

ДУ «Інститут патології хребта та суглобів
ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України»
Лабораторія біомедичної інженерії LLC «Остеоніка»

**Науково-практична конференція
з міжнародною участю:
«ІНДИВІДУАЛЬНІ ІМПЛАНТАТИ
В ОРТОПЕДІЇ-ТРАВМАТОЛОГІЇ:
наука, технології, практика»**

**Збірник наукових праць
«Актуальні проблеми ортопедії
та травматології»**

1 травня 2026 року
м. Київ

ББК54.18
54.58

Збірник наукових праць «Актуальні проблеми ортопедії та травматології» Науково-практична конференція «Індивідуальні імплантати в ортопедії-травматології: наука, технології, практика» (1.05.2026, м. Київ). – 90 с.

ЗМІСТ

Ризики ускладнень при ревізійних операціях на грудо-поперековому відділі хребта <i>Барков О.О., Карпінська О.Д.</i>	4
Проблемні аспекти остеосинтезу переломів сучасними фіксаторами <i>Білінський П.І., Бут В.П., Марчук Т.Є.</i>	11
Концепція малоконтактного багатопощинного остеосинтезу та її реалізація <i>Білінський П.І., Бут В.П., Марчук Т.Є.</i>	17
Аналіз розподілу напружень в моделях тазу людини з ендопротезами різних конструкцій після резекції кульшової западини <i>Бондаренко С.Є., Ватаманіца Д.Б., Галузинський О.А., Карпінський М.Ю., Ярьсько О.В., Бурбурська С.В.</i>	24
Короткостроковий клінічний результат ревізійного ендопротезування кульшового суглава з індивідуальним 3d пористим ацетабулярним імплантом з покриттям ZrTaN <i>Бондаренко С.Є., Таран А.В., Воронцов П.М., Сухін К.М., Макаров В.Б., Приз О.В., Бурбурська С.В.</i>	31
Моделювання сил м'язів лопатки, які виникають при згинанні верхньої кінцівки в плечовому суглобі <i>Долгополов О.В., Безрученко С.О., Занько І.С. Суворов В.Л., Карпінська О.Д., Карпінський М.Ю.</i>	33
Стабільність металоостеосинтеза ключиці накістковими пластинами при переломі її акроміального кінця із дефектом кісткової тканини (експериментальне дослідження <i>Долгополов О.В., Безрученко С.О., Зінченко В.В., Суворов В.Л., Карпінська О.Д., Карпінський М.Ю.</i>	42
Моделювання сил м'язів лопатки та ключиці, які виникають при відведенні верхньої кінцівки <i>Долгополов О.В., Безрученко С.О., Салюк Р.В., Суворов В.Л., Карпінська О.Д., Карпінський М.Ю.</i>	49
Помилки та ускладнення при лікуванні постраждалих з вертлюговими переломами стегнової кістки методом інтрамедулярного остеосинтезу <i>Калашніков А.В., Літун Ю.М.</i>	59
Оцінка рентгенометричних змін суміжних міжхребцевих дисків після транспедикулярної фіксації поперекового відділу хребта <i>Корж М.О., Барков О.О., Карпінська О.Д.</i>	61

<p>Моделювання сил м'язів, необхідних для згинання верхньої кінцівки в плечовому суглобі <i>Кравченко Д.Д., Страфун О.С., Суворов В.Л., Карпінська О.Д., Карпінський М.Ю.</i>.....</p>	67
<p>Моделювання сил м'язів плечового суглобу, що виникають при відведенні верхньої кінцівки <i>Кравченко Д.Д., Страфун О.С., Суворов В.Л., Карпінська О.Д., Карпінський М.Ю.</i> ².....</p>	76
<p>Переваги відкритих і ендоскопічних методик хірургічного лікування поперекового спінального стенозу <i>Кучма О.В., Улещенко Д.В., Сташкевич А.Т., Бублик Л.О., Черватюк М.С.</i>..</p>	82
<p>Тактика хірургічного лікування пацієнтів з дефектами кісток та суглобів внаслідок вогнепальних поранень <i>Носівець Д.С.</i></p>	84
<p>Використання індивідуального імпланта при ревізійному протезуванні плечового суглоба <i>Півень Ю.М., Пелипенко О.В., Павленко С.М., Ковальов О.С.</i></p>	91

РИЗИКИ УСКЛАДНЕНЬ ПРИ РЕВІЗІЙНИХ ОПЕРАЦІЯХ НА ГРУДО-ПОПЕРЕКОВОМУ ВІДДІЛІ ХРЕБТА

Барков О.О., Карпінська О.Д.

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

Ключові слова. *Транспедикюлярна фіксація, ускладнення, спондилолітез, деформації хребта, травма хребта.*

Операції на грудному та поперековому відділах хребта є важливими методами лікування широкого спектра патологій, таких як дегенеративні захворювання хребта, травматичні ушкодження, пухлини, сколіоз та інші деформації. Хірургічні втручання, що включають декомпресію та стабілізацію хребта, спрямовані на полегшення болю, відновлення функції хребта та покращення якості життя пацієнтів. Однак, незважаючи на значний прогрес в хірургії хребта, такі операції пов'язані з певними ризиками ускладнень, що можуть суттєво вплинути на результати лікування. Деякі з цих ускладнень, такі як проблеми з імплантатами, захворювання суміжного сегмента, псевдоартроз, чи інфекції, можуть вимагати повторних хірургічних втручань, що підвищує як фізичне, так і психологічне навантаження на пацієнта [1-3].

Основні ускладнення після операцій на грудному та поперековому відділах хребта можна поділити на кілька категорій: загальні хірургічні (інфекції, кровотечі, тромбоемболії), неврологічні (синдром конічного хвоста), ортопедичні (нестабільність, проблеми з імплантатами, псевдоартроз,) та специфічні для грудного чи поперекового відділів (наприклад, пульмональні ускладнення для грудного відділу чи розриви твердої мозкової оболонки для поперекового) [4]. Особливо серйозними є ускладнення, що призводять до реоперацій, такі як некоректне проведення гвинтів, зміщення або поломка імплантатів, невдале зрощення кісток (псевдоартроз), рецидив грижі, захворювання суміжного сегмента та глибокі інфекції. Частота таких ускладнень варіюється залежно від типу операції, рівня хребта, техніки виконання та індивідуальних факторів ризику, таких як куріння, ожиріння, остеопороз, діабет чи літній вік. За даними досліджень, ризик псевдоартрозу становить 5–20%, а рецидиву грижі диска після дискотомії – 5–10% [5].

Фактори ризику ускладнень включають як особливості пацієнта (супутні захворювання, спосіб життя), так і операційні аспекти (тривалість втручання, кількість оперованих сегментів, досвід хірурга). Для грудного відділу додатковими ризиками є пошкодження великих судин або легень через анатомічні особливості, тоді як у поперековому відділі частіше виникають проблеми, пов'язані з рубцевими змінами чи ушкодженнями нервових структур. Профілактика ускладнень базується на ретельній передопераційній підготовці, використанні сучасних технологій (наприклад, інтраопераційної навігації та нейромоніторингу), антибіотикопрофілактиці, а також якісній післяопераційній реабілітації, що включає ранню мобілізацію та фізіотерапію.

Ускладнення є головним питанням пацієнтів та хірургів при розгляді операцій на хребті. Загальна частота ускладнень або побічних явищ при операціях на хребті невідома. Було проведено як проспективні, так і ретроспективні аналізи, але отримані результати не були критично оцінені. Існують чимало досліджень присвячених хірургічним втручанням на різних відділах хребта (грудному та поперековому відділах) та частоті ускладнень для кожного з них, але вони не зовсім систематизовані, відокремлені захворюваннями та не співставні. Автори доповідей стверджують, що пацієнти, які перенесли будь-які хірургічні спинальні процедури, страждають несприятливими подіями або ускладненнями в межах від 10 до 20 % [6, 7].

Мета. На основі ретроспективних досліджень визначити основні види ревізійних втручань з приводу ускладнень після транспедикулярної фіксації грудного та поперекового відділів хребта.

Матеріали і методи. Проведено ретроспективний аналіз 2128 історій хвороб пацієнтів, що лікувалися в ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України» з 2004 по 2018 роки і яким було проведено транспедикулярна фіксація хребта на грудному та поперековому відділах хребта. Серед них виявлено 268 пацієнтів, яким проведено ревізійні хірургічні втручання за різних причин. Проаналізовано ускладнення у 143 пацієнтів, пов'язаних з транспедикулярною конструкцією, які включали проблеми з гвинтами (нестабільність, перелом та некоректне проведення), стрижнями (нестабільність і перелом) та комбіновані (нестабільність, перелом стржня та гвинтів).

Результати. За даними аналізу, було визначено, що найбільш частими причинами для повторних втручань були ускладнення пов'язаних безпосередньо з транспедикулярною конструкцією

(перелом гвинтів, стрижнів, нестабільність конструкції, некоректне розташування гвинтів у хребці) - у 143 пацієнтів (53,4 % від кількості ускладнень). нестабільність конструкції спостерігали у 6,7 % випадків від загальної кількості операцій. Другим за кількістю необхідності повторних втручань був залишковий біль ("faild back" синдром) після первинно виконаної інструментації хребта, що складало 64 (23,9 %) всіх ускладнень та 3 % від загальної кількості проаналізованих втручань. Інші ускладнення не перевищували 1 % від загальної кількості операцій, серед них: інфекційні запалення, захворювання суміжного сегменту, ушкодження дуральної оболонки з наступною ліквореєю, рубцевий стеноз.

За даними аналізу, кількість реоперацій знижувалась з роками, якщо на початку становлення розвитку транспедикулярних систем у 2004 році було 35 реоперації, то після 2012 року кількість ускладнень, які вимагали ревізійного втручання знизилася до 10 і менше.

З усіх видів ускладнень які ми визначили наше подальше дослідження було направлено безпосередньо на ускладнення які виникли на фоні будь-яких проблем пов'язаних з транспедикулярними конструкціями (некоректне проведення гвинтів, нестабільність та перелом стрижнів і гвинтів, а також запалення м'яких тканин навколо транспедикулярної конструкції)

Рентгенологічний аналіз ревізійних хірургічних втручань показав, що основними ускладненнями були нестабільність та перелом стрижнів, нестабільність та перелом транспедикулярних гвинтів, нестабільність всіх компонентів конструкції і нарешті некоректне проведення гвинтів по відношенню до хребтового каналу.

За даними статистичного аналізу, було визначено, що найбільша кількість ускладнень спостерігається після транспедикулярної фіксації з приводу хірургічного лікування деформацій хребта – 21 (18,1 %), що статистично значущо ($p < 0,001$), ніж при інших захворюваннях. Частіше реоперації при даній патології були викликані проблемами з нестабільністю і переломом гвинтів 7 (4,86 %) та неправильним їх проведенням – 5 (3,47 %), більш того у цих пацієнтів статистично значущо ($p < 0,001$) частіше (10 (6,94 %)) спостерігали комбіновані проблеми з конструкцією, тобто одночасно стрижня і гвинтів, а також нестабільність і перелом стрижня у 4 (2,78 %) випадках, хоча різниця не досягла статистичної значущості ($p = 0,091$).

Другим за частотою ускладнень захворюванням був спондилолітез – 27 (8,8 %), при якому частіше спостерігали проблеми

з гвинтами – 20 (6,51 %), враховуючи їх нестабільність – 14 (4,56 %) і некоректне розташування гвинтів 6 (1,95 %).

Узагальнюючи аналіз ускладнень, можна казати, що на долю проблем з гвинтами припадає 98 (4,60 %) всіх реоперацій, що статистично значущо ($\chi^2 = 79,986$, $p < 0,001$) більше, ніж з інших причин – нестабільність і перелом стержня – 20 (0,9 %), комбінованих (нестабільність стержня і гвинта) – 25 (1,17 %).

Ускладнення, пов'язані з конструкцією частіше спостерігали при багаторівневій сегментації – 112 (8,63 %), на відміну від сегментації на одному рівні – 31 (3,73 %). В обох видах сегментації частіше спостерігали проблеми, пов'язані з гвинтами. За даними статистичного аналізу, виявлено значуща ($\chi^2 = 216,37$, $p < 0,001$) різниця по розподілу ускладнень між моно- та багаторівневою фіксаціями.

Основними показаннями для проведення ревізії у всіх цих пацієнтів було наявність клінічних проявів, включаючи важкі незворотні неврологічні ускладнення, у всіх 37 (1,74 %) пацієнтів. Серед них у 26 пацієнтів некоректне розташування гвинтів було підтверджено за комп'ютерною томографією.

Отже аналізуючи отримані ускладнення, можна сказати що вони мають доволі широкий спектр причин їх виникнення. В багатьох випадках де виконували ревізійні втручання відмічалась відсутність спондилодезного блоку, який саме і є основною метою при проведенні транспедикулярної фіксації хребта, а також є гарантом отримання гарного результату хірургічного лікування. На початку становлення використання транспедикулярних гвинтів було відмічено використання неякісних імплантатів, а також мали місце неправильна технологія їх постановки та неправильно підібраний розмір гвинтів, що негативно вплинуло на кінцевий результат. Ретельне клініко-лабораторне передопераційне обстеження хворого, тщетно зібраний анамнез захворювання також є залогом правильно вибраної тактики хірургічного лікування, однак на жаль наше дослідження показало, що в деяких випадках було недостатнє обстеження, а це або неправильний діагноз, або незвертання уваги на специфічні лабораторні біохімічні маркери, а наприкінці – неправильний обсяг хірургічного лікування. Також важливим є розуміння сагітального балансу хребту, бо якщо принебдати його показниками можна отримати незадовільний, а в багатьох випадках незворотній кінцевий результат. Цей фактор ми також визначили в нашому дослідженні. За частую при використанні протяжної інструментації хребта, особливо це стосується будь-яких

деформацій хребта можуть виникати ускладнення пов'язаних з конструкцією, що наведено у дослідженні.

Обговорення. За результатами проведеного дослідження загальний рівень ускладнень після транспедикулярної фіксації, які призвели до ревізійних втручань становив 12,6 %. Найбільш поширеними були ускладнення, пов'язані з нестабільністю або некоректним розташуванням гвинтів (6,7 %).

За даними літератури [8] проблеми з імплантатами, включаючи некоректне розташування гвинтів, виникають у 2–10% випадків після спондилодезу, особливо на рівнях L5-S1. Як зазначає Kato S. [2], точність розміщення транспедикулярних гвинтів становить 99% при використанні інтраопераційної навігації, але без неї ризик некоректного розташування зростає до 5–15%, залежно від досвіду хірурга та складності операції. Саме використання навігації дозволило знизити кількість ускладнень в останні роки. Нестабільність хребта частіше виникає при протяжній інструментації або після декомпресії без адекватної стабілізації (частота не вказана точно, але вважається значною причиною реоперацій).

Залишковий біль у поперековому відділі хребта ("Failed Back Surgery Syndrome", FBSS), що зберігається або посилюється після операції через неадекватну декомпресію, рубцеві зміни, псевдоартроз, дегенерацію сусіднього сегмента чи неправильну діагностику первинної причини болю за даними літератури, частота FBSS варіюється від 10% до 40% залежно від типу операції (диссектомія, ламінектомія, спондилодез) та критеріїв оцінки [1]. В нашому дослідженні ускладнення, пов'язані із залишковим болем становлять біля 3,0%. Ці ускладнення ми не аналізували стосовно типу операції та причин, які призвели до операції.

Інфекційні запалення в нашому дослідженні діагностовано на рівні 1,5 %, ми не розділяли їх на поверхневі чи глибокі, а також при складності оперативного втручання і часу їх виникнення. За даними літератури частота інфекцій після операцій на хребті становить менше 1% для поверхневих і глибоких інфекцій, але ризик зростає до 2–5% при використанні імплантатів. Куо СС. [1] зазначає, що глибокі інфекції є причиною реоперацій у 1–2% випадків, особливо при спондилодезі, пізні інфекції рідкісніші, але можуть досягати 2–3% при тривалому спостереженні за імплантатами.

Захворювання суміжного сегмента за нашими даними становить 0,8 %, хоча літературні дані дають рівень 5–15% протягом 5 років після

операції, з вищим ризиком у поперековому відділі (особливо L4-L5, L5-S1) [1, 9].

Дані щодо поширення ускладнень після операцій на грудному та поперековому відділах хребта, включаючи вказані вами ускладнення, ґрунтуються на медичній літературі, зокрема клінічних дослідженнях, мета-аналізах та оглядах. Нижче наведено інформацію про частоту та особливості кожного з названих ускладнень, з посиланнями на джерела, які містять відповідні дані. Якщо точні статистичні дані щодо частоти в літературі відсутні, приблизні оцінки або діапазони, базуючись на доступних джерелах.

Ушкодження дуральної оболонки з наступною ліквореєю в нашому дослідженні становив 0,4 %, рубцевий стеноз – 0,2 %, тоді, як за даними літератури доля цих ускладнень становить 3 -7 % дуральних розривів при операціях на поперековому відділі, лікворея трапляється у 1-2 % випадків [2]. Рубцевий стеноз за даними літератури, як причина реоперацій становить біля 5–10 % після декомпресійних процедур, особливо при значній травматизації та багаторівневій фіксації.

Висновки. За результатами проведеного дослідження загальний рівень ускладнень після транспедикулярної фіксації, які призвели до ревізійних втручань становив 12,6 %. Визначено, що найбільш частими причинами для повторних втручань були ускладнення пов'язані з транспедикулярною конструкцією (перелом гвинтів, стрижнів, нестабільність конструкції, некоректне розташування гвинтів у хребці) - у 143 (6,7 %) пацієнтів. Другим за поширеністю ускладненням був залишковий біль ("fauld back" синдром) після первинно виконаної інструментації хребта, що склало 64 (3,0 %). Інші ускладнення не перевищували 1 % від загальної кількості операцій.

Література.

1. Kuo CC, Soliman MAR, Aguirre AO, Youngs D, Kruk M, Hess RM, Nyabuto EM, Khan A, Jowdy PK, Pollina J, Mullin JP. Risk factors of early complications after thoracic and lumbar spinal deformity surgery: a systematic review and meta-analysis. *Eur Spine J.* 2023;32(3):899-913. doi: 10.1007/s00586-022-07486-3.
2. Kato S. Complications of thoracic spine surgery - Their avoidance and management. *J Clin Neurosci.* 2020; 81:12-17. doi: 10.1016/j.jocn.2020.09.012.
3. Dowdell J, Brochin R, Kim J, Overley S, Oren J, Freedman B, Cho S. Postoperative Spine Infection: Diagnosis and Management. *Global Spine J.* 2018; 8(4 Suppl):37S-43S. doi: 10.1177/2192568217745512.

