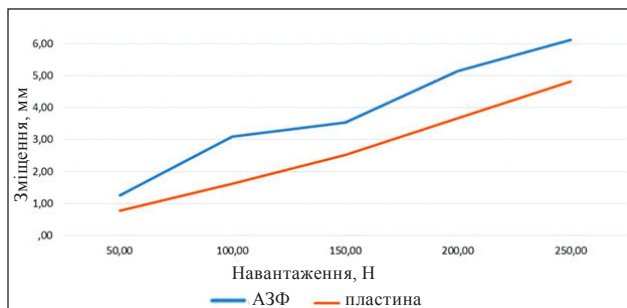


Рис. 6. Графік залежності величини зміщення фрагментів плечової кістки від навантаження на згин перпендикулярно фіксувальним елементам

фіксує пластину гвинтами або стрижнями АЗФ, наведено в табл. 2.

Установлено, що пластина краще стабілізує фрагменти кістки. За умов навантаження в 150 Н і вище різниця величин зміщення фрагментів набуває статистичної значущості ($p < 0,05$). За навантажень 50 Н і 100 Н статистично значущої різниці між моделями АЗФ і пластини не виявлено. Залежність величин зміщення дистального фрагмента плечової кістки від величини навантаження на згин у площині, паралельній гвинтам, які фіксують пластину, або стрижням АЗФ, подано на графіку (рис. 5).

На завершення експерименту випробувано моделі на згин під дією навантаження на дистальний фрагмент у площині, що проходить перпендикулярно фіксувальним стрижням АЗФ або гвинтам пластини. Результати досліджень після статистичної обробки наведено в табл. 3.

Середні значення величини навантаження показали, що модель плечової кістки з позасуглобовим переломом дистального відділу в стрижневому АЗФ значно краще чинить опір згинальним

навантаженням, які діють у площині, перпендикулярній стрижням, між гвинтами, що фіксують кісткову пластину. Показники статистичної значущості різниці величин зміщення відламків плечової кістки під час навантаження не перевищують значень $p < 0,01$. Графік наочно подає залежність величин зміщення фрагментів плечової кістки від величини згинального навантаження (рис. 6).

Висновки

Результати експериментальних досліджень показали, що авторський стрижневий АЗФ і накісткова пластина забезпечують практично однакову стабільність фіксації фрагментів моделі плечової кістки в разі позасуглобових переломів її дистального відділу.

Накісткова пластинка та АЗФ також забезпечують однакову стабільність відламків під впливом згинальних навантажень величиною до 100 Н, що діють у площині, паралельній фіксувальним гвинтам пластини або стрижням АЗФ. За навантажень, які перевищують ці значення, незначну перевагу має кісткова пластинка (до 10 %), що пояснюється її жорсткістю та наявністю безпосереднього контакту з кісткою.

Значну перевагу ($p < 0,01$) АЗФ виявлено в разі навантажень моделей на згин у площині, перпендикулярній фіксувальним гвинтам пластини або стрижням АЗФ. У цьому випадку вирішальну роль відіграє перевага жорсткості фіксації стрижнів перед гвинтами.

У разі переломів дистального відділу плечової кістки черезкістковий остеосинтез запропонованим стрижневим АЗФ забезпечує стабільність відламків за всіх варіантів навантаження, тому він є досить надійним у використанні та може

бути рекомендований до застосування в клінічній практиці.

Конфлікт інтересів. Автори декларують відсутність конфлікту інтересів.

Список літератури

1. Bilins'kyj P. I. Outstanding issues of modern osteosynthesis of humeral fractures / Trauma // P. I. Bilins'kyj, Ju. P. Cjura, V. R. Antoniv // Trauma. — 2021. — No. 1 (22). — P. 16–22. — DOI: 10.22141/1608-1706.1.22.2021.226391.
2. Analysis of the results of surgical treatment for distal humerus fractures / O. Je. Loskutov, A. M. Domans'kyj, I. I. Zherdjev, S. L. Lushnja // Trauma. — 2019. — No. 1 (20). — P. 23–27. — DOI: 10.22141/1608-1706.1.20.2019.158665.
3. Kurinnyj I. M. Results of treatment of patients with distal humeral fractures and their consequences / I. M. Kurinnyj, O. S. Strafun // Trauma. — 2019. — No. 3 (20). — C. 60–67. — DOI: 10.22141/1608-1706.3.20.2019.172095.
4. Kochish A. Y. The new method of minimally invasive osteosynthesis of humeral shaft fractures with helical plates / A. Y. Kochish, B. A. Maiorov, I. G. Belenky // Traumatology and Orthopedics of Russia. — 2016. — № 3 (22). — P. 99–109. — DOI: 10.21823/2311-2905-2016-22-3-99-109.
5. Frequency of complications at shaft fractures according to kharkiv traumatological medical-social expert committee (MSEC) data / O. Popsuishapka, V. Litvishko, O. Uzhegova, O. Pidgaiska // Orthopaedics, Traumatology and Prosthetics. — 2020. — No.1 (618). — C. 20–25. — DOI: 10.15674/0030-59872020120-25.
6. Bets I. H. Features of treatment of distal metaepiphyseal humerus injuries / I. H. Bets // Trauma. — 2018. — No. 5 (19). — P. 118–124. — DOI: 10.22141/1608-1706.5.19.2018.146653.
7. Erokhin A. N. Specifics of diaphyseal humerus fractures healing in patients treated by ilizarov external fixation / A. N. Erokhin, V. T. Tarchokov // Traumatology and Orthopedics of Russia. — 2017. — No. 1 (23). — P. 70–80. — DOI: 10.21823/2311-2905-2017-23-1-70-80.
8. Treatment of the humeral fracture complicated by the ulnar and radial nerve neuropathy / V. T. Tarchokov, I. A. Meshcheriagina, A. N. D'iachkov, S. P. Boichuk // Genij Ortopedii. — 2016. — No. 1 (22). — P. 85–89. — DOI: 10.18019/1028-4427-2016-1-85-89.
9. Patent 119470 UA. МПК А61В 17/62 (2006.01), А61В 17/64 (2006.01). Device for transosseous osteosynthesis of distal humerus fractures / O. I. Bodnya, V. H. Slavov, S. L. Dubovyk. — No. a201702353; declared 03.05.2017; published 25.06.2019; Bulletin No.12.

Стаття надійшла до редакції 16.10.2021

EXPERIMENTAL STUDY OF OSTEOSYNTHESIS STABILITY OF THE DISTAL PART OF THE HUMERUS

O. I. Bodnya¹, S. L. Dubovyk¹, M. Yu. Karpinsky², O. D. Karpinska²

¹ Odessa National Medical University, Ukraine

² Sytenko Institute of Spine and Joint Pathology National Academy of Medical Sciences of Ukraine, Kharkiv

✉ Olexander Bodnya, MD, Prof. in Traumatology and Orthopaedics: alex0509@ukr.net

✉ Sergey Dubovik, MD: sergeydubovik@ukr.net,

✉ Mykhaylo Karpinsky: korab.karpinsky9@gmail.com

✉ Olena Karpinska: helen.karpinska@gmail.com