4. Patel VV, Billys J, Okonkwo DO, He DY, Ryaby JT, Radcliff K. Three- and 4-level lumbar arthrodesis using adjunctive pulsed electromagnetic field stimulation: a multicenter retrospective evaluation of fusion rates and a review of the literature. *Int J Spine Surg.* 2021; 15(2): 228-233. doi:10.14444/8031
5. Tannoury C, Bhale R, Vora M, Saade A, Kortbawi R, Orlando G, Das A, Tannoury T. Pseudarthrosis Following Lumbar and Lumbosacral Fusion Using the Antepsoas Technique. *Spine (Phila Pa 1976).* 2021; 46(24):1690-1695. doi: 10.1097/BRS.0000000000004115.
6. Borkowski P, Marek P, Krzesiński G, Ryszkowska J, Waśniewski B, Wymysłowski P, Zagrajek T. Finite element analysis of artificial disc with an elastomeric core in the lumbar spine. *Acta Bioeng Biomech.* 2012;14(1):59-66.
7. Han B, Chen Y, Liang W, Yang Y, Ding Z, Yin P, Hai Y. Is the interspinous process device safe and effective in elderly patients with lumbar degeneration? A systematic review and meta-analysis of randomized controlled trials. *Eur Spine J.* 2024;33(3):881-891. doi: 10.1007/s00586-023-08119-z. (101)
8. Feng W, Wang W, Chen S, Wu K, Wang H. O-arm navigation versus C-arm guidance for pedicle screw placement in spine surgery: a systematic review and meta-analysis. *Int Orthop.* 2020;44(5):919-926. doi: 10.1007/s00264-019-04470-3.
9. Lee JC, Choi SW. Adjacent Segment Pathology after Lumbar Spinal Fusion. *Asian Spine J.* 2015; 9(5):807-817. doi:10.4184/asj.2015.9.5.807.

ПРОБЛЕМНІ АСПЕКТИ ОСТЕОСИНТЕЗУ ПЕРЕЛОМІВ СУЧАСНИМИ ФІКСАТОРАМИ

Білінський П.І., Бут В.П., Марчук Т.Є.

*Національна університет охорони здоров'я України ім. П.Л.Шупика,
м. Київ, Україна*

Останнім часом остеосинтез переломів здійснюється високотехнологічними засобами, які вимагають суворого дотримання розроблених методик їх застосування[4,5,7]. Дороговартісні майстер-класи, короткотривалі курси не достатньо висвітлюють особливості техніки, тонкощі методик остеосинтезу сучасними фіксаторами. Це в значній мірі впливає на результати лікування. В доступній літературі не достатньо висвітлюють проблемні питання, і інші аспекти остеосинтезу сучасними засобами [1,2,3].

Мета роботи–аналіз біомеханічних аспектів сучасних засобів для остеосинтезу переломів довгих кісток, причин ускладнень і незадовільних результатів їх застосування.

Матеріали і методи. На основі літературних даних, вивчення рентгенограм цікавих випадків, історій хвороб пацієнтів із ускладненнями і негативними результатами застосування LCP-пластин, інтрамедулярних блокуючих стрижнів(ІБС), аналізувалася обґрунтованість застосування обраного фіксатора для конкретного перелому, його вплив на зрощення фрагментів. Вияснити справжні причини ускладнень і негативних результатів можна на основі системного аналізу жорсткості фіксації фрагментів, яку забезпечують LCP-пластини і внутрішньокісткові БС, її значення для перебігу репаративної регенерації(РР). Це дозволяє в багатьох випадках розібратися у гносеології причин ускладнень і незадовільних результатів лікування конкретного перелому. Вивчалася відповідність конструкції конкретній лінії перелому, рекомендаціям розробників методик. Досліджувалися доопераційні, операційні і післяопераційні фактори впливу на РР. Вивчалася чимало інших об'єктивних і суб'єктивних факторів, що мали вплив на кінцевий результат лікування переломів.

Фундаментальне значення в остеосинтезі має взаємодія «фіксатор-фрагмент», вона в основному визначає ті процеси, які відбуваються на лінії контакту відламків і забезпечують кінцевий результат лікування перелому. В зв'язку з цим вивчалися репозиційні і фіксаційні можливості фіксатора, його вплив на основні джерела РР - окістя, кістковий мозок,

міжфрагментарний контакт, цілісність м'якотканних структур.

Відмічалася залежність розвитку мозолі, її величини від якості репозиції відламків, жорсткості фіксації. Відмічалися правильність проведення післяопераційного періоду, величина і тривалість дозованого і повного навантаження. Вивчалася чимало інших об'єктивних і суб'єктивних факторів, що мали вплив на кінцевий результат лікування переломів. Аналізувалася також коректність застосування певного фіксатора для лікування окремого випадку, відповідність його рекомендованій методиці, а також техніка виконання оперативного втручання. Фіксувалася тривалість непрацездатності пацієнтів та оперативного втручання на встановлення і видалення фіксатора, проблеми, які при цьому виникають. При переломах LCP-пластин вивчався вплив щільності розміщення гвинтів на зрощення фрагментів. Відмічалися правильність проведення післяопераційного періоду, величина і тривалість дозованого і повного навантаження.

Результати і обговорення. Стабілізація відламків при переломах хірургічної шийки плечової кістки(ХШПК) LCP-пластиною, проведені в головку 5-7 гвинтами, недостатній репозиції фрагментів призводить до асептичного некрозу чи деформуючого артрозу. Подібні ускладнення ми спостерігали у 4 пацієнтів. Остеосинтез LCP-пластинами вимагає доброго контакту відламків. Блокування невправлених фрагментів гвинтами закінчується розвитком псевдоартрозу. Ми спостерігали 3 пацієнтів з подібними ускладненнями при переломах ключиці, 4 – при переломах хірургічної шийки ХШПК, у 5 потерпілих із діафізарними переломами ПК і у 6 випадках із переломами діафіза стегнової кістки(СК). Отже, важливою умовою забезпечення позитивного результату є анатомічна репозиція(АР) фрагментів. Тільки після її досягнення необхідно блокувати гвинти у пластині. Багато лікарів забувають цей важливий момент[6]. Досить проблемним для консолідації є перелом із поперечною лінією зламу. Він вимагає особливо доброго, щільного контакту між відламками. Найбільш обґрунтованим для такого перелому є вторинне зрощення із розвитком періостальної мозолі(ПМ). Вона розвивається при певній мікрорухливості відламків(МРВ), яку може забезпечити на робочій довжині пластини(РДП) вільних від кортикальних гвинтів 4-6 отворів у пластині. Це в свою чергу збільшує довжину LCP пластини. Щільне проведення гвинтів блокує МРВ, не створює умов для їх зрощення. Ми спостерігали таке ускладнення у 6 пацієнтів. Передчасне навантаження прооперованого сегмента деформує LCP-пластину. У 4 пацієнтів це

призвело до її зламу. У випадку застосування значної кількості гвинтів при скалкових переломах кісток гомілки закінчується нейроциркуляторним синдромом, гнійно-некротичними ускладненнями, які ми спостерігали у 5 випадках. А у 3 пацієнтів це призвело до розвитку остеомієліту. За відсутності АР скалкового перелому зрощення фрагментів можливе тільки при значній РДП - ділянки не заповненої гвинтами. Це забезпечує певну МРВ, а вона забезпечує вторинне зрощення через розвиток ПМ. Практика показує, що при скалкових, косих переломах відламки після АР бажано фіксувати 1-3 гвинтами. У такому випадку РДП має бути короткою - це забезпечує первинне зрощення відламків. Практика показує, що накладання ЛСР пластини поверх головок репозиційних гвинтів(РГ)-досить проблематичне, а при наявності 4-5 головок практично не можливе. Ігнорування післярепозиційної стабілізації фрагментів РГ погіршує контакт між ними. У таких випадках консолідацію може забезпечити довга РДП за наявності певної МРВ, яка запускає процес вторинного зрощення відламків. На плечі довга ЛСР пластина у 5 пацієнтів призвела до пошкодження променевого нерва(ПН). У одного пацієнта нерв був притиснутий ЛСР-пластиною до кістки. Для профілактики цього ускладнення перед остеосинтезом переломів ПК ми спочатку робимо мобілізацію ПН. Тривале застосування довгої ЛСР-пластини на ПК призводить до ослаблення кістки, коли фіксатор виконує по суті роль протезу кістки. У 2 пацієнтів після тривалого тримання ЛСР-пластини на ПК при зніманні фіксатора у 3 гвинтах спостерігався ефект зварювання, вони зламались. Через деякий час виникла рефрактура кістки.

При остеосинтезі ЛСР-пластинами застосовуються гвинти із метричною різьбою, яка має погану взаємодію із кісткою. Більшість гвинтів товщиною 5 міліметрів посилюють травматизацію фрагментів, призводять до повторних переломів. У 3 пацієнтів ми спостерігали повторний злам ПК на рівні дистального гвинта. У 2 пацієнтів рефрактура виникла на рівні проксимального гвинта. Ще 3 випадках повторний перелом ПК виник на рівні отвору від гвинта після видалення фіксатора. Частим ускладненням при застосуванні ЛСР-пластин є ефект зварювання. Він створює багато проблем при видаленні фіксатора, а «недокручення» гвинта сприяє дестабілізації сегмента. Таке ускладнення було у 6 випадках.

Застосування ЛСР-пластин забезпечує добрі результати при розумінні тих процесів, які відбуваються на стику відламків після остеосинтезу, правильному розумінні біомеханіки взаємодії «фіксатор-

кістка". Загалом результат лікування LCP- пластинами залежить від знання багатьох деталей. Тому неможна сподіватися тільки на механічні можливості фіксатора, хоча біомеханічна досконалість фіксатора заслуговує на увагу. Важливою умовою забезпечення доброго результату є AP фрагментів. Тільки після її досягнення необхідно блокувати гвинти у пластині. Стабілізація значної кількості гвинтів на кінці пластини створює напруження, а це викликає зменшення міцності кістки, розвиток остеопорозу, деформації або зламу пластини. Таке ускладнення ми спостерігали при переломах хірургічної шийки ПК у 3 пацієнтів. Значна концентрація гвинтів на кінці пластини у 2 випадках призвела до її зламу. Використання значної кількості гвинтів збільшує загальну жорсткість фіксації. При цьому кожен канал від гвинта є зоною перепаду напруження після видалення фіксатора, значно порушує кровопостачання кістки. Визначення оптимальної кількості гвинтів при остеосинтезі LCP-пластинами потребує додаткових досліджень.

Останнім часом ІБО вважається «золотим стандартом» лікування переломів, він має фундаментальні переваги саме при закритому встановленні ІБС із розсвердлюванням кістковомозкового каналу (КМК). Хоча в предсмертних публікаціях Г.А.Ілізаров наголошував, що кістковий мозок(КМ) є - кровотворним органом, відповідає за імунологічні процеси, дає великий відсоток мозолі. Він виступав проти руйнації КМ.

Розсвердлювання руйнує внутрішньокістковий кортикальний кровообіг і запускає періостальне мозолеутворення, яке є основним у зрощенні фрагментів при закритому остеосинтезі(ЗО). При цьому в ділянку перелому виливається гематома і КМ. Вони є основними джерелами зрощення відламків при доброму їх контакті. Це є особливо важливим при багатоуламкових переломах. ЗО забезпечує зрощення відламків при наявності МРВ, ранній динамізації пошкодженого сегменту. Стабілізація відламків при діафізарних переломах ПК вимагає доброго контакту між відламками. Його відсутність у 8 випадках призвела до розвитку псевдоартрозу. У таких випадках ЗО забезпечує зрощення відламків при наявності МРВ, себто еластичній фіксації, навіть за відсутності анатомічної репозиції (АР). Такий остеосинтез здійснюється через невеликі доступи під контролем апаратів ЕОП.

Однак на практиці внаслідок впливу багатьох факторів, за недостатнього матеріального забезпечення проводять відкритий ІБО, при якому значна операційна травма та відсутність навколівідламкової гематоми, переважають процеси резорбції, що призводить до сповільненої

консолідації. Таке ускладнення ми спостерігали у 7 пацієнтів.

Добрий результат при ІБО можна отримати тільки при суворому дотриманні методики. У 4 пацієнтів застосування стержнів невідповідного діаметра призвело до кутових деформацій, розвитку псевдоартрозу. Тонкі стержні за відсутності AP фрагментів у 3 пацієнтів закінчилися зломом фіксатора. Ми спостерігали перелом G-стержня за відсутності репозиції великого вертлюга через 2 місяці після оперативного втручання у пацієнтки похилого віку. Цей фіксатор має чималий об'єм, що вимагає значного розсвердлення проксимального відділу стегнової кістки(СК). Це значно ослабляє її. Для профілактики рефрактури останнім часом рекомендують не видаляти G-стержень після зрощення перелому. Останнім часом набуває популярності стержень PFNA. Проте його застосування вимагає суворого дотримання техніки і методики застосування. Ми спостерігали декілька зламів конструкції, проникнення стержня у кульшову западину, а також-незрощення шийки СК при її зламі. Значна величина зміщення відламків після остеосинтезу ІБС подовжує тривалість лікування та погіршує його результати. Особливо важливим є добрий контакт між відламками при ІБО переломів ПК. Остання в післяопераційному періоді не отримує навантаження по осі відламків. Тому на позитивну дію динамізації розраховувати не приходиться.

Ми вважаємо необґрунтованим використання ІБС через 7-10 днів після відкритого перелому гомілки. Такий передчасний остеосинтез у 6 пацієнтів призвів до вираженого інфікування сегмента, а у 2-х пацієнтів до розвитку остеомієліту. Відкритий ІБО в поєднанні із використанням кортикальних репозиційних гвинтів у 3 випадках також закінчився глибоким остеомієлітичним процесом. Застосування ІБО при переломах проксимального і дистального відділів ПК ми вважаємо не допустимим. У надвиростковій ділянці кістки закінчується КМК, провести блокування стержня на цьому рівні досить складно. Ми спостерігали таку невдалу спробу. ІБО при переломах хірургічної шийки ПК ми вважаємо біомеханічно не обґрунтованим, через значну травматизацію плечового суглобу. При таких переломах ми проводимо закрити репозицію, консервативне лікування.

Біомеханічно необґрунтоване застосування ІБС при переломах вертлюгової ділянки не може забезпечити доброго результату. В нормі стрижень в СК має вводитися через fossa intertrochanterica. Проведення його через великий вертлюг не дає стабільної фіксації фрагментів, у 3-х пацієнтів це призвело до розвитку псевдоартрозу. У 2-х випадках

медіальне введення стержня закінчилося зломом шийки СК.

У 4 пацієнтів застосування стержнів невідповідного діаметра призвело до розвитку псевдоартрозу. Тонкі стержні за відсутності AP фрагментів у 3 пацієнтів закінчилися зломом фіксатора. Ми спостерігали перелом G-стержня за відсутності репозиції великого вертлюга через 2 місяці після оперативного втручання у пацієнтки похилого віку. Значна величина зміщення відламків після остеосинтезу подовжує тривалість лікування та погіршує його результати.

Після широкого застосування ІБС було відмічено, що видалення фіксатора після зрощення перелому є досить травматичним оперативним втручанням. Тому останнім часом ІБС майже не видаляються. Процес видалення ускладнюється ще і тим, що в дистальному відділі ІБС блокується 4-5 гвинтами. Це значно посилює травматичність встановлення і особливо видалення стержня. У одного пацієнта видалення ІБС тривало 4 години. З часом у нього розвинувся гонартроз.

Висновки. Таким чином, ускладнення і негативні результати остеосинтезу при застосуванні сучасних засобів виникають при використанні їх не за показаннями, порушенні методики, техніки оперативного втручання та правильності післяопераційного періоду.

Література.

1. Корж М.О., Яременко Д.О., Горидова Л.Д., Романенко К.К. Помилки та ускладнення в ортопедотравматологічній практиці. Ортопедия, травматология и протезирование. 2010. № 2. С. 5-10.

2. Литвишко В.О. Закономірності утворення кісткового регенерату після діафізарного перелому за умов функціонального лікування з використанням пружно-стійкого з'єднання відламків: дис...док. мед. наук.-Харків, 2018 – 300 с.

3. Попсуйшاپка А.К., Ужигова О.Е., Литвишко В.А. Частота незрощень отломков при изолированных диафизарных переломах длинных костей конечностей. Ортопедия, травматология и протезирование. 2013. № 1. С.39-43.

4. Романенко К.К. Діафізарні переломи довгих кісток, що не зрослися (чинники ризику, діагностика, лікування): Автореф. дис... канд. мед. наук: спец 14.01.21 «Травматология та ортопедія». Харків, 2002. 18 с.

5. Anglen J., Kyle R.F. et al. Блокируемые пластины для переломов конечностей. Остеосинтез. 2011. № 1(14). С. 13-14/

6. Zimmermann G., Henle P., Kusswetter M. и др. Трансформирующий фактор роста (ТФР)-β1 как маркер замедленного сращения переломов. Ортопедия, травматология и протезирование. 2009. № 1. С. 57-65.

7. Ruedi Th.R., Buckley R.E., Moran Ch.G. AO Principles of fracture management. Stuttgart, New York: Thieme, 2007. 947 p.

КОНЦЕПЦІЯ МАЛОКОНТАКТНОГО БАГАТОПЛОЩИННОГО ОСТЕОСИНТЕЗУ І ЇЇ РЕАЛІЗАЦІЯ

Білінський П.І., Бут В.П., Марчук Т.Є.

*Національна університет охорони здоров'я України ім. П.Л.Шурика,
м. Київ, Україна*

Не дивлячись на велике різноманіття засобів для остеосинтезу, результати лікування переломів бажають бути кращими [6]. Серед нових засобів для остеосинтезу необхідно відзначити пластини із різьбовим з'єднанням «пластина-гвинт» (LCP) – пластини із кутовою стабільністю [4,8]. Їх застосування вимагає суворого дотримання методики. При широкому і неуважному застосуванні збільшується кількість негативних результатів. Виникає потреба у розробці фіксаторів де пластина знаходиться на незначній відстані від кістки, а стабільність регулюється кількістю і напрямом введених у фрагменти гвинтів. Проблема зі створенням нових біомеханічно обґрунтованих засобів для остеосинтезу залишається актуальною.

Мета роботи: Побудувати концепцію малоконтактного багато-площинного остеосинтезу, опрацювати методологію її реалізації. На основа цієї концепції розробити новий напрямок хірургічного лікування переломів і псевдоартрозів довгих кісток.

Матеріали і методи. Враховуючи недоліки конструкцій фіксаторів асоціації АО, концепції її СФО, клінічний досвід, традиції Харківської травматологічної школи, теорію опору матеріалів, нами проведені численні біомеханічні, дослідження по вивченню впливу на зрощення відламків контактного, малоконтактного фіксатора. Виявлені біомеханічні переваги багатоплощинної фіксації над одноплощинною. Встановлено що при малоконтактній фіксації, при багатоплощинному проведені гвинтів появляється можливість програмувати жорсткість фіксації відламків.. Морфологічні дослідження підтвердили, що мікрорухомість відламків(МРВ) проявляється розвитком періостальної мозолі. Аналізуючи конструкційні недоліки існуючих фіксаторів ми прийшли до висновку, що найбільш благоприємно репаративна регенерація(РР) перебігає у конструкції «фіксатор-кістка», що мінімально травмує відламки, забезпечує їх стабільну фіксацію. Вона створює нормальні умови для життєдіяльності кістки, дозволяє до певної міри програмувати МРВ. На основі результатів цих досліджень,

системного аналізу впливу багатьох факторів на зрощення відламків кісток нами вперше запропонована і реалізована на практиці концепція малоконтактного багатоплощинного остеосинтезу(МБО) [1, 2, 3]. Концепція захищена 18 патентами України. Доведено, що багатоплощинна фіксація має значні переваги над одноплощинною. Перші патенти отримані нами у 1996 році.

МБО передбачає стабілізацію відламків не притисненням пластини до кістки, а створенням стабільної конструкції «фіксатор-кістка» (Рис.1.). При невеликому контакті з кісткою фіксатори забезпечують взаємодію «пластина-гвинт», проведення їх у різних площинах, МРВ, що програмує перебіг РР. Проведені біомеханічні дослідження на спеціальному стенді підтвердили великі фіксуючі можливості розроблених пристроїв при збереженні МРВ. При їх використанні гіпсова іммобілізація виключається, усуваються умови для розвитку псевдоартрозу.



Рис. 1. Концепція малоконтактного багатоплощинного остеосинтезу

Проведені біомеханічні дослідження на спеціальному стенді підтвердили великі фіксуєчі можливості розроблених пристроїв при збереженні МРВ. При їх використанні гіпсова іммобілізація виключається, усуваються умови для розвитку псевдоартрозу.

Фіксація фрагментів пристроями і фіксаторами(ПФ) для МБО відбувається при малому контакті фіксатора з кісткою, завдяки взаємодії конструкції пластина-гвинт, проведенню гвинтів у різних площинах.

Взаємодія пластина-гвинт протидіє лінійному переміщенню гвинта при лізисі кістки і навантаженні, допускає МРВ, яка визначається довжиною проточки між головкою гвинта і різьбовою його частиною. Проведення гвинтів у різних площинах, взаємодія їх із пластиною забезпечують стабільну фіксацію фрагментів, протидіють вторинному зміщенню. Саме в таких умовах, при малому контакті фіксатора з відламками, наявності певної МРВ відбувається зрощення перелому. При косому переломі потрібно провести репозиційний остеосинтез(РО) гвинтами, це сприяє відновленню несучої здатності кістки. Велика площа контакту, жорстка фіксація фрагментів гвинтами і малоконтактним фіксатором створюють умови для первинного зрощення, сприяють ранній функції сегменту. МРВ у такому випадку дуже мала. Її величина регулюється зміною відстані, півкілець і фіксаційних гвинтів до лінії перелому, а також кількістю і напрямком проведених у фрагменти гвинтів. При збільшенні цієї відстані збільшується МРВ, жорсткість фіксації зменшується, що призводить до розвитку параосальної мозолі. Таким чином, ПФ для МБО дозволяють програмувати жорсткість фіксації, величину МРВ, відповідно певний вид зрощення, що визначається характером лінії перелому, реалізується під дією зовнішньої сили. Система МБО переломів та псевдоартрозів довгих кісток працює автономно, направлена на відновлення функції пошкодженого сегменту, зберігає свої зв'язки і функції при дії зовнішньої сили величиною до 800 Н, що відповідає середній масі тіла пацієнта. Таким чином запропонована нами концепція МБО передбачає МРВ у післяопераційному періоді, що є стимулятором РР.

Надалі, при лізисі кістки багатоплощинна фіксація, створена стабільна система «фіксатор-кістка» протидіє макропереміщенню фрагментів, оптимізує процес зрощення відламків. Враховуючи вищезазначене, нами запропонована і реалізована на практиці система МБО. Система розроблена на базі концепції, на основі системного аналізу біології кістки, взаємодії системи «фіксатор-кістка», процесу

консолідації, особливостей різних видів остеосинтезу та клінічного досвіду. В результаті цього нами запропоновані принципи побудови ПФ для МБО: 1. малий контакт із кісткою; 2. відсутність тиску фіксатора на кістку; 3. проведення гвинтів у різних площинах; 4. взаємодія пластин і гвинтів; 5. забезпечення МВ, її регуляція; 6. можливість монтажу найбільш оптимальної конструкції для конкретного перелому; 7. забезпечення стабільного остеосинтезу при мінімальній довжині імплантатів; 8. створення стабільної системи «пристрій-кістка», що не порушує біологічних властивостей кістки.

Дані принципи послужили основою розробки конструкцій ПФ для остеосинтезу, захищених патентами України, основними конструктивними елементами яких є пластина з пазом і півкільце. Малий контакт і відсутність тиску на кістку забезпечується тим, що пластина лежить на півкільцях. Останні можуть бути розміщені і фіксовані в будь-якому потрібному місці пластини. Це дозволяє до певної міри програмувати МРВ, що особливо важливо на перших етапах консолідації. Проведення гвинтів у різних площинах, взаємодія гвинта і пластини дозволяє створити стабільну систему «пристрій-кістка», а це забезпечує стабільний остеосинтез скалкових переломів та перелому остеопоротичної кістки.

Результати і обговорення. Розроблений нами універсальний пристрій для фіксації кісткових відламків(ПФКВ)(патент України №17502)[4]. забезпечує умови для перебігу РР при використанні для фіксації фрагментів мінімум одного півкільця і двох фіксаційних шурупів, проведених у різних площинах. Така конструкція може бути використана для остеосинтезу переломів і псевдоартрозів кісток ключиці, передпліччя, плеча. Стабілізація переломів СК ймовірно потребує проведення у один фрагмент мінімум 3 шурупів. При цьому для фіксації одного фрагмента може бути використано 1-2 півкільця.

Стабілізація фрагментів ПФКВ призводить до відновлення несучої здатності пошкодженого сегмента. Завдяки певній віддаленості пластини фіксатора від кістки збільшується ширина поперечного перерізу біомеханічної конструкції «фіксатор-кістка». При цьому зростає несуча здатність пошкодженого сегменту. Одночасно зберігається еластичність фіксації. Біомеханічно-стабільна система «фіксатор-кістка» створює добрі умови для перебігу РР. Цьому сприяють відсутність тиску пластини на кістку, багатоплощинне проведення гвинтів, наявність елемента взаємодії пластина-гвинт. Ця взаємодія протидіє лінійному переміщенню гвинта при лізисі кістки і

навантаженні, допускає МРВ, яка визначається величиною проточки між головкою гвинта і його різьбовою частиною. Мікрорухомість буде більшою на боці протилежному від пластини, що призводить до формування асиметричної мозолі. Із боку пластини, стабільність фіксації більша, тут проходить первинне зрощення фрагментів. Система «фіксатор-кістка» дозволяє до певної міри програмувати величину МРВ, що оптимізує перебіг РР. Мікрорухливість повинна бути різнонаправленою. Саме таку мікрорухливість і забезпечує ПФКВ. При однонаправлених переміщеннях відламків з малою амплітудою і частотою формується псевдоартроз [7]. Жорсткість фіксації ПФКВ збільшується при приближенні фіксаційних гвинтів, півкілець до лінії перелому. При косій лінії перелому проводиться репозиційний остеосинтез (РО) 2-3 гвинтами, що забезпечує первинне зрощення фрагментів. Конструкція ПФКВ легко накладається поверх головок репозиційних гвинтів(РГ). У таких випадках використати LCP пластину поверх головок РГ практично не можливо.

Крім цього конструкція «фіксатор-кістка» протидіє переходу МРВ у їх макропереміщення під дією зовнішньої сили. Саме в таких умовах, при малому контакті фіксатора із фрагментами, наявності певної МРВ проходить їх зрощення.

Завдяки невеликій віддаленості пластини від кістки забезпечується еластичність МБО, МРВ, вона буде більшою на боці, протилежному від пластини. Мікрорухомість забезпечує формування періостальної мозолі у вигляді «банана», при поперечній лінії зламу. Регулюючи відстань між півкільцями, можна до певної міри впливати на величину періостальної реакції, мозолі. При зменшенні відстані між півкільцями збільшується жорсткість фіксації, що буде проявлятися меншою періостальною реакцією.

Використання ПФКВ завдяки багатопощинному проведенні гвинтів дозволить провести остеосинтез фрагментів СК при переломах після ендопротезування. Завдяки наявності ніжки протезу у внутрішньокістковому каналі використання інших фіксаторів часто малоефективне. Фіксатори незамінні при переломі остеопоротичної кістки, псевдоартрозах. Запропоновані фіксатори значно покращують якість життя пацієнтів, вкорочують тривалість лікування. Розроблені нами ПФ для МО дозволяють вибрати найбільш оптимальну конструкцію для конкретного перелому. Це визначається характером лінії зламу, міцністю кістки, місцем перелому. Переважно для фіксації фрагментів СК на пластині фіксатора стабілізують 2-4 півкільця.

Останні мають від 1 до 3 отворів, розміщених по одну або обидві сторони від різьбового стабілізаційного отвору.

При остеосинтезі поперечних переломів СК після анатомічної репозиції відламків, при доброму їх контакті на рівні перелому 4-6 отворів пластини ПФКВ залишаємо вільними від гвинтів, це забезпечує МРВ в післяопераційному періоді, вторинне зрощення із розвитком деякої переостальної мозолі. При косому, чи скалкового переломі після анатомічної репозиції проводиться РО 2-5 РГ. У випадку скалкового перелому більший відламок фіксується до основного фрагмента. Це збільшує жорсткість фіксації, забезпечує первинне зрощення відламків, сприяє оптимальному перебігу РР, відновленню несучої здатності сегменту. Розроблений нами ПФКВ легко накладається поверх головок РГ, застосування LCP пластини в таких випадках практично не можливе.

На репоновані фрагменти ПФКВ накладаються поверх окістя, окремих м'язових волокон. Півкільця при остеосинтезі СК фіксуються на пластині так, щоб 2 отвори були по передній поверхні і 1 по задній поверхні. Це дає можливість провести 2 кортикальні гвинти: один із заду на перед, другий із переду на зад, під перехрестом в 69-90°. Таке перехресне проведення гвинтів посилює стабільність фіксації, протидіє відходу пластини від кістки.

Висновки. Таким чином, на підставі системного аналізу біології кістки, процесу консолідації, факторів, від яких залежить перебіг РР, конструкцій фіксаторів та їх вплив на стан відламків, жорсткість їх фіксації в динаміці нами розроблена концепція МБО де врахована перевага багатоплощинної фіксації, мінімального тиску фіксатора на кістку, можливість регуляції жорсткості фіксації, МРВ шляхом створення біомеханічної конструкції «фіксатор-кістка», що створює умови для зрощення відламків. На основі концепції розроблений новий напрям лікування переломів і псевдоартрозів кісток, запропоновані принципи побудови ПФ для МБО. Запропоновані ефективні методики їх застосування, які впроваджені в практику.

Література

1. Білінський П.І. Фрактурологія. Принципи малоконтактного остеосинтезу//Ортопедія. травматологія і протезування. 2002.-№ 1.-С.79-81.
2. Білінський П.І.Порівняльний аналіз стабілізуючих можливостей одноплощинної і багатоплощинної фіксації//Вісник ортопедії, травматології та протезування.-2002.-№3.-С.44-47.

3. Білінський П.І. Теоретичне обґрунтування багатоплощинного малоконтактного осеосинтезу переломів кісток // Військова медицина України.-2003.-Т.3, №3-4.-С.153-157.
4. Блокируемые пластины для переломов конечностей / Anglen J., Kyle R. F. [et al.] // Osteosинтез. 2011. № 1 (14). С. 13-14
5. Патент №17502 UA, МПК А61 В 17/58,17/62.Пристрій для фіксації кістковихвідламків/П.І.Білінський(UA); №96051961;Заявл.20.05.96.Опубл.31.10.97,Бюл.№5.-4с.
6. Помилки та ускладнення в ортопедо-травматологічній практиці / [Корж М. О., Яременко Д. О., Горидова Л. Д., Романенко К. К.] // Ортопедия, травматология и протезирование. – 2010. – № 2. – С. 5–10.
7. Попсуйшапка А.К. Функциональное лечение диафизарных переломов конечностей (клиническое и экспериментальное обоснование): дис...доктора мед.наук:14.01.21 / Алексей Корнеевич Попсуйшапка.- Харьков,1991.-323 с.
8. Gardner M. J. Failure of fracture plate fixation / M. J. Gardner, J. M. Evans, R. P. Dunbar // J. Am. Acad. Orthop. Surg. – 2009. – Vol. 17, № 10. – P. 647–657.

АНАЛІЗ РОЗПОДІЛУ НАПРУЖЕНЬ В МОДЕЛЯХ ТАЗУ ЛЮДИНИ З ЕНДОПРОТЕЗАМИ РІЗНИХ КОНСТРУКЦІЙ ПІСЛЯ РЕЗЕКЦІЇ КУЛЬШОВОЇ ЗАПАДИНИ

Бондаренко С.Є¹, Ватаманіца Д.Б.¹, Галузинський О.А.¹
Карпінський М.Ю.¹, Ярьсько О.В.¹, Бурбурська С.В.²

¹ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І.Ситенка
НАМН України», Харків

²Компанія Товариство з обмеженою відповідальністю "Остеоніка", Київ

Ключові слова: кісткова онкологія, резекція тазових кісток, ендопротезування, індивідуальні ендопротези, 3D-друк.

Вступ. Незважаючи на значний прогрес у хірургічних технологіях, до сьогодні не існує універсального або «золотого стандарту» реконструкції післярезекційних дефектів тазу. У літературі описано широкий спектр методик, включаючи біологічні реконструкції з використанням ауто- та алотрансплантатів, алотрансплантат-протезні методики, модульні ендопротези, індивідуально виготовлені 3D-друковані імплантати, а також альтернативні підходи, такі як артродез кульшового суглоба або транспозиція кульшового суглоба [1].

Широке впровадження комп'ютерного планування та технологій 3D друку відкрило нову еру у реконструкції тазових дефектів. Одним із визначальних прикладів є робота Wang та співавторів, які описали використання індивідуальних титанових імплантатів, виготовлених за результатами тривимірного моделювання дефекту кожного конкретного пацієнта. Цей підхід дозволяє забезпечити максимальну анатомічну відповідність, що особливо важливо при дефектах, що охоплюють кілька сегментів тазу. Оптимізація прилягання імпланта до кісткових країв знижує ризик нестабільності та перевантажень у місцях контакту, що, в свою чергу, покращує довгострокову стабільність конструкції.

Крім того, 3D друковані імплантати можуть мати пористу поверхню, що сприяє остеоінтеграції, і забезпечують можливість інтеграції кульшового компоненту без значних модифікацій металевих компонентів протеза. Клінічні серії з використанням цих конструкцій продемонстрували сприятливі функціональні результати та нижчу частоту механічних ускладнень порівняно зі стандартними рішеннями, хоча технологічна та фінансова складність підготовки залишається

високою. Саме тому біомеханічні аспекти застосування подібних конструкцій потребують ретельного дослідження [2].

Мета. Визначити особливості розподілу напружень в моделях тазу людини з ендопротезами різних конструкцій після резекції кульшової западини внаслідок онкологічних захворювань.

Матеріали та методи. В лабораторії біомеханіки «ДУ Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України» була розроблена базова скінчено-елементна модель тазового поясу людини зі стегновими кістками [3].

На базовій моделі створювали 3 варіанти ендопротезування лівого кульшового суглоба в умовах післярезекційного сегментарного дефекту кісток таза, що поширюється на лобкову, сідничну та клубову кістки та порушує цілісність переднього напівкільця таза:

- ендопротезування з використанням індивідуального ендопротеза без заміщення дефекта горизонтальної гілки лобкової, сідничної кісток, без відновлення цілісності тазового кільця(модифікований «ice cream cone»);
- ендопротезування з використанням індивідуального ендопротеза із заміщенням безпосередньо суглобових поверхонь, лобкової, сідничної кісток, відновленням цілісності тазового кільця;
- для порівняння, в якості контролю, використовували модель без дефектів тазових кісток зі стандартним ендопротезом кульшового суглоба з press-fit фіксацією ацетабулярного компонента.

Моделі індивідуальних ендопротезів розроблені і надані компанії "Остеоніка". Дані моделі ендопротезів адаптуються індивідуально до кожного пацієнта на основі STL-моделей, що створюються після сегментації КТ-зображень. Ендопротези виготовляються з титану методом 3D-друку.

У нашому дослідженні матеріал вважався однорідним та ізотропним. В якості скінченого елемента, був обраний 10-вузловий тетраедр з квадратичною апроксимацією. Усі матеріали, з яких склалися моделі, одержали відповідні механічні властивості, такі як модуль пружності Юнга та коефіцієнт Пуассона. Механічні властивості біологічних тканин було обрано згідно з літературою [4, 5]. Властивості металоконструкцій було обрано відповідно до технічної довідкової літератури [6, 7].

В процесі дослідження моделювали одноопорне стояння на лівій нижній кінцівці. Для цього моделі навантажували вертикальною розподіленою силою величиною 540 Н, що відповідає середній вазі людини без урахування ваги опорної кінцівки. Між великим вертлюгом лівої стегнової кістки та крилом клубової кістки імітували дію аддукторів стегна, шляхом введення відповідних сил. Моделювали дію *m. gluteus medius* (середній сідничний м'яз) силою 1150 Н та *m. gluteus minimus* (малий сідничний м'яз) силою 50 Н [8, 9]. В ділянці колінного суглоба на рівні виростків лівої стегнової кістки всі моделі мали жорстке закріплення.

Результати. Для порівняння рівня напружень в елементах моделей з індивідуальними ендопротезами і резекційним дефектом кісток що утворюють кульшову западину в якості контролю була обрана модель без дефекту кісток таза і стандартним ендопротезом кульшового суглоба. Проведене дослідження дозволило визначити, що в кістках тазу напруження максимальної величини 46,2 МПа виникають над чашкою ендопротеза в нижній сідничній вирізці. Трохи нижчий рівень напружень 31,2 МПа спостерігається в верхній клубової ості та в нижній передній клубової ості – 21,6 МПа. У великій сідничній вирізці напруження зареєстровані на рівні 13,4 МПа. В правій лобкової кістці рівень напружень значно нижчий визначається на позначках 6,1 МПа і 5,9 МПа в її горизонтальній та нисхідній гілках відповідно. В правій лобкової кістці (з контролатерального боку) величина напружень не перевищує позначки 2,9 МПа. Серед елементів ендопротезу найбільш напруженою визначали його шийку, напруження в якою набували максимуму 92,3 МПа. Максимальний рівень напружень в чашці не перевищував позначки 36,7 МПа.

Наступним кроком роботи моделювали варіант ендопротезування кульшової западини після видалення лобкової, сідничної кісток, кульшової западини, без відновлення цілісності тазового кільця. Визначено, що при використанні ендопротеза кульшової западини після видалення лобкової, сідничної кісток, кульшової западини, без відновлення цілісності тазового кільця, напруження в кісткових елементах на стороні резекції значно нижчі за показники контрольної моделі. Так, максимальний рівень напружень визначені в верхній клубовій ості і не перевищують позначки 21,6 МПа. Приблизно на тому ж рівні 20,7 МПа зафіксована максимальна величина напружень в нижній сідничній вирізці під клубовим фланцем ендопротеза. Практично вдвічі нижчий рівень напружень спостерігали в великій

сідничній вирізці 11,1 МПа та в нижній передній клубовій ості – 15,3 МПа. При цьому, в порівнянні з контрольною моделлю, з інтактного боку напруження в правій лобковій кістці підвищуються до позначки 4,5 МПа.

Було визначено, що найбільш напруженим елементом ендопротеза даного типу є гвинти в клубовому фланці, напруження в яких сягають позначки 182,3 МПа. При цьому напруження в самому клубовому фланці спостерігали на досить низькому рівні 29,0 МПа. Причиною такого розподілу напружень є консольний варіант кріплення чашки. Напруження в клубовому штифті та компресуючому гвинті розподіляються в пропорції 1:3, в абсолютних значеннях це 27,7 МПа та 75,7 МПа, відповідно. В чашці ендопротеза зафіксовано найнижчий рівень напружень 17,5 МПа, що вдвічі нижче за модель без ушкоджень тазових кісток. Але, в порівнянні з моделлю без дефектів тазових кісток, напруження в шийці ендопротеза зростають на 10 % і визначаються на рівні 103,2 МПа.

При використанні ендопротеза що відновлює цілісності тазового кільця, в порівнянні з контрольною моделлю, спостерігали значне підвищення рівня напружень в зонах прикріплення ендопротеза, а саме, в нижній сідничній вирізці під клубовим фланцем ендопротеза до позначки 79,6 МПа та до 69,0 МПа в великій сідничній вирізці. Практично в 8 раз підвищився рівень напружень в правій (неушкодженій) лобковій кістці, де він досягнув позначки 33,5 МПа, що є наслідком того, що вона є другою точкою фіксації ендопротеза. При цьому, в верхній та нижній передній остях клубової кістки визначено зниження величин напружень в 2 рази до рівня 13,4 МПа та 10,7 МПа, відповідно.

Двохопорне закріплення ендопротеза даної конструкції відображається і на розподілі напружень в елементах самого ендопротеза. Максимальний рівень напружень переміщується саме на гвинти в контролатеральній лобковій кістці, і визначається на позначці 113,4 МПа. Наявність тільки одного клубового штифта робить його самим напруженим – 88,4 МПа, а також призводить до підвищення навантажень на клубовий фланець над чашкою до 78,5 МПа. Але завдяки наявності другої точки кріплення (на лобковій кістці) напруження в гвинтах клубового фланця не перевищують позначки 86,8 МПа, що більш ніж вдвічі нижчі на моделі ендопротеза що не відновлює тазове кільце. Цікаво відмітити, що елементи ендопротеза, які заміщують видалену лобкову кістку напружуються значно більше

ніж ці елементи самої кістки при ендопротезуванні неушкодженого таза. Так, напруження на елементі, який заміщує горизонтальну гілку лобкової кістки визначено на рівні 23,5 МПа, що практично в 4 рази перевищує показник моделі без видалення цієї кістки. В елементі, що заміщує нисхідну гілку лобкової кістки, різниця напружень з контрольною моделлю не така виразна і складає 23 %, що в абсолютних значеннях дає показник 7,7 МПа. Рівень напружень 20,5 МПа в чашці ендопротеза визначається нижчим за контрольну модель, але трохи вищим за модель без відновлення тазового кільця. Напруження 98,4 МПа в шийці ендопротеза також визначені на проміжному рівні в порівнянні з іншими моделями.

Ендопротезування з відновленням тазового кільця викликає значне підвищення рівня напружень в місцях кріплення ендопротеза на клубовій кістці та неушкодженій лобковій кістці з контралатерального боку. При цьому знижується до мінімуму рівень напружень в верхній та нижній остях клубової кістки. На підвищення рівня напружень в елементах ендопротеза, які відтворюють лобкову кістку не варто звертати увагу, так як для титану такі напруження не є критичними. Підвищений рівень напружень в кісткових елементах моделі при такому варіанті ендопротезування можна пояснити більшою жорсткістю титану в порівнянні з кістковою тканиною, а також значно більшою вагою металевої конструкції.

Відмова від відтворення тазового кільця, з використанням ендопротеза відповідної конструкції, призводить до порушення його жорсткості, збільшенню рухомості клубової кістки на ушкодженому боці, наслідком чого є зниження до мінімуму рівня напружень в кісткових елементах моделі.

Обговорення. Питання заміщення резекційних периацетабулярних дефектів, є досить висвітленим на теперішній час. Більшість досліджень, констатує поступове покращення результатів лікування на фоні еволюції технологій виготовлення імплантатів, при стабільно високому рівні ускладнень механічного характеру та наголошують на необхідності поглиблення знань у цій сфері [10, 11, 12].

Можлива реалізація двох принципово різних підходів, з відновленням цілісності тазового кільця та без такого, за рахунок специфічної форми імплантату та розташування фіксуючих елементів. З біомеханічної точки зору кращим, таким що знижує напруження на фіксуючих елементах імплантату є конструкція що не відновлює тазове кільце. Проте зниження напруження відбувається за рахунок пружно

еластичних, амортизуючих властивостей крижово-клубового зчленування, яке в свою чергу неминуче буде зазнавати дегенеративних змін, що реалізуються больовим синдромом. Така ситуація може виявитись неприйнятною за високого індексу маси тіла пацієнта. Відновлення цілісності тазового кільця за рахунок елементів імплантату, що заміщують лобкову та сідничну кістки, ригідно з'єднуються з контралатеральною лобковою кісткою, призводить до вираженого збільшення напружень на фіксуючих елементах лобкової кістки і може призвести до зламу останніх чи появи нестабільності, за циклічних навантажень. Водночас напруження на штифті та гвинтах клубової кістки знижується, що в сукупності зі стабільністю тазового кільця, забезпечить більш переконливі клінічні результати. Така опція створює кращі умови для менеджменту «мертвого простору» в зоні втручання та пришвидшує реабілітацію, проте за збільшеного індексу маси тіла, також, має бути використана з насторогою.

Висновки. Застосування ендопротеза без відновлення цілісності тазового кільця призводить до істотного зниження напружень у кісткових елементах з протезованого боку, хоча й супроводжується підвищенням напружень на гвинтах клубового фланця.

Ендопротезування з відновленням тазового кільця спричиняє значне збільшення напружень у зонах фіксації протеза, особливо в області неушкодженої лобкової кістки, що стає другою опорною ланкою конструкції. Підвищення напружень в елементах ендопротеза та моделі кісток пов'язане з високою жорсткістю та масою титанових компонентів.

За критеріями мінімізації напружень у кістках і в ендопротезі більш сприятливим є варіант без відновлення тазового кільця.

Література.

1. Fujiwara T, Ogura K, Christ A, Bartelstein M, Kenan S, Fabbri N, Healey J. Periacetabular reconstruction following limb-salvage surgery for pelvic sarcomas. *J Bone Oncol.* 2021; 31:100396. doi: 10.1016/j.jbo.2021.100396.
2. Hu X, Li C, Tang X, Wang Y, Luo Y, Zhou Y, Tu C, Yang X, Min L. Clinical Application of 3D-Printed Custom Hemipelvic Prostheses With Negative Poisson's Ratio Porous Structures in Reconstruction After Resection of Pelvic Malignant Tumors. *Orthop Surg.* 2025;17(6):1691-1701. doi: 10.1111/os.70040.
3. Вирва О.Є, Ватаманіца Д.Б., Карпінський М.Ю., Ярьсько О.В. Математичне моделювання деформацій кульшової западини після переломів типу 62-B1.3 за класифікацією АО/ASIF та ендопротезування в комбінації з

остеосинтезом. Ортопедия, травматология и протезирование. 2022. (3-4): 39-44. DOI: 10.15674/0030-598720223-439-44

4. Бондаренко С.С., Денисенко С.А., Карпінський М.Ю., Яресько О.В. Дослідження впливу чашок ендопротезів кульшових суглобів із пористого титану на розподіл напружень у кістковій тканині (математичне моделювання). Травма. 2021; 22(3): 28-37. DOI: 10.22141/1608-1706.3.22.2021.2363202021

5. Березовский В.А., Колотилев Н.Н. (1990). Биофизические характеристики тканей человека: Справочник. Київ: Наукова думка. 224 с.

6. Niinomi M. Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications. J Mech Behav Biomed Mater. 2008;1(1):30-42. doi: 10.1016/j.jmbbm.2007.07.001, PMID: 19627769

7. Gere J.M., Timoshenko S.P. Mechanics of Material. 1997. P. 912

8. Crowninshield, R. D. and Brand, R. A. (1981) A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion. J. Biomechanics 14, 793-801

9. Тяжелов А.А., Карпинский М.Ю., Карпинская Е.Д., Гончарова Л.Д., Климовицкий Р.В. Моделирование работы мышц тазового пояса после эндопротезирования тазобедренного сустава при различной величине общего бедренного офсета. Травма. 2017; 18 (6). 133-140. DOI: 10.22141/1608-1706.6.18.2017.121191

10. Issa SP, Biau D, Babinet A, Dumaine V, Le Hanneur M, Anract P. Pelvic reconstructions following peri-acetabular bone tumour resections using a cementless ice-cream cone prosthesis with dual mobility cup. Int Orthop. 2018 Aug;42(8):1987-1997. doi: 10.1007/s00264-018-3785-2. Epub 2018 Jan 27.

11. Wang J, Min L, Lu M, Zhang Y, Wang Y, Luo Y, Zhou Y, Duan H, Tu C. Three-dimensional-printed custom-made hemipelvic endoprosthesis for primary malignancies involving acetabulum: the design solution and surgical techniques. J Orthop Surg Res. 2019 Nov 27;14(1):389. doi: 10.1186/s13018-019-1455-8. .

12. Huang X, Huang D, Lin N, Yan X, Qu H, Ye Z. 3D-Printed Prosthesis with an Articular Interface for Anatomical Acetabular Reconstruction After Type I + II (+ III) Internal Hemipelvectomy: Clinical Outcomes and Finite Element Analysis. J Bone Joint Surg Am. 2025 Jan 15;107(2):184-195. doi: 10.2106/JBJS.23.01462. Epub 2024 Oct 15.

КОРОТКОСТРОКОВИЙ КЛІНІЧНИЙ РЕЗУЛЬТАТ РЕВІЗІЙНОГО ЕНДОПРОТЕЗУВАННЯ КУЛЬШОВОГО СУСТАВА З ІНДИВІДУАЛЬНИМ 3D ПОРИСТИМ АЦЕТАБУЛЯРНИМ ІМПЛАНТОМ З ПОКРИТТЯМ ZrTaN

Бондаренко С.Є.¹, Таран А.В.², Воронцов П.М.¹, Сухін К.М.³,
Макаров В.Б.^{3,4}, Приз О.В.⁵, Бурбурська С.В.⁶

1. *Інститут патології хребта та суглобів ім. М. І. Ситенка НАМН України, Харків, Україна*
2. *Національний науковий центр «Харківський фізико-технічний інститут», Інститут фізики плазми, Харків, Україна*
3. *Український державний університет науки і технологій, Дніпро, Україна*
4. *Комунальне некомерційне підприємство «Міська клінічна лікарня № 16», Дніпро, Україна*
5. *ТОВ «Велта Медікал», Дніпро, Україна*
6. *ТОВ «Остеоніка», Київ, Україна*

Ключові слова. 3D-друкований імплантат, трабекулярний титан, ревізійний кульшовий суглоб, дефект кістки, покриття ZrTaN

Вступ. Титан та його сплави є найчастішими металевими імплантаційними матеріалами, що використовуються при створенні імплантатів для ревізійного ендопротезування кульшового суглоба. Покриття титанових імплантатів повинні бути нецитотоксичними та зменшувати імунну відповідь, властиву титановим імплантатам, щоб забезпечити максимальну остеоінтеграцію.

Мета. Оцінити короткострокові клінічні результати ревізійного ендопротезування кульшового суглоба з використанням 3D-друкованих індивідуальних пористих титанових ацетабулярних імплантатів з біоінертним покриттям ZrTaN.

Матеріали та методи. Проведено проспективний аналіз 7 пацієнтів, яким проведено ревізійну артропластику кульшового суглоба з використанням 3D-друкованих індивідуальних пористих титанових ацетабулярних імплантатів з біоінертним покриттям ZrTaN. Ці імплантати, розроблені на основі даних 3D-КТ за допомогою програмного забезпечення Solidworks та виготовлені за допомогою лазерного спікання з титанового порошку Ti-6Al-4V, мали пористу структуру з пористістю 350-400 мікрон з пористістю 70-80% для сприяння росту губчастої кістки. Синтез покриттів проводився методом плазмового осадження у вакуумно-дуговій системі розряду типу «Булат». Покриття наносилися з використанням легованого

катода складу $Zr_{80}Ta_{20}$. Покриття наносилися на поверхні ацетабулярного імплантату.

Результати. Перші короткострокові клінічні результати протягом 2 років після операції довели хороші функціональні результати у всіх 7 пацієнтів. Післяопераційні оцінки за шкалою Харріса коливалися від 90 до 95 балів. Рентгенологічний аналіз підтвердив повну інтеграцію губчастої кістки в пористі структури імплантатів без будь-яких втрат навколо неї.

Висновки. 3D-друковані індивідуальні пористі титанові імплантати з біоінертним покриттям $ZrTaN$ у всіх випадках показали позитивний клінічний результат протягом перших 2 років після операції. Покриття $ZrTaN$ на титанових чашках імплантатів кульшового суглоба можна вважати перспективною технологією завдяки високим механічним властивостям та зручній морфології поверхні.

МОДЕЛЮВАННЯ СИЛ М'ЯЗІВ ЛОПАТКИ, ЯКІ ВИНИКАЮТЬ ПРИ ЗГИНАННІ ВЕРХНЬОЇ КІНЦІВКИ В ПЛЕЧОВОМУ СУГЛОБІ

Долгополов О.В.¹, Безрученко С.О.¹, Занько І.С.¹
Суворов В.Л.¹, Карпінська О.Д.², Карпінський М.Ю.²

¹ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», м. Київ

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

Вступ. Поєднанні переломи лопатки та ключиці є рідкісною травмою, яка зазвичай виникає внаслідок високоенергетичного механізму, зокрема вогнепального або мінно-вибухового поранення у пацієнтів із бойовою травмою і становить 3%-5% усіх переломів плечового поясу та 1% від загальної кількості переломів у цивільних пацієнтів [1]. Вперше дана комбінація переломів була описана Ganz та Noesberger у 1975 році, і для її позначення було запропоновано термін «флотуюче плече» (floating shoulder) [2]. В 1993 році Goss та ін. запровадили термін «верхнього плечового підвісного комплексу» (superior suspensory shoulder complex (SSSC)), який включає в себе кісткові та м'якотканинні структури, які забезпечують біомеханіку плечового суглоба, зокрема: гленоїд лопатки, дзьобоподібний відросток лопатки, дзьобоподібно-ключичні зв'язки, надплечово-ключичний суглоб, надплечовий кінець ключиці та надплечовий відросток лопатки [3]. Згодом поняття «флотуюче плече» було відокремлено і стало називатись «подвійне пошкодження» верхнього плечового підвісного комплексу («double disruption» of the superior suspensory shoulder complex (SSSC)) [4]. Обидва ці анатомічні утворення (лопатка і ключиця) відіграють ключову роль у стабілізації і передачі навантажень від верхньої кінцівки до тулуба. Ключиця забезпечує зв'язок між грудним скелетом і лопаткою, підтримуючи правильне положення останньої, тоді як лопатка є основою для прикріплення численних м'язів, що забезпечують рухи плечового суглоба. Підняття руки передбачає рух як у гленоплечовому суглобі, так і в лопатково-грудному зчленуванні. При поєднаному пошкодженні структур цих суглобів, порушується як цілісність кісткового кільця надпліччя, так і м'язово-зв'язковий баланс. Це може призводити до серйозних обмежень у русі верхньої кінцівки, включаючи зниження можливості відведення, згинання, обертання у плечовому суглобі, а

також до асиметрії плечового поясу. Механізми компенсації з боку м'язів-антагоністів і стабілізаторів стають неефективними, що ускладнює функціональне відновлення. Особливо вираженими є порушення координації між рухами лопатки та плечової кістки (так званий *scapulohumeral rhythm*), що додатково посилює дисфункцію, а лікування травм такого типу вже багато років є предметом дискусій, і наразі не існує єдиної думки щодо оптимального підходу до лікування.

Мета роботи. Визначити величину сили та крутних моментів, які створюють м'язи, відповідальні за стабілізацію лопатки та ключиці при згинанні руки.

Матеріали і методи. Моделювання проводили в пакеті OpenSim [5]— відкритій платформі, яка розроблена в Центрі біомедичних обчислень НІН Стенфордського університету для м'язово-скелетного моделювання, яка дозволяє будувати цифрові моделі людського тіла, відтворювати рухи та оцінювати внутрішні біомеханічні параметри такі як м'язові сили, реактивні навантаження в суглобах та інше.

Базова модель для моделі DAS3 - тривимірна модель плеча та верхньої кінцівки для моделювання динаміки руки в реальному часі, включаючи незалежний м'язовий контроль лопатки та ключиці [6].

Аналізували силу та крутний момент, які створюють м'язи, відповідальні за стабілізацію лопатки при згинанні (підйомі руки) вперед на 90° [7].

Проводили аналіз роботи наступних м'язів:

Mm. Rhomboideus. Група глибоких власних м'язів плеча, які разом з груднинно-ключично-соскоподібним, трапецієподібним, грудним м'язами, найширшим м'язом спини і переднім зубчастим м'язом утворюють плечовий пояс. М'язи відводять, піднімають і обертають лопатку, розгинають медіальний край лопатки, утримуючи її в положенні на задній грудній стінці.

Trapezius scapularis та clavicularis. Трапецієподібний м'яз має три частини. Верхня підтримує руку; середня - втягує лопатку, нижня бере участь у медіальному повороті й притисканні лопатки.

Serratus anterior (upper). Великий, плоский, зубчастий м'яз, розташований на бічній стінці грудної клітки, під лопаткою. Основні функції: витягує лопатку вперед, від хребта, що необхідно для таких рухів, як віджимання, кидання і піднімання рук; допомагає обертати лопатку вгору, що дозволяє піднімати руку вище 90° та утримує лопатку притиснутою до грудної клітки, запобігаючи їй відшаруванню (так звана "крилоподібна лопатка").

Levator scapulae. Функція підіймача лопатки полягає в піднятті лопатки і нахилі порожнини гленоїду донизу шляхом обертання лопатки донизу.

На графіках крутних моментів враховуємо модульні значення. Крутні моменти враховують напрямок дії сили, і при зростанні від'ємних значень це не зниження моменту, а зміна напрямку дії [8, 9].

Результати. При підйомі руки вперед до 90° біомеханіка плечового поясу включає складну взаємодію між плечовим (гленогумеральним), лопаточно-грудним (скапулоторакальним) та іншими суглобами, з акцентом на рух лопатки, який є ключовим для забезпечення повного діапазону руху. [10].

При підйомі руки вперед до 90° відбувається комбінація рухів у кількох суглобах: плечовий суглоб (гленоїд) забезпечує флексію плечової кістки; ключично-грудинний комплекс дозволяє рухи лопатки відносно грудної клітки та груднинно-ключичний та надплечово-ключичний суглоби забезпечують рух ключиці, що сприяє позиціонуванню лопатки. Для забезпечення плавного руху плеча співвідношення між рухом гленогумерального суглоба та лопатки становить приблизно 2:1 (скапулогумеральний ритм). Наприклад, на кожні 2° флексії в гленогумеральному суглобі припадає 1° руху лопатки [11]

При флексії руки до 90° лопатка виконує кілька типів рухів у скапулоторакальному комплексі. Верхня ротація – нижній кут лопатки зміщується латерально та вгору, а верхній кут – медіально та вниз приблизно на кут $20\text{--}30^\circ$ (залежно від індивідуальних особливостей). Це основний рух, який дозволяє акроміальному відростку лопатки піднятися та уникнути імпінджменту (затискання) структур в субакроміальному просторі. Задній нахил – нижній кут лопатки дещо відхиляється назад (постеріорно) на кут до $10\text{--}15^\circ$, що допомагає підтримувати простір у субакроміальному просторі. Латеральне зміщення - лопатка злегка зміщується вперед і латерально навколо грудної клітки, адаптуючись до руху руки вперед. Ці не значні рухи забезпечують оптимальне позиціонування гленоїдальної порожнини для підтримки плечової кістки та максимізації діапазону руху.

Рухи лопатки контролюються кількома ключовими м'язами. Верхній пучок трапецієподібного м'яза сприяє верхній ротації та підйому лопатки. Нижній пучок трапецієподібного м'яза стабілізує нижній кут лопатки та сприяє верхній ротації. Передній зубчастий м'яз (*serratus anterior*): основний м'яз для верхньої ротації та латерального зміщення лопатки, утримує її біля грудної клітки. Ромбоподібні м'язи

та середній пучок трапецієподібного м'яза стабілізують лопатку, запобігаючи надмірному латеральному зміщенню. Грудний малий м'яз (*pectoralis minor*) може сприяти задньому нахилу та стабілізації. Ключиця також відіграє важливу роль. У груднинно-ключичному суглобі відбувається підйом (*elevation*) і задня ротація ключиці, що дозволяє лопатці рухатися вгору. В надплечово-ключичному суглобі відбувається незначна ротація, що сприяє адаптації акроміона до руху лопатки.

Trapezius clavicular (верхній пучок трапецієподібного м'яза) бере початок від зовнішнього потиличного горбка, медіальної третини верхньої шийної лінії потиличної кістки та зв'язки *puchae*, прикріплюючись до заднього краю латеральної третини ключиці. М. *Trapezius clavicular* відіграє важливу роль у флексії руки, сприяючи руху лопатки. Він забезпечує верхню ротацію та підйом лопатки та стабілізацію лопатки. Флексія руки, особливо до 90° , передбачає підйом руки вперед, що вимагає скоординованого руху плечового (гленогумерального) суглоба та лопаточно-грудного (скапулоторакального) комплексу. М'яз сприяє ритму плечолопаткового суглоба через прикріплення до ключиці та лопатки.

У результаті моделювання активності верхнього пучка трапецієподібного м'яза під час флексії верхньої кінцівки встановлено, що до кута $30\text{--}35^\circ$ м'язова сила залишається практично незмінною в межах $10,75\text{--}11,0$ Н, що свідчить про її переважну стабілізуючу функцію на початкових етапах підйому кінцівки. Проте зі збільшенням кута згинання відзначається стрімке зростання необхідного зусилля – до $12,75$ Н при досягненні 90° . Основний біомеханічний вплив на м'яз зумовлений рухом ключиці, однак під час флексії її амплітуда обмежена, тому й зміна м'язового зусилля залишається незначною.

Крутний момент, що створюється верхнім пучком трапецієподібного м'яза (*m. trapezius, pars clavicularis*), змінюється у відносно вузькому діапазоні — від $0,05$ Н·м до $0,3$ Н·м, причому його динаміка більше залежить від напрямку руху, ніж від абсолютної сили.

M. Trapezius scapularis (середній пучок трапецієподібного м'яза) виконує стабілізаційну та контрольну функцію під час флексії руки до 90° . Середні волокна м'яза йдуть до медіального краю акроміального відростка та верхнього краю ості лопатки. При флексії плеча до 90° середній пучок трапецієподібного м'яза не є основним рушієм руху, але є критично важливим стабілізатором. Він забезпечує кінематичну синхронізацію між рухом плечової кістки та лопатки. У фазі від 60° до 90° флексії середній

пучок сприяє ретракції лопатки, зберігаючи її в оптимальному положенні при русі руки в сагітальній площині.

Виходячи з результатів моделювання, при нульовому положенні руки (рука вздовж тіла) лопатка намагається відхилитися від задньої поверхні ребер, тому сила *m. Trapezius scapularis* розвиває силу у межах 600 Н для утримання лопатки на місці. Але при підйомі руки до кута 60° лопатка природньо притягається до ребер. При подальшій флексії відбувається протракція лопатки, тому для її стабілізації збільшується сила м'яза, що і відображено на діаграмі. Через те, що м'яз впродовж всього циклу згинання руки працює в одному напрямку на скорочення, крутний момент має вигляд плавно спадаючої кривої.

М'яз *rhomboideus* (ромбоподібний м'яз). Його основні функції полягають у приведенні лопатки до хребта, піднімання медіального краю лопатки, фіксація лопатки до грудної стінки. При підйомі прямої руки вперед до 90° лопатка обертається латерально (вгору), при цьому активуються *m. trapezius* та *m. serratus anterior*. Для стабілізації лопатки, *rhomboideus* тягне лопатку медіально та вниз, тобто сприяє медіальній ротації. Стабілізатор лопатки – утримує її біля хребта, особливо при статичному навантаженні.

За даними моделювання при згинанні плеча до кута 50-60° сила ромбоподібного м'яза знаходиться майже на одному рівні, помірно змінюючись від 0 Н при опущеній кінцівці до 70 Н. На цьому інтервалі флексії кінцівки рух лопатки не значний, що і показує графік. Але при подальшому згинанні, після 60° спостерігається наростання сили ромбоподібного м'яза з максимумом у 350 Н при куті 90°. Саме при флексії кінцівки більше 60°, як було сказано вище, починаються активні рухи лопатки, і відповідно, зростає сила м'язів, відповідальних за її стабілізацію. Крутний момент, який створює *m. Rhomboideus* (рис. 3, б) починає стрімко зростати саме після флексії 60°.

М. *serratus anterior* (передній зубчастий м'яз). *Serratus anterior* (upper) починається від верхніх ребер (1–2) і тягнеться до верхнього кута лопатки. Фіксує верхній кут лопатки на початку руху, тобто здійснює початкову стабілізацію. *Serratus anterior* (lower) починається від нижніх ребер (6–9) до нижнього кута лопатки. *M. serratus anterior* фіксує лопатку до грудної клітки, втягує лопатку латерально (латеротракція) та повертає лопатку догори (латероротація) – критично важливо для підняття руки понад більше 60°.

Збільшення сили верхньої частини переднього зубчастого м'яза, необхідної для підтримання стабільності лопатки, починається з кута

флексії більше 50° (рис. 4, а). Зубчастий характер збільшення сили пов'язано з поступовим залученням пучків зі збільшенням кута згинання. Щодо зміни крутного моменту *m. Serratus anterior* (upper), до кута 30° м'яз створює мінімальний момент, який залежить виключно від зміни координати скорочення, далі до 60° спостерігається включення м'яза в роботу із стабілізації, і момент зростає, при подальшій флексії, активна ротація зростає, але крутний момент, майже залишається без змін. На цьому відрізку контроль стабілізації передається *trapezius*.

Upper serratus anterior не створює значного крутного моменту самостійно при флексії плеча. Його функція полягає в утриманні лопатки стабільною, щоб не виникло паразитних ротацій. В реальності, основне джерело крутного моменту для латероротації лопатки при підйомі руки — нижня частина *serratus anterior* у поєднанні з верхньою та нижньою трапецією.

На початку руху кінцівки, сила *Serratus anterior* (lower) направлена на утримання нижнього кінця лопатки, але при флексії кінцівки, лопатку допомагають утримувати інші м'язи, тому необхідна сила зменшується.

Аналогічно розвивається і крутний момент, тобто максимальний при опущеній кінцівці, і майже близький до нульового при згинання на 90° . На початку флексії ($0-30^\circ$) нижня частина *Serratus anterior* дуже активна. Вона забезпечує латероротацію лопатки, готує суглоб до подальшого підйому руки. В цьому положенні крутний момент найбільший через значне навантаження на м'яз. При подальшій флексії (від 30° до 60°) частка моменту знижується, до руху більше долучаються інші м'язи (трапеція, дельтоподібний). *m. Serratus anterior* (lower) все ще працює, але вже не є основним рушієм. Після 70° м'яз стабілізує, але майже не створює крутного моменту, лопатка вже достатньо повернута догори, м'яз утримує її позицію, спостерігається ізометричне напруження, менше сили.

Розглянемо роботу **Levator scapulae**, м'яза, який підіймає лопатку вгору та медіально (елеватор і медіальний ротаційний м'яз), а також Нахиляє шию при фіксованій лопатці. При початку підйому руки *levator scapulae* допомагає утримати лопатку стабільною. М'яз починається від відростків C1-C4 та йде до верхнього медіального краю лопатки.

До $30-40^\circ$ згинання кінцівки, лопатка майже не ротується, *Levator scapulae* стабілізує верхній кут лопатки, його сила мінімальна.

Але після 50–60° флексії починається активна латероротація лопатки, до якої Levator scapulae антагоністичний, для утримання положення верхнього кута, м'яз створює зростаючий момент, а отже, і зростає сила натягу сухожилля. При куті згинання до 85–90° m. Levator не ротує лопатку самостійно, а активується для балансування тяги від serratus anterior (lower) і нижньої трапеції. Його дія — це ізометрична стабілізація, щоб не допустити надмірного нахилу або крутіння лопатки.

Обговорення. Під час флексії плеча до 90°, лопатка виконує латероротацію, підлаштовуючи свою позицію до руху плечової кістки. Це критично важливо для збереження підакроміального простору, запобігання імпінджменту й забезпечення плавного руху. Ми описали роботу основних стабілізаторів лопатки при згинанні руки до 90°.

Serratus anterior (lower) — головний ініціатор латероротації лопатки при флексії плеча. Його крутний момент найвищий у перших 20–30°, що критично для «розгону» руху. До 60° флексії активність Serratus anterior (lower) є максимальною, саме тут формується найбільший крутний момент, як показує графік (рис. 5, а, б). Після 60°: функція стабілізації переходить до трапеції, serratus працює менш активно (ізометрично).

Основна силова пара для стабільного руху лопатки при флексії складається з Serratus anterior (lower) та Trapezius (upper/lower), які забезпечують контрольовану латероротацію. Саме ці м'язи мають розвивають найбільші моменти при русі руки вперед - з Serratus anterior (lower) на початку руху, Trapezius (upper/lower) – при куті близькому до 90°.

Інші м'язи (rhomboideus, levator scapulae) — модулюють і обмежують надмірні рухи, утримуючи лопатку стабільною.

Подвійний перелом ключиці й лопатки призводить до порушення кінематичного ланцюга плечового поясу.

Порушення стабільності плечового поясу. Ключиця через груднинно-ключичний суглоб є єдиним кістковим зв'язком верхньої кінцівки з тулубом. При її переломі рука "від'єднується" від аксіального скелета.

Якщо додається перелом лопатки, то порушується фіксація руки до грудної клітки через м'язи, що призводить до зростання нестабільності.

Втрата координації лопатково-гумерального ритму. Як було сказано вище, на кожні 2° руху плеча припадає 1° ротації лопатки. При

порушенні цілісності ключиці/лопатки втрачається обертальний контроль, тоді рука не може підніматися вище $\sim 60\text{--}90^\circ$, з'являється дискінезія лопатки (скапулярна нестабільність) [12].

Відповідно, перелом ключиці і лопатки призводить до обмеження флексії. Rhomboideus, levator scapulae, serratus anterior, trapezius — втрачають опору для тяги, адже лопатка або/та ключиця нестабільні. Виникає компенсаторне перенапруження шийних м'язів та контралатерального плечового поясу.

Флексія знижується знижуються до $\sim 60\text{--}70^\circ$ виключно за рахунок м'язів обертальної манжети, рухи тулуба провокують зміщення лопатки [13]. До цього додається біль, при будь-яких рухах, взагалі.

Висновки. За дами моделювання визначено, що основними м'язами-стабілізаторами лопатки при флексії плеча є Serratus anterior (lower) і Trapezius. Саме ці м'язи створюють максимальні крутні моменти при русі руки вперед. Виходячи з анатомічного положення цих м'язів – безпосереднього кріплення до найбільш рухових ділянок лопатки, при переломі ці м'язи втрачають опору для створення моменту, що призводить до значного обмеження рухів верхньої кінцівки та порушення стабільності лопатки.

Література

1. Nguyen, M. K., Nguyen, V. H., Le, H. G. K., & Cao, D. B. (2024). Multiple disruptions of superior suspensory shoulder complex: A case report. *International journal of surgery case reports*, 124, 110385. <https://doi.org/10.1016/j.ijscr.2024.110385>
2. Hess, F., Zettl, R., Smolen, D., & Knoth, C. (2019). Decision-making for complex scapula and ipsilateral clavicle fractures: a review. *European journal of trauma and emergency surgery : official publication of the European Trauma Society*, 45(2), 221–230. <https://doi.org/10.1007/s00068-018-0946-3>
3. Jaën M, Sayer L, Fornaciari P. Triple Disruption of the Superior Shoulder Suspensory Complex - Review and Surgical Technique. *J Orthop Case Rep*. 2023 Jun;13(6):121-126. doi: 10.13107/jocr.2023.v13.i06.3720. PMID: 37398540; PMCID: PMC10308973
4. Bartoniček, J., Tuček, M., & Naňka, O. (2018). Floating Shoulder: Myths and Reality. *JBJS reviews*, 6(10), e5. <https://doi.org/10.2106/JBJS.RVW.17.00198>
5. Delp, S.L., Anderson, F.C., Arnold, A.S., Loan, P., Habib, A., John, C.T., Guendelman, E. & Thelen, D.G. (2007). OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement. *IEEE Trans Biomed Eng*: 54(11):1940-1950. DOI: 10.1109/TBME.2007.901024
6. Chadwick, E., Blana, D., Kirsch, R., & Bogert, A. van den. (2014). Real-Time Simulation of Three-Dimensional Shoulder Girdle and Arm Dynamics. *IEEE*

Transactions on Biomedical Engineering, 61(7), 1947-1956. doi:10.1109/TBME.2014.2309727 (2014)

7. Nordin M, Frankel VH, editors. *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*. 4th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins Health; 2012. p.470

8. Hamm K. Biomechanics of Human Movement. E-book: <https://pressbooks.bccampus.ca/humanbiomechanics/>

9. Тяжелов ОА, Карпінська ОД, Рикун МД, Браніцький ОЮ. Вплив зміни довжини компонентів м'язово-сухожилкового елемента м'язів-згиначів ліктьового суглоба на ізометричну силу та крутний момент суглоба. Ортопедія, травматологія та протезування. 2023; 4 (634): 48-55. DOI: 10.15674/0030-59872023448-55

10. Miniato MA, Anand P, Varacallo MA. Anatomy, Shoulder and Upper Limb, Shoulder. [Updated 2023 Jul 24]. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2025 Jan-. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK536933>

11. Crosbie J, Kilbreath SL, Hollmann L, York S. Scapulohumeral rhythm and associated spinal motion. *Clinical biomechanics*. 2008 Feb 1;23(2):184-92.

12. https://www.physio-pedia.com/Scapulohumeral_Rhythm

13. Кравченко Д., Страфун О., Суворов В., Карпінська О., Карпінський М. Моделювання роботи м'язів при згинанні верхньої кінцівки в плечовому суглобі. *ТРАВМА*. 2025; 26 (3): 136-144, doi:10.22141/1608-1706.3.26.2025.1014

СТАБІЛЬНІСТЬ МЕТАЛООСТЕОСИНТЕЗА КЛЮЧИЦІ НАКІСТКОВИМИ ПЛАСТИНАМИ ПРИ ПЕРЕЛОМІ ЇЇ АКРОМІАЛЬНОГО КІНЦЯ ІЗ ДЕФЕКТОМ КІСТКОВОЇ ТКАНИНИ (експериментальне дослідження)

Долгополов О.В.¹, Безрученко С.О.¹, Зінченко В.В.¹,
Суворов В.Л.¹, Карпінська О.Д.², Карпінський М.Ю.²

¹ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», м. Київ

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

Ключові слова: *ключиця, перелом, металоостеосинтез, накісткова пластина, навантаження, переміщення*

Вступ. Переломи ключиці належать до одних із найпоширеніших ушкоджень у цивільній травматології, їхня частка становить 5–11 % серед усіх переломів кісток скелета [1]. Упродовж останніх десятиліть відбулись суттєві зміни традиційних принципів лікування переломів ключиці: хірургічні методи отримали чіткі показання, були значно вдосконалені й на сьогодні переважають у клінічній практиці [2]. Бойові ушкодження ділянки надпліччя з переломами ключиці становлять особливий клінічний інтерес, оскільки істотно відрізняються від травм мирного часу [3,4]. За даними Лоскутова О.Є., серед 1809 поранених військовослужбовців у 31,5% були вогнепальні переломи, серед яких переломи лопатки і ключиці діагностували в 14,7% пацієнтів [5]. Відомо, що частота незрощень ключиці після консервативного лікування ставить 0,1–5% пацієнтів, тоді як після оперативного лікування цей показник підвищується до 2,6–8 %. Незрощення ключиці може призвести до хронічного больового синдрому та стійкої втрати функції плечового суглоба [6]. Порівняно з гострими закритими переломами без дефекту кісткової тканини, хірургічне лікування вогнепальних поліструктурних переломів ключиці, що супроводжуються дефектами кісткової, м'язової, сухожильної тканини та рубцевою трансформацією або дефектом шкіри, асоціюються з високим рівнем ускладнень і часто незадовільними клінічними результатами. Це становить суттєву проблему для ортопедів-травматологів [7]. Найбільш поширеним підходом до лікування незрощення ключиці є відкрита репозиція з фіксацією пластиною, розташованою по верхній поверхні кістки, у поєднанні з кістковою пластиною. Така тактика дає можливість

раннього відновлення й у цілому забезпечує сприятливі результати [8]. Проте за даними довгострокових досліджень частота незрошення залишається на рівні 3,1–10,5%. Одним із пояснень таких невдач є механічна нестабільність між обома кінцями перелому [9]. Тому метою нашого дослідження було порівняти стабілізуючі можливості різних методик фіксації переломів ключиці з дефектом кісткової тканини з метою оптимізації тактики хірургічного лікування пацієнтів із цим типом ушкоджень.

Мета. Вивчити стабілізуючі можливості варіантів остеосинтезу фрагментів ключиці при переломі на межі діяфізу та надплечового кінця із дефектом кісткової тканини.

Матеріали та методи. В лабораторії біомеханіки ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України» сімісно із співробітниками лабораторії біомеханіки ДУ «ІТО НАМН України» були проведені експериментальні дослідження стабілізуючих можливостей металоостеосинтезу ключиці накістковими пластинами при переломі на межі діяфізу та надплечового кінця ключиці із дефектом 2 см, який був заповнений трансплантатом відповідного розміру та фіксований гвинтами. Експеримент проводили на пластикових моделях, на яких шляхом розпилу моделювали перелом із дефектом ключиці.

Досліджували два варіанта остеосинтезу: 1 S-подібна ключична блокуюча пластина 3,5 мм та 7 гвинтів (по 3 гвинти для фіксації проксимального та дистального фрагментів та 1 гвинт для фіксації трансплантату), фіксація проведена по верхній поверхні ключиці в горизонтальній площині; 2 пластини, фіксація в двох перпендикулярних площинах, горизонтальній та вертикальній (зверху і спереду): S-подібна ключична блокуюча пластина 3,5 мм та 7 гвинтів (по 3 гвинти для фіксації проксимального та дистального фрагментів та 1 гвинт для фіксації трансплантату) та попередньо змодельована блокуюча пряма пластина 2,4 мм та 7 гвинтів (по 3 гвинти для фіксації проксимального та дистального фрагментів та 1 гвинт для фіксації трансплантату).

Вивчали 2 варіанти остеосинтезу ключиці: одною пластиною та двома пластинами, в кожній групі по 5 зразків. Визначали величину переміщення фрагментів ключиці під впливом навантаження в двох площинах, у вертикальній (зверху-донизу) і горизонтальній (спереду-назад). Напрямок навантаження змінювали шляхом повороту зразка на 90°.

При проведенні випробувань груднинний кінець ключиці жорстко закріплювали, навантаження прикладали до її надплечового кінця. Навантаження ступінчасто збільшували від 0 до 50 Н з кроком 10 Н. Вище навантаження не піднімали по причині того, що в деяких випадках величина переміщення надплечового кінця ключиці перевищувала межу вимірювання мікрометра 10,00 мм. Величину навантаження вимірювали за допомогою тензодинамометричного датчику SBA-100L, результати контролювали пристроєм реєстрації даних CAS типу CI-2001A.

На кожному кроці навантаження вимірювали величину переміщення Δl надплечового кінця ключиці, величину переміщень вимірювали за допомогою мікрометричного індикатора часового типу.

Дані були оброблені статистично. Для кожного кластеру експерименту визначали середнє значення (M) та стандартне відхилення (SD). Для порівняння груп застосовували багатомірний дисперсійний аналіз (MANOVA) з подальшим Pos-host тестом Duncan.

Результати. Як показали проведені випробування, при остеосинтезі ключиці з переломом на межі діафізу та надплечового кінця однією пластиною його стабільність залежить від напрямку дії навантаження. Якщо навантаження діє у вертикальному напрямку зверху-донизу, тобто в площині перпендикулярній площині пластини, переміщення надплечового кінця ключиці незначні і визначаються в межах від $(0,30 \pm 0,04)$ мм при навантаженні 10 Н до $(3,24 \pm 0,13)$ мм при навантаженні 50 Н. Тобто пластина досить ефективно протидіє такому навантаженню.

Зовсім інша картина спостерігається при навантаженні діючому в горизонтальній площині, тобто в площині паралельній площині пластини. Вже при мінімальні величині навантаження 10 Н переміщення надплечового кінця ключиці визначається на рівні $(2,61 \pm 0,28)$ мм, а при максимальному навантаженні 50 Н переміщення сягають позначки $(9,70 \pm 0,32)$ мм. Такий результат можна пояснити тим, що при вертикальному навантаженні спротив йому здійснює вся накісткова пластина. При горизонтальному навантаженні пластина практично не працює і фрагменти тримаються тільки на фіксуючих гвинтах.

Остеосинтез ключиці двома пластинами показав зовсім інші результати випробувань. На графіку видно, що криві зміни величини переміщень в залежності від напрямку дії навантаження розташовані практично паралельно, що свідчить про мінімальну залежність

стабільності ключиці від напрямку дії згинаючої сили. Як бачимо, при навантаженні 10 Н різниця величин переміщення акроміального кінця ключиці мінімальна в абсолютних значеннях вони визначаються на позначках $(0,18 \pm 0,02)$ мм і $(0,33 \pm 0,10)$ мм при вертикальному та горизонтальному навантаженні, відповідно. По мірі підвищення навантаження величини переміщень надплечового кінця ключиці збільшуються до рівня $(2,16 \pm 0,16)$ мм при вертикальному навантаженні і до $(3,36 \pm 0,21)$ мм при горизонтальному. Різниця при цьому складає трохи більше 1,00 мм. Це відбувається за рахунок того, що в даному випадку опір як вертикальному, так і горизонтальному навантаженню здійснюють накісткові пластини. Різниця в показниках переміщень надплечового кінця ключиці відбувається завдяки різниці геометричних розмірів пластин - бічна пластина значно тонше.

Результат проведеного дисперсійного аналізу показав, що при навантаженні 10 Н всі зразки ключиці не залежно від напрямку навантаження і варіанту остеосинтезу забезпечують однакову стабільність її надплечового кінця. Виняток складають зразки з остеосинтезом однією пластиною під впливом горизонтального навантаження, які з середнім показником величини переміщень 2,61 мм були віднесені в окрему підгрупу. Це означає, що вони з вірогідністю $p < 0,05$ відрізняються від інших зразків, які віднесені до першої підгрупи, що свідчить про відсутність статистично значущої різниці між ними ($p = 0,143$).

Підвищення величини навантаження до 20 Н більшого відокремлення груп піддослідних зразків в залежності від напрямку навантаження і варіанту остеосинтезу. Найкращій результат показали зразки з остеосинтезом двома пластинами під впливом вертикального навантаження із середнім показником зміщення акроміального кінця ключиці на 0,47 мм. Їх розташування в першій підгрупі свідчить про те, що вони статистично значуще ($p < 0,05$) відрізняються від всіх інших досліджених зразків. Найгірший результат, в середньому 5,70 мм, показали зразки ключиці з остеосинтезом однією пластиною під впливом навантаження в горизонтальній площині. Вони також статистично значуще ($p < 0,05$) гірші за все інші варіанти, тому потрапили до третьої підгрупи. Група зразків з остеосинтезом однією пластиною під впливом вертикального навантаження – середній показник переміщення 0,68 мм та група з остеосинтезом двома пластинами – 0,78 мм потрапили до однієї підгрупи 2, що означає відсутність статистично значущої різниці ($p = 0,104$) між ними. Але

потрапляння їх до окремої підгрупи, говорить про те, що вони статистично значущо ($p < 0,05$) відрізняються і від групи з остеосинтезом двома пластинами при вертикальному навантаженні, і від групи з остеосинтезом однією пластиною при навантаженні в горизонтальній площині.

Підвищення величини навантаження до 30 Н, незважаючи на загальне підвищення величин переміщення надплечового кінця ключиці во всіх досліджених групах зразків ключиці, змін значущості різниці між групами не відбулося. Статистично значуще ($p < 0,05$) краще за всі інші групи виглядали зразки з остеосинтезом двома пластинами при вертикальному навантаженні (середня величини зміщення 0,70 мм). Гірше за всіх ($p < 0,05$) виглядали зразки з остеосинтезом однією пластиною під впливом горизонтального навантаження з показником 7,32 мм. Зразки з остеосинтезом однією пластиною під впливом навантаження у вертикальному напрямку з середнім показником 1,09 мм та зразки з остеосинтезом двома пластинами під впливом горизонтального навантаження – 1,17 мм показали практично однакові результати, про що свідчить показник значущості різниці $p = 0,184$.

Подальше підвищення величини навантаження до 40 Н також не призвело до перерозподілу значущості відмінностей між показниками величини переміщення надплечового кінця ключиці між різними групами зразків. Як і при попередній величині навантаження статистично значущо ($p < 0,05$) за всі інші зразки найнижчу 1,00 мм середню величину переміщення надплечового кінця ключиці визначили в групі зразків з остеосинтезом двома пластинами під впливом вертикального навантаження. Статистично значущо ($p < 0,05$) найбільшу середню величину переміщення 8,26 мм спостерігали на зразках з остеосинтезом однією пластиною під впливом горизонтального навантаження. Групи зразків з остеосинтезом однією пластиною під навантаженням у вертикальній площині та з остеосинтезом двома пластинами під впливом горизонтального навантаження не мали статистично значущих відмінностей ($p = 0,545$).

При максимальному використаному навантаженні 50 Н розподіл груп зразків за статистичною різницею середніх показників не змінився. Як завжди найкращий ($p < 0,05$) показник 2,16 мм показали зразки з остеосинтезом двома пластинами під вертикальним навантаженням. Найгірші 9,70 мм зразки з остеосинтезом однією пластиною під навантаженням в горизонтальній площині ($p < 0,05$). Групи з остеосинтезом однією пластиною під вертикальним

навантаженням та з остеосинтезом двома пластинами під горизонтальним не мали статистично значущої різниці ($p=0,381$).

Обговорення. Проведені експериментальні дослідження показали, що остеосинтез ключиці однією пластиною забезпечує стабільну фіксацію фрагментів тільки у вертикальній площині, коли навантаження діє на її надплечового кінець перпендикулярно площині накісткової пластини. В цьому випадку, щоб змістити надплечовий кінець ключиці вимушена деформувати металеву накісткову пластину, яка має значні міцнісні властивості. Під впливом навантаження в горизонтальній площині спостерігаємо іншу картину, а саме найвищі показники переміщення надплечового кінця ключиці. Це відбувається завдяки тому, що навантаження діє паралельно накістковій пластині і опір навантаження здійснюють тільки фіксуючі її гвинти, що виявляється недостатнім. Отже недоліком остеосинтезу однією накістковою пластиною є те, що вона ефективно протидіє навантаженням тільки в одній площині.

Остеосинтез ключиці двома накістковими пластинами розташованими у взаємно перпендикулярних площинах вирішує цю проблему. Проведені дослідження показали, що накладання пластин зверху і спереду ключиці забезпечує стабільність її надплечового кінця під впливом як вертикальних, так і горизонтальних навантажень. Невелика різниця в показниках переміщень надплечового кінця ключиці між групами, які випробували під впливом вертикального і горизонтального навантаження були викликані тільки фактором геометричних параметрів пластин [10]. Пластина, яку накладали на бокову поверхню ключиці була значно тонше пластини накладеною зверху, отже опір горизонтальним навантаженням був слабшим.

Висновки. Остеосинтез ключиці однією пластиною забезпечує стабільність її надплечового кінця тільки у вертикальній площині. Під впливом великих навантажень, діючих в горизонтальній площині, переміщення надплечового кінця ключиці можуть дорівнювати її діаметру в поперечному перерізі.

Остеосинтез ключиці двома пластинами розташованими у взаємно перпендикулярних площинах забезпечують стабільність її надплечового кінця незалежно від напрямку дії навантаження.

Література.

1. Wolf, S., Chitnis, A. S., Manoranjith, A., Vanderkarr, M., Plaza, J. Q., Gador, L. V., Holy, C. E., Sparks, C., & Lambert, S. M. (2022). Surgical treatment, complications, reoperations, and healthcare costs among patients with clavicle fracture in England. *BMC musculoskeletal disorders*, 23(1), 135. DOI: [10.1186/s12891-022-05075-5](https://doi.org/10.1186/s12891-022-05075-5)
2. Hochreiter, B., Saager, L. V., Zindel, C., Calek, A. K., Stern, C., Wieser, K., & Gerber, C. (2023). Computer-assisted planning vs. conventional surgery for the correction of symptomatic mid-shaft clavicular nonunion and malunion. *JSES international*, 7(6), 2321–2329. DOI: [10.1016/j.jseint.2023.07.005](https://doi.org/10.1016/j.jseint.2023.07.005)
3. Денисюк, М., Дубров С., Черняєв, С., Середа, С., & Заїкін, Ю. (2022). Структура травматичних ушкоджень та досвід лікування поранених внаслідок бойових дій в перші дні нападу росії на Україну. *PAIN, ANAESTHESIA & INTENSIVE CARE*, (1(98), 7–12. DOI: [10.25284/2519-2078.1\(98\).2022.256092](https://doi.org/10.25284/2519-2078.1(98).2022.256092)
4. Strafun, S., Kurinnyi, I., Borzykh, N., Tsymbaliuk, Y., & Shypunov, V. (2021). Tactics of Surgical Treatment of Wounded with Gunshot Injuries of the Upper Limb in Modern Conditions. *TERRA ORTHOPAEDICA*, (2(109), 10-17. DOI: [10.37647/0132-2486-2021-109-2-10-17](https://doi.org/10.37647/0132-2486-2021-109-2-10-17)
5. Loskutov O, Zherdev I, Domanskyi A, Korol S. Surgical Management of Gunshot Wounds of Extremities in Multiprofiled Hospital. *TRAUMA*. 2022 Jan. 21;17(3):169-72. DOI: [10.22141/1608-1706.3.17.2016.75804](https://doi.org/10.22141/1608-1706.3.17.2016.75804)
6. Ma, T., Huang, Q., Wang, C., Ren, C., Xu, Y., Lin, H., Zhang, K., Zhang, C., & Li, Z. (2025). Comparing two autologous bone grafting techniques to treat clavicular midshaft atrophic nonunion: a retrospective study. *Journal of orthopaedics and traumatology*. 26(1), 11. DOI: [10.1186/s10195-025-00828-z](https://doi.org/10.1186/s10195-025-00828-z)
7. Yetter, T., Harper, J., Weatherby, P. J., & Somerson, J. S. (2023). Complications and Outcomes After Surgical Intervention in Clavicular Nonunion: A Systematic Review. *JBJS reviews*, 11(1), e22.00171. DOI: [10.2106/JBJS.RVW.22.00171](https://doi.org/10.2106/JBJS.RVW.22.00171)
8. Cole, P. A., Dyskin, E., Dugarte, A. J., & Hesse, D. (2017). Open Reduction and Internal Fixation of a Middle-Third Clavicle Fracture with a Superior Plate. *JBJS essential surgical techniques*, 7(2), e16. DOI: [10.2106/JBJS.ST.16.00007](https://doi.org/10.2106/JBJS.ST.16.00007)
9. Faraud, A., Bonnevalle, N., Allavena, C., Nouaille Degorce, H., Bonnevalle, P., & Mansat, P. (2014). Outcomes from surgical treatment of middle-third clavicle fractures non-union in adults: a series of 21 cases. *Orthopaedics & traumatology, surgery & research : OTSR*, 100(2), 171–176. DOI: [10.1016/j.otsr.2013.09.011](https://doi.org/10.1016/j.otsr.2013.09.011)
10. Павлов О, Павлова О, Мальцева В, Карпінський М, Карпінська О. Експериментальне дослідження міцності накісткових пластин з композитного матеріалу на основі полілактиду, трикальційфосфату та гідроксилапатиту. *TRAUMA*. 2024;25(4):142-5. DOI: [10.22141/1608-1706.4.25.2024.987](https://doi.org/10.22141/1608-1706.4.25.2024.987)

МОДЕЛЮВАННЯ СИЛ М'ЯЗИВ ЛОПАТКИ ТА КЛЮЧИЦІ, ЯКІ ВИНИКАЮТЬ ПРИ ВІДВЕДЕННІ ВЕРХНЬОЇ КІНЦІВКИ

Долгополов О.В.¹, Безрученко С.О.¹, Салюк Р. В.¹, Суворов В.Л.¹,
Карпінська О.Д.², Карпінський М.Ю.²

¹ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», м. Київ

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

Ключові слова: моделювання, ключиця, лопатка, сила м'язів, відведення верхньої кінцівки

Вступ. Відведення плеча (абдукція) – це рух, при якому рука відводиться від тулуба в бічній площині. У цьому процесі лопатка (scapula) та її суглоби відіграють ключову роль, забезпечуючи стабільність і координацію руху. У відведення плеча залучені плечовий, надплечово-ключичний та грудинно-ключичний суглоби. [1]

Лопатка забезпечує основу для рухів у плечовому суглобі та є базою для кріплення м'язів. Серед основних суглобів, пов'язаних з лопаткою є плечовий суглоб (glenohumeral joint), який відповідає за основний обсяг руху при відведенні. Надплечово-ключичний суглоб (acromioclavicular joint) – з'єднує акроміон лопатки з ключицею, забезпечуючи стабільність і дозволяючи незначні ковзаючі рухи. Грудинно-ключичний суглоб (sternoclavicular joint), що з'єднує ключицю з грудиною, дозволяючи ключиці підніматися, опускатися та обертатися. Лопатково-грудний суглоб (scapulothoracic joint) – не є справжнім суглобом, а функціональним з'єднанням між лопаткою та грудною кліткою. Лопатка ковзає по ребрах за допомогою м'язів.

Ключиця (clavicle) відіграє важливу роль у відведенні плеча (абдукції), забезпечуючи стабільність та підтримку рухів лопатки та плечового суглоба. Вона діє як анатомічна сполучна ланка між верхньою кінцівкою та тулубом, дозволяючи передавати рухи та сили через плечовий пояс. Ключиця виконує функції стабілізація плечового поясу - утримує лопатку на правильній відстані від тулуба, забезпечуючи стабільну основу для рухів руки; передачі рухів - координує рухи між тулубом, лопаткою та верхньою кінцівкою та захисту - захищає судинно-нервовий пучок і верхню частину легень, що лежать під нею.

При відведенні плеча виділяють декілька фаз руху суглобів [2]: 0–30° (початкова фаза). Основний рух відбувається в плечовому

суглобі. Лопатка та ключиця залишаються відносно стабільними, але може починати легке зміщення вгору. Основні м'язи: надостьовий (supraspinatus) та дельтоподібний (deltoid)). 30–90° (середня фаза). Лопатка починає активно рухатися, виконуючи зовнішнє обертання (upward rotation) і піднімання. Надплечово-ключичний суглоб дозволяє легке обертання ключиці, а у грудинно-ключичному суглобі рух ключиці забезпечує опору і рухомість лопатки. Піднімання ключиці (elevation) на 15–20° дозволяє лопатці обертатися вгору (upward rotation). М'язи, що відповідають за рух - верхня та нижня частини трапецієподібного м'яза (trapezius), передній зубчастий м'яз (serratus anterior). 90–180° (кінцева фаза). Лопатка продовжує обертатися вгору та назовні, щоб забезпечити повний діапазон руху. Лопатково-грудний суглоб дозволяє ковзання лопатки по грудній клітці. Для досягнення повної елевації (180°) необхідне додаткове обертання хребта та нахил тулуба. М'язи, які забезпечують рух - трапецієподібний, передній зубчастий, ромбоподібні м'язи. Ключиця продовжує підніматися та обертатися назад (posterior rotation) у грудинно-ключичному суглобі, дозволяючи лопатці завершити своє зовнішнє обертання. Максимальний кут піднімання ключиці може досягати 30–40°, що необхідно для повного відведення руки до 180°. Надплечово-ключичний суглоб забезпечує стабільність і дозволяє лопатці ковзати по грудній клітці через лопатково-грудний суглоб.

Відведення плеча – це складний рух, який включає скоординовану роботу всіх перелічених суглобів і м'язів. Воно поділяється на кілька фаз, де лопатка відіграє важливу роль у так званому лопатково-плечовому ритмі (scapulohumeral rhythm). Цей ритм полягає в тому, що на кожні 2° відведення в плечовому суглобі припадає приблизно 1° руху лопатки. Відведення плеча відбувається завдяки скоординованій роботі плечового пояса, де ключиця забезпечує зв'язок між лопаткою та тулубом. Її роль змінюється залежно від фази абдукції [3]

Моделювання такого складного комбінованого руху з залученням декількох суглобів та груп м'язів потребує дуже складного математичного апарату, тому при моделюванні виконують вимушене спрощення, і представляють відведення кінцівки, як послідовний рух в плечовому, грудинно-ключичному та надплечово-ключичному суглобах. Це припущення не відповідає анатомічному руху, але дозволяє отримати уявлення про величини м'язових зусиль, які можуть виникати при відведенні верхньої кінцівки. [4, 5, 6].

М'язи, що підтримують рух лопатки та ключиці при абдукції плеча:

Передній зубчастий м'яз (serratus anterior) – відповідає за зовнішнє обертання та протракцію (висування вперед) лопатки. Опосередковано впливає на ключицю через її дію на лопатку, сприяючи її протракції.

Трапецієподібний м'яз (trapezius) – верхня частина піднімає лопатку та ключицю, середня та нижня — обертають лопатку назовні та сприяють стабілізації та обертанню ключиці.

Ромбоподібні м'язи (rhomboids) – стабілізують лопатку, запобігаючи надмірному висуванню.

М'яз-підіймач лопатки (levator scapulae) – допомагає піднімати лопатку.

Лопатка виконує кілька ключових функцій під час відведення: стабілізація - вона є платформою для плечового суглоба, забезпечуючи стабільну основу для руху руки; обертання – зовнішнє обертання лопатки (upward rotation) дозволяє плечовій кістці рухатися вгору без обмежень; координація – лопатка забезпечує плавність і ефективність руху, розподіляючи навантаження між суглобами та м'язами. Ключиця забезпечує стабільність і координацію між лопаткою, плечовим суглобом і тулубом. [7].

Мета роботи. Розглянути роботу м'язів, відповідальних за рух лопатки та ключиці при відведення плеча. В основу взята модель DAS3, використовується для симуляції в реальному часі біомеханіки плечового поясу та верхньої кінцівки. Фундаментальні параметри та математичне підґрунтя моделі описані в публікації Chadwick E. та співавторів [5].

В структуру моделі, застосованої для моделювання, входять 6 суглобових з'єднань: надплечово-ключичне (articulatio acrimio-clavicularis - ac), грудинно-ключичне (articulatio sternoclavicularis - sc), плечове (articulatio glenohumeralis - gh), плечо-ліктьове (articulatio humeroulnaris – hu), плечо-променево (articulatio humeroradialis – hr) та променево-зап'ясткове (articulatio radiocarpalis – rc). Загалом модель містить 138 м'язів.

Для вивчення відведення плеча необхідно змоделювати рухи у грудинно-ключичному суглобі (SC) та надплечово-ключичному (AC). В моделі відведення здійснюється зміна кута в суглобах по осі Z. Виходячи з особливості моделі, відведення верхньої кінцівки вивчається від 0° до 90° [9].

Сила, яку розвивають м'язи верхньої кінцівки та плеча, є ключовим аспектом біомеханіки людського руху. Вона залежить від кількох факторів:

Фізіологічний поперечний переріз м'яза (ФПП): Чим більший ФПП, тим більшу силу може генерувати м'яз. Наприклад, дельтоподібний м'яз завдяки своїй структурі здатен створювати значну силу для підняття руки.

Довжина м'яза: Максимальна сила досягається при оптимальній довжині м'язових волокон, коли актин і міозин мають найбільшу зону перекриття (згідно з моделлю ковзних ниток).

Кут прикладання сили: Ефективність м'яза залежить від кута, під яким він прикріплюється до кістки, що впливає на механічний момент.

У плечовому суглобі крутний момент залежить від позиції руки. Наприклад, при відведенні руки в сторону дельтоподібний м'яз створює крутний момент. Максимальний крутний момент виникає, коли рука перебуває під кутом приблизно 90° до тулуба, оскільки довжина важеля та кут прикладання сили є оптимальними.

Крутний момент також залежить від зовнішніх навантажень (наприклад, ваги, яку тримає людина) та протидії сил тяжіння. У динамічних рухах сумарний крутний момент є результатом дії м'язових сил, інерційних сил і зовнішніх факторів.

Результати. Абдукція плеча доволі складний рух, в який залучено майже всі суглоби плечового поясу: плечовий суглоб (glenohumeral joint), грудинно-ключичний суглоб (sternoclavicular joint), акроміоклавікулярний суглоб (acromioclavicular joint) і лопатково-грудний суглоб (scapulothoracic joint, хоча це не справжній суглоб, а функціональна взаємодія).

Відведення до 30° здійснюється переважно за рахунок плечового суглоба. Надостовий м'яз (supraspinatus), є основним рушієм абдукції в початковій фазі, він ініціює початок руху. В цій фазі також активні дельтоподібний м'яз (зокрема його середня частина) який забезпечує так звану депресію голівки плеча, та інші м'язи ротаторної манжети для стабілізації плечового суглобу. (роботу цих м'язів було розглянуто в [10, 11]).

Для подальшого руху залучаються грудинно-ключичний суглоб, який піднімає ключицю та через надплечово-ключичний суглоб – лопатку. Кут підйому ключиці становить за анатомічними даними від 5° до 30° , що відповідає куту відведення плеча десь від 30° до 60° .

Для подальшої абдукції, більше 60° залучається наплечево-ключичний суглоб. Але, основний внесок в абдукцію плеча (після 30°) забезпечує ротація лопатки вгору (upward rotation) у лопатково-грудному суглобі, що здійснюється за участі м'язів, таких як трапецієподібний (trapezius) і передній зубчастий (serratus anterior). В моделі цей суглоб не розглядається, тому роботу м'язів будемо розглядати через рух наплечево-ключичного суглоба. В нашій моделі розглядається відведення плеча до 90° , що відповідає куту підйому лопатки 20° .

До кута абдукції плеча переважно працює плечовий суглоб. Починаючи з кута абдукції плеча близько 30° в рух залучається ключиця. Обсяг руху якої в грудинно-ключичному суглобі становить від 5° до 30° . Підйом ключиці відбувається до кута абдукції плеча близько 60° . Приблизно *при підйому ключиці на $20\text{-}25^\circ$ починається рух лопатки у надплечово-ключичному суглобі. Обсяг руху становить від 0° до 30° при абдукції плеча до 90°*

В моделі, яку розглядаємо відведення плеча включає скоординовану роботу **плечового, грудинно-ключичного та надплечово-ключичного суглобів.**

Розглянемо роботу м'язів, відповідальних за рух ключиці і лопатки при абдукції плеча.

Ромбоподібні м'язи (mm.rhomboid) працюють у тісній взаємодії зі грудинно-ключичним і надплечово-ключичним суглобами, забезпечуючи стабільність і баланс рухів лопатки. Вони відіграють допоміжну, але важливу роль у відведенні плеча (абдукції), забезпечуючи стабілізацію лопатки та підтримання її правильного положення під час руху. Ці м'язи розташовані в верхній частині спини, між хребтом і медіальним краєм лопатки.

В початковій фазі (**$0\text{-}30^\circ$**) переважно працюють м'язи, відповідальні за рух плечового суглоба. **Грудинно-ключичний суглоб починає працювати при відведенні плеча біля 30° .** Ключиця з цього моменту починає поступовий підйом до кута близько 30° , одночасно з нею відбувається ротація лопатки. Сила mm.rhomboid зростає до 400 Н на куті підйому ключиці біля $20\text{-}25^\circ$. В подальшому на mm.rhomboid впливає ротація лопатки і на максимумі відведення плеча (90°) сила м'яза становить 700 Н. Крутний момент грудинно-ключичного суглоба, який створюють ромбовидні м'язи зростає до 32 Нм при куті підйому $20\text{-}25^\circ$. Для надплечово-ключичного суглобу крутний момент направлений у бік дії вектора сили м'язів, максимум становить 72 Нм.

Таким чином, сила *mm.rhomboid* при відведенні плеча до 90° зростає від ~ 380 Н до ~ 700 Н.

Передній зубчастий м'яз (*serratus anterior*) відіграє ключову роль у відведенні плеча (абдукції), забезпечуючи рух і стабілізацію лопатки в рамках лопатково-плечового ритму. Він розташований на бічній поверхні грудної клітки, прикріплюючись до зовнішньої поверхні 1–8/9 ребер і до медіального краю лопатки.

Верхня порція *m. serratus anterior* безпосередньо не пов'язана з ключицею, але при абдукції плеча, лопатка починає рух одночасно з ключицею (від 30° до 60° абдукції). На початковому етапі руху лопатки, вектор дії сили верхніх пучків *m. serratus anterior* направлений у бік ключиці, тобто вони практично не працюють, що обумовлює зниження сумарної сили до кута підйому ключиці у 10° , що відповідає приблизно куту $35\text{--}40^\circ$ абдукції плеча. В подальшому, при русі ключиці пучки *m. serratus anterior* включаються в роботу, сила зростає до 370 Н при куті підйому ключиці $20\text{--}25^\circ$. На цьому етапі в рух включається лопатка, яка продовжує натягування м'язів, але вектор дії сили стає майже горизонтальним, що призводить до постійного навантаження м'яза (сила стабілізації лопатки). При куті підйому плеча близько до $80\text{--}85^\circ$ і кута ротації лопатки $35\text{--}40^\circ$, вектор дії сили м'яза змінюється, в роботу стабілізації залучаються інші м'язи, сила *m. serratus anterior* поступово знижується.

Крутний момент грудинно-ключичного суглоба, який створює *m. serratus anterior* має низхідний характер – від 30 Нм до 15 Нм, для надплечово-ключичного суглоба крутний момент ще менший, і також зменшується по мірі абдукції плеча від 17,5 Нм до 10 Нм. При роботі *m. serratus anterior* поступово залучає відповідні пучки м'яза, що обумовлює зубоподібний вигляд графіків.

Верхня порція *serratus anterior lower* специфічні функції в координації зі грудинно-ключичним (SC) та надплечово-ключичним (AC) суглобами. Вона менш активна в порівнянні з нижньою порцією під час абдукції, але її функція полягає в стабілізації та координації рухів лопатки.

Нижня порція *m. serratus anterior* кріпиться до нижніх країв лопатки та ребер, не має безпосереднього з'єднання з ключицею, але робота починається з руху лопатки одночасно з підйомом ключиці при куті абдукції 30° .

Виходячи з даних моделювання, основне завдання *m. serratus anterior (lower)* полягає в стабілізації лопатки, тобто її притискання до

ребер. При підйомі ключиці нижня порція *m. serratus anterior* розвиває силу для утримання лопатки від 475 Н до 535 Н на максимумі від 20°. Далі м'язи утримують лопатку від подальшої елевації лопатки без помітної зміни сили. Рух лопатки майже не впливає на силу *m. serratus anterior* через те, що за ретракцію відповідають інші, більш сильні м'язи, такі як *m. trapezius* та *mm. rhomboid*. Крутний момент грудинно-ключичного суглоба, який створює нижня порція *m. serratus anterior* зростає після 10° підйому ключиці (40-45° абдукції плеча) і сягає 50 Нм. Крутний момент надплечово-лопаткового суглоба падає, відповідно зменшенню сили *m. serratus anterior* при ротації лопатки.

Трапецієподібний м'яз складається з трьох частин: верхньої, середньої і нижньої. При відведенні плеча до 90° основну роль відіграють верхня і середня частини м'яза.

Верхня частина трапецієвидного м'язу (*m. trapezius clavicle* – аббревіатура в моделі) кріпиться до латеральної третини ключиці та акроміона лопатки. Цей м'яз піднімає лопатку виключно через надплечово-ключичний суглоб, тобто до кута 30° ключиці чи 60° абдукції плеча. При відведенні плеча сила верхньої частини трапецієподібного м'яза зменшується (рис. 6, а) через зміну кута прикладання сили, тобто лінія дії м'яза (вектор сили) стає менш перпендикулярною до осі обертання ключиці, що знижує ефективність моменту сили (рис. 6, б). Крім того, на початкових етапах відведення значна частина роботи припадає на інші м'язи, зокрема надостьовий та дельтоподібний м'яз (*m. deltoideus*). *Trapezius clavicle* забезпечує підйом плеча до кута приблизно 60°.

Для подальшого руху необхідна дія надплечово-ключичного суглоба, в дії якого приймає участь середня нижня частини – *m. trapezius scapulae*. Початок руху ключиці супроводжується збільшенням сумарної сили *m. trapezius scapulae* до 1150 Н при кута ротації ключиці біля 10° (кут абдукції плеча біля 40°). При подальшому підйомі ключиці сила м'яза поступово знижується до 970 Н (рис. 7, а). Це пов'язано з тим, що деякі порції м'яза змінюють свою орієнтацію, що приводить до зміни кута дії вектора сили (рис. 7, в).

Ротація лопатки приводить до того, що м'яз виконує роботу по ретракції лопатки, і сила знову зростає – з 970 Н, знову до 1150 Н при куті абдукції плеча 90° (рис. 7, г, е). Крутні моменти зростають як при підйомі ключиці (рис. 7,б), так і при ротації лопатки (рис. 7, д), направлені в протилежну від дії вектора сили бік.

Для *m. trapezius scapulae* можна відмітити хвилеподібний характер зміни сили – спочатку наростання до кута абдукції плеча до 45°, незначне спадання при абдукції десь біля 60°, і знову збільшення при подальшому відведенні плеча. М'яз, що піднімає лопатку (*m. levator scapulae*), відіграє важливу роль у русі та стабілізації лопатки під час відведення плеча до 90°. Хоча його основна функція пов'язана з підняттям лопатки, він також бере участь у синергії з іншими м'язами плечового поясу, зокрема трапецієподібним м'язом (*m. trapezius*), для забезпечення правильного руху та стабільності лопатки.

При підйомі ключиці спостерігаємо збільшення сили *m. levator scapulae* до 200 Н тільки на початку її руху. Подальший підйом супроводжується виключно підтриманням сили на цьому рівні. Подальша абдукція плеча, коли в роботу залучається лопатка, спостерігається не значне зменшення сили – приблизно до кута ротації 10°, що відповідає зоні одночасного руху грудинно-ключичного і надплечево-ключичного суглобів. В подальшому, ротація лопатки потребує збільшення сили *m. levator scapulae* від 160 Н до 190 Н. Відповідно крутні моменти відображають зміну сили м'яза.

M. levator scapulae працює разом із *m. trapezius scapula* для стабілізації верхнього кута лопатки. У той час як верхня частина трапецієподібного м'яза тягне акроміон вгору, *m. levator scapulae* утримує медіальний край і верхній кут лопатки, забезпечуючи контрольовану ротацію. Він також працює у зв'язці з ромбоподібними м'язами (*mm. rhomboidei*), які допомагають стабілізувати лопатку в горизонтальній площині.

Обговорення. При абдукція плеча до 90° м'язи, що відповідають за рух і стабілізацію ключиці та лопатки відіграють ключову роль, забезпечуючи скоординовану роботу плечового поясу в рамках скапулогуморального ритму. Основні м'язи, які приймають участь у стабілізації лопатки – трапецієподібний м'яз (*m. trapezius*), м'яз, що піднімає лопатку (*m. levator scapulae*), передній зубчастий (*m. serratus anterior*) та ромбоподібні м'язи (*mm. rhomboidei*). Їхня робота синергічно пов'язана з грудинно-ключичним і акроміально-ключичним суглобами.

На початку відведення плеча (від 0 до 30°) основне навантаження припадає на дельтоподібний, надостьовий м'язи і м'язи ротаторної манжети плечового суглоба. Трапецієподібний м'яз (верхня і середня частини) і *m. levator scapulae* стабілізують лопатку і ключицю, готуючи їх до ротації. Тобто м'язи виконують виключно роль стабілізації лопатки. При подальшому відведенні від 30° до 90°, ротація лопатки

вгору стає домінуючою. Верхня і нижня частини трапецієподібного м'яза та передній зубчастий м'яз активно ротирують лопатку, а середня частина трапецієподібного і ромбоподібні м'язи забезпечують її стабільність.

Розглянуті аспекти роботи м'язів і суглобів при відведенні плеча дають підстави для передбачення наслідків при комбінованому переломі ключиці і верхнього краю лопатки, який суттєво порушує біомеханіку плечового поясу, обмежуючи відведення плеча через ураження ключових кісткових і суглобових структур. Перелом ключиці, особливо в латеральній третині, порушує стабільність грудинно-ключичного суглоба, зменшуючи здатність ключиці підніматися (15–20°) і ротирувати назад (20–35°), що обмежує передачу руху до лопатки. Перелом верхнього краю лопатки, зокрема акроміона чи верхнього кута, порушує ротацію лопатки вгору (30–40°) в акроміально-ключичному суглобі, що є критичним для скапулогуморального ритму (2:1). Це призводить до нестабільності плечового поясу, зниження амплітуди відведення та компенсаторних рухів, таких як надмірне підняття плечового поясу.

М'язи, що відповідають за рух ключиці та лопатки, зазнають функціональних порушень. Верхня частина трапецієподібного м'яза (*m. trapezius clavicle*) втрачає ефективність через зміщення точок прикріплення на ключиці чи акроміоні (*m. trapezius scapula*), що обмежує її здатність піднімати ключицю та ротирувати лопатку. М'яз, що піднімає лопатку (*m. levator scapulae*), через ураження верхнього кута лопатки не може стабілізувати її, а передній зубчастий м'яз (*m. serratus anterior*) і нижня частина трапецієподібного м'яза втрачають здатність формувати силову пару для ротації лопатки вгору. Середня частина трапецієподібного м'яза та ромбоподібні м'язи (*mm. rhomboidei*) не можуть ефективно стабілізувати лопатку в горизонтальній площині, що посилює порушення скапулогуморального ритму та обмежує відведення плеча.

Висновок. В роботі визначено порядок залучення суглобів і відповідних м'язів для забезпечення абдукції плеча до 90°. Отримані дані дали можливість визначити можливі порушення функціонування плечового поясу при ушкодженні ключиці чи лопатки, або при комбінованій їх травм.

Література.

1. Cowan PT, Mudreac A, Varacallo MA. Anatomy, Back, Scapula. [Updated 2023 Aug 8]. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2025 Jan-. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK531475/>
2. Contemori S, Panichi R, Biscarini A. Effects of scapular retraction/protraction position and scapular elevation on shoulder girdle muscle activity during glenohumeral abduction. *Hum Mov Sci.* 2019 Apr;64:55-66. doi: 10.1016/j.humov.2019.01.005
3. Yabata K, Fukui T. Characteristics of the scapula movement during shoulder elevation depend on posture. *J Phys Ther Sci.* 2022 Jul;34(7):478-484. doi: 10.1589/jpts.34.478.
4. Тяжелов О.А., Органов В.В., Гончарова Л.Д. Исследование работы мышц вращательной манжеты плеча на статической модели. *Травма.* 2005; 6 (4): 407-412.
5. Chadwick E., Blana, D., Kirsch R., Bogert A. van den. Real-Time Simulation of Three-Dimensional Shoulder Girdle and Arm Dynamics. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering,* 2014; 61(7), 1947-1956. doi:10.1109/TBME.2014.2309727
6. Saul KR, Hu X, Goehler CM, Vidt ME, Daly M, Velisar A, et al. (2015) Benchmarking of dynamic simulation predictions in two software platforms using an upper limb musculoskeletal model. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 18:1445–1458 pmid:24995410
7. Paine R, Voight ML. The role of the scapula. *Int J Sports Phys Ther.* 2013 Oct;8(5):617-29
8. Delp, S.L., Anderson, F.C., Arnold, A.S., Loan, P., Habib, A., John, C.T., Guendelman, E. & Thelen, D.G. (2007). OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement. *IEEE Trans Biomed Eng:* 54(11):1940-1950. DOI: 10.1109/TBME.2007.901024
9. Seth A, Matias R, Veloso AP, Delp SL. A Biomechanical Model of the Scapulothoracic Joint to Accurately Capture Scapular Kinematics during Shoulder Movements. *PLoS One.* 2016;11(1):e0141028. doi: 10.1371/journal.pone.0141028.
10. Долгополов О.В. Хірургічне лікування ушкоджень ротаторної манжети плеча. Дис. ... канд. мед. наук. Київ, Інститут травматології та ортопедії Академії медичних наук України; 2003. 167 с.
11. Кравченко Д.Д., Страфун О.С., Суворов В.Л., Карпінська О.Д., Карпінський М.Ю. Моделювання роботи м'язів плечового суглобу при відведенні верхньої кінцівки. *TERRA ORTHOPAEDICA,* 2(125): 17-26. doi:10.37647/2786-7595-2025-125-2-17-26.

ПОМИЛКИ ТА УСКЛАДНЕННЯ ПРИ ЛІКУВАННІ ПОСТРАЖДАЛИХ З ВЕРТЛЮГОВИМИ ПЕРЕЛОМАМИ СТЕГНОВОЇ КІСТКИ МЕТОДОМ ІНТРАМЕДУЛЯРНОГО ОСТЕОСИНТЕЗУ

Калашніков А.В., Літун Ю.М.

*ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України»,
Київ, Україна*

Ключові слова. *Вертлюгові переломи, інтрамедулярний остеосинтез.*

Актуальність проблеми. Вертлюгові переломи становлять 52,3% усіх переломів стегнової кістки і є серйозною медичною проблемою, особливо у пацієнтів похилого та старечого віку. Анатомічні особливості та широкий спектр супутньої патології значно ускладнюють реабілітацію хворих. Інтраопераційні ускладнення після інтрамедулярного остеосинтезу (ІМО) вертлюгових переломів складають від 12 до 23,4%, а післяопераційні 7–14,1%.

Мета дослідження. Вивчити помилки та ускладнення при лікуванні потерпілих з вертлюговими переломами стегнової кістки методом ІМО із застосуванням Proximal Femoral Nail (PFN) та Gamma Nail (GN), а також розробити заходи щодо їх профілактики.

Матеріали та методи. Під спостереженням перебували 53 потерпілих – 26 чоловіків і 27 жінок, віком від 20 до 87 років, яким було виконано ІМО з приводу 53 вертлюгових переломів стегнової кістки. Пацієнти молодого та середнього віку склали 48,6% від загальної кількості, тоді як на частку осіб похилого та старечого віку припало 51,4%. Переважна більшість постраждалих 50 (97%) осіб були госпіталізовані впродовж першої доби після отримання травми. У кожного третього пацієнта (20 осіб, 39%) виявлено поєднані пошкодження, а більш ніж у 3/4 хворих (39 осіб, 75,2%) діагностовано різноманітну супутню соматичну патологію. ІМО було виконано в усіх 53 випадках: у 29 з них (55%) застосовувався PFN, у решті 24 (45%) – GN.

Результати. Інтраопераційні помилки були зафіксовані у 15 випадках (28%) і стали безпосередньою причиною ускладнень як під час оперативного втручання, так і в подальшому перебігу лікування. Серед найбільш поширених технічних похибок – некоректне проксимальне блокування: введення гвинтів поза отвором стрижня, недостатнє його занурення або застосування гвинтів невідповідної довжини. Подібні помилки, а також неправильний вибір точки введення стрижня, призводили до нестабільності системи «стегнова кістка – фіксатор» та

незадовільної репозиції кісткових фрагментів. Введення стрижня без попереднього розсвердлювання каналу або без урахування анатомічних особливостей проксимального відділу стегна спричиняло розколвання діафіза. Окремо слід відзначити про три випадки неадекватного гемостазу, що ускладнилися утворенням гематом.

Післяопераційні ускладнення спостерігалися у 7(14%) випадках. Провідне місце серед них посіли пневмонії (4 випадки), що виникали переважно у пацієнтів найстаршої вікової групи – від 80 до 87 років – і були зумовлені недостатньою функціональною активізацією хворих. У двох пацієнтів розвинулась анемія внаслідок неадекватного відновлення об'єму циркулюючої крові; в одному випадку зафіксовано тромбоемболію легеневої артерії. Контрактури кульшового суглоба (4 випадки) формувались переважно через недотримання індивідуального режиму навантажень та нехтування лікувальною фізкультурою. Загалом частка ускладнень серед потерпілих віком понад 60 років склала 62,2%, що підкреслює особливу вразливість цієї категорії хворих. Загальна летальність у групі спостереження становила 6,7%.

Заходи профілактики. На підставі аналізу допущених помилок було розроблено систему профілактичних заходів, що охоплює три ключові етапи лікування. На етапі передопераційного планування обов'язковим є вивчення форми кістково-мозкового каналу за рентгенограмами та раціональний вибір фіксатора. Під час оперативного втручання принципового значення набувають адекватна репозиція, Т-подібне розсічення фасції у тучних пацієнтів, розсвердлювання каналу при його вузькому просвіті. У післяопераційному періоді кожен пацієнт має дотримуватися індивідуального графіка відновлення рухової активності; невід'ємною складовою лікування є комплекс медикаментозної терапії, лікувальної фізкультури та фізіотерапевтичних процедур.

Висновки. Проведений аналіз засвідчив, що переважна більшість ускладнень при виконанні ІМО вертлюгових переломів стегнової кістки зумовлена технічними та лікувально-тактичними помилками, а не об'єктивними властивостями методу. Особливої уваги потребують пацієнти похилого та старечого віку, на частку яких припадає 62,2% усіх ускладнень.

Впровадження розробленої системи профілактичних заходів – від ретельного передопераційного планування і бездоганного дотримання хірургічної техніки до адекватного медикаментозного супроводу і повноцінної реабілітації – дозволило скоротити кількість помилок і ускладнень у 1,7 раза та суттєво підвищити ефективність лікування цієї складної категорії постраждалих.

ОЦІНКА РЕНТГЕНОМЕТРИЧНИХ ЗМІН СУМІЖНИХ МІЖХРЕБЦЕВИХ ДИСКІВ ПІСЛЯ ТРАНСПЕДИКУЛЯРНОЇ ФІКСАЦІЇ ПОПЕРЕКОВОГО ВІДДІЛУ ХРЕБТА

Корж М.О., Барков О.О., Карпінська О.Д.

ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України», м. Харів, Україна

Ключові слова: *транспедикулярна фіксація, індекс диска, індекс форми диска, хребцево-дисковий коефіцієнт*

Вступ. Транспедикулярна фіксація є поширеним методом хірургічного лікування захворювань, деформацій і травм хребта [1]. Встановлення заднього кістково-пластичного спондилодезу з використанням транспедикулярних гвинтів забезпечує стабілізацію ураженого сегмента, але водночас порушує нормальні біомеханічні взаємовідносини між хребцево-руховими сегментами. Це спричиняє або прискорює розвиток дегенеративних змін у прилеглих сегментах хребта. Патологічні зміни в суміжних ділянках можуть проявлятися зниженням висоти дисків, формуванням гриж, розвитком сколіотичних деформацій, спондилолітезу або стенозу хребтового каналу. Зазначимо, що рентгенологічні ознаки захворювання прилеглого сегмента можуть спостерігатися без клінічних симптомів у 12,2–42,6 % випадків, тоді як рентгенологічні зміни з клінічними проявами — у 4–20 % [2, 3]. Найчастішими факторами ризику розвитку синдрому прилеглого сегмента (ЗПС) вважаються наявні дегенеративні зміни в суміжних сегментах, сагітальний дисбаланс, ригідна фіксація та інтраопераційне пошкодження м'язів [4, 5]. Незважаючи на наявність передумов для ЗПС, відомості про рентгенометричні зміни прилеглих міжхребцевих дисків у післяопераційний період є обмеженими.

Мета. Вивчити характер змін у міжхребцевих дисках та тілах суміжних хребців у динаміці після встановлення транспедикулярної фіксації на рівні L4–L5.

Матеріали і методи. У дослідження було включено 21 пацієнта, які проходили лікування у ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України» з 2022 року. На проведення наукового дослідження було отримано дозвіл від експертної комісії з питань етики та біоетики ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І. Ситенка НАМН України» (Протокол № 252). Дослідження проводилось з дотриманням прав людини відповідно до діючого в

Україні законодавства та Гельсінської декларації "Етичні принципи медичних досліджень за участю людини у якості об'єкта дослідження". Усі хворі надали інформовану добровільну згоду для участі у дослідженні.

Середній вік учасників становив $39,7 \pm 12$ років (діапазон: 20–60 років). Критеріями включення були: проведення транспедикулярної фіксації на рівні L4–L5 з приводу дегенеративних захворювань поперекового відділу хребта, включаючи міжхребцеві грижі та стеноз хребтового каналу. Критеріями виключення — наявність в анамнезі попередніх оперативних втручань на поперековому відділі, дегенеративний сколіоз, спондилолітез або пухлини.

Оцінювання стану міжхребцевих дисків проводили до хірургічного втручання, а також через 3, 6 та 12 місяців після операції на підставі даних магнітно-резонансної томографії (МРТ) поперекового відділу.

Для оцінки стану хребців та міжхребцевих дисків за МРТ-знімками, визначали індекс диску (Id), індекс форми диска (If) та хребцево-дисковий коефіцієнт (K_{dp}).

Статистичний аналіз. Отримані рентгенометричні показники оброблені статистично з визначенням середнього значення та стандартного відхилення ($M \pm SD$) та меж діапазону розкиду ($\min - \max$). З огляду на наявність множинних повторних вимірювань у трьох анатомічних зонах і чотирьох часових періодах, для статистичної обробки було використано GLM (Generalized Linear Model) з повторними вимірюваннями, що до індексів. Це дозволило оцінити як динаміку змін, так і вплив анатомічного рівня фіксації. Достатність обсягу вибірки оцінювали ретроспективно на основі ефекту часу (Partial Eta Squared) у моделі GLM з повторними вимірюваннями. Виявлений великий ефект ($\eta^2_p > 0,14$) дає підстави вважати, що обсяг вибірки $n=21$ є достатнім для достовірного виявлення динамічних змін досліджуваних показників. Аналіз даних за GLM проводили в пакеті IBM SPSS Statistics 26.0.

Оцінку відповідності нормальним значенням проводили індексів проводили методом ранжування отриманих даних – нижче норми, інтервал норми, вище норми з оцінкою частотним аналізом за кожним рівнем, що досліджували. Графічний аналіз розподілу індивідуальних показників проводили в пакетів R. Діаграми визначали середнє значення вибірки, стандартне відхилення, розподіл індивідуальних показників та межу норми, відповідно до індексу.

Результати. Згідно з багатовимірним аналізом дисперсії, було виявлено статистично значущу зміну показника в часі ($p < 0,001$), а також значущу взаємодію між часом і рівнем фіксації ($p = 0,001$), що вказує на різну траєкторію змін показника в різних анатомічних зонах. Зміна індексу диска має виражену лінійну ($p < 0,001$) та квадратичну ($p = 0,006$) компоненти, тобто спостерігається збільшення індексу диску після операції, деякий період стабільності, а потім значне зниження, що підтверджується графічно. Взаємодія між часом і рівнем фіксації виявилась незначущою ($p = 0,359$), що свідчить про однакову направленість зміни Id на трьох анатомічних рівнях. Загальні відмінності між рівнями фіксації були відсутні ($p = 0,743$).

Виходячи з того, що межа норми доволі широка – від 0,35 до 0,45, і за даними статистичного аналізу показники на всіх рівнях впродовж спостереження статистично значущо ($p < 0,001$) були менше верхньої межі.

Якщо проаналізувати отримані діаграми розподілу індивідуальних даних індексу диску, можна сказати, що переважна кількість пацієнтів мала знижений індекс диску - в зоні фіксації 15 (71,4 %), вище рівня фіксації – 17 (81,0 %), і нижче фіксації – 14 (66,7 %). Це можна спостерігати, що більше точок розташовано нижче межі нормальних значень, нижче рівня норми знаходяться і середні значення. Через 3 місяці після операції значення індексу диску не змінилися. Через 6 місяців після операції зниження індексу у вище рівня фіксації відмічено у 16 (76,2 %), в зоні фіксації – 18 (85,7 %), нижче – 14 (66,7 %) пацієнтів. На 12 місяць після операції відмічено збільшення кількості пацієнтів, у кого відмічено зменшення індексу диска: вище рівня фіксації – 15 (90,5 %), на рівні фіксації – 19 (90,5 %), нижче – 15 (71,4 %) спостережень.

У двох пацієнтів відмічено значення індексу диску більше норми ($Id=0,45$) в зоні нижче фіксації в періоди 3 та 6 місяців після операції, і повернення в бік зменшення індексу на 12 місяць спостереження.

Згідно з результатами багатофакторного дисперсійного аналізу з повторними вимірюваннями, індекс форми міжхребцевого диска (If) продемонстрував статистично значущу динаміку у часі незалежно від рівня фіксації ($p = 0,010$). взаємодії між періодами спостережені і рівнем фіксації не виявлено ($p = 0,113$). Аналіз контрастів виявив, що найкраще динаміку описує квадратична ($p = 0,016$) та кубічна ($p=0,002$) моделі змін, що відображає хвилеподібну або нелінійну зміну індексу в часі, з етапами покращення та подальшого погіршення. Взаємодія між

часом та рівнем фіксації статистично не значуща ($p = 0,276$), що свідчить про однакову форму динаміки незалежно від анатомічного рівня (вище, на рівні, нижче фіксації). Не виявлено статистично значущої загальної відмінності між рівнями фіксації ($p=0,332$).

За даними, представленими на діаграмі можна бачити, що після операції у пацієнтів збільшується індекс форми диска на всіх рівнях. Але в продовж року після операції, спостерігається значна втрата форми в зоні фіксації та нижче рівня фіксації. Характерна зміна форми диска вище рівня фіксації – незначне зниження індексу форми змінюється його збільшенням.

За даними частотного аналізу та графічного подання розподілу індивідуальних показників індексу форми диску, визначено, що до операції у більшості пацієнтів спостерігали менший за норму If на всіх рівнях інтересу: у 16 (76,2 %) вище зони фіксації, 17 (81,0 %) в зоні фіксації та 12 (57,1 %) на нижчому рівні, тобто спостерігається зменшення медіального боку диску. При цьому у 6 (28,6 %) пацієнтів спостерігалось латеральне зменшення висоти на нижчому від фіксації рівні. Для інших рівнів латеральне зменшення висоти диска не перевищувало 15 %. На всіх рівнях середнє значення If знаходиться нижче нормального значення.

Через 3 місяці після операції індекс форми диска залишався переважно нижче норми у 11 (52,4 %) пацієнтів на всіх рівнях. При цьому у 9 (42,9 %) пацієнтів If був вище норми на рівні вище фіксації, і у 8 (38,1 %) на рівні нижче.

Через 6 міс після операції переважна кількість пацієнтів мала If нижче норми, тобто зменшення медіального краю диска відмічали у 12 (57,1 %) випадках вище і нижче рівня фіксації. Індекс у межах норми був у 2 (9,5 %) вище і нижче фіксації, відповідно вище норми у 7 (33,3, %) на тих же рівнях. Деформація проміжку фіксації в медіальний бік спостерігали у 12 (57,1 %) випадках, в латеральний – у 2 (9,5 %). На 12 місяць після операції індекс форми диска на рівні вище фіксації спостерігали по 9 (42,9 %) випадків вище і нижче норми. На рівні нижче переважали випадки нижче норми – 12 (57,1 %), при тому 4 (19,0 %) у межах норми. В зоні фіксації спостерігалось зменшення медіальної висоти проміжка.

За загальними спостереженнями можна визначити, що на 3 місяць після операції спондилодезу, спостерігається значний розкид значень індексів на суміжних від рівня фіксації дисках, на 6 місяць відмічається відносна стабілізація, про що свідчить зменшення

стандартного відхилення значень, але на 12 місяць, знову відмічається значне збільшення розкиду, що може свідчити про часткову втрату стабілізації.

Згідно з результатами багатовимірної дисперсійної аналізу, було виявлено статистично значущу зміну Kdp в часі ($p < 0,001$), що підтверджується також уніваріантним аналізом із корекцією сферичності ($F = 4,393$; $p = 0,020$). Загальні відмінності між анатомічними рівнями фіксації ($p = 0,754$) та взаємодія “період \times рівень” ($p = 0,277$) не були статистично значущими, що свідчить про подібну динаміку змін показника у всіх зонах.

За даними аналізу, до лікування переважна кількість випадків мала Kdp вище норми причому на всіх дослідних рівнях – вище фіксації 17 (81,0 %), в зоні фіксації – 14 (66,7 %), і нижче – 19 (90,5%). Випадки нижче норми не спостерігали, крім 1 (4,8 %) на нижньому рівні. На 3 місяці після операції тенденція зберігається на рівні вище фіксації, незначні зміни відбулися у зоні фіксації – 5 (23,8%) мали нормальний Kdp, 15(71,4 %) – нижче норми. На нижньому рівні збільшилась кількість нормальних Kdp до 5 (23,8 %), відповідно коефіцієнтів нижче норми зменшилось -16 (76,2 %). На 6 місяць після операції на рівні вище фіксації у 2 (9,5 %) спостережень Kdp був нижче норми і на 12 місяць спостережень зросла до 5 (23,8 %). Кількість випадів Kdp в межах норми на 6 місяць не змінилась, на 12. Збільшилась да 6 (28,6 %). Відповідно Kdp нижче норми на 6 і 12 місяць були 15 (71,4 %) та 10 (47,6 %), відповідно. В зоні фіксації спостерігали не значне збільшення кількості випадків нижче норми – 6 (28,6 %) на 12 місяць після операції і зменшення кількості збільшення коефіцієнта – 11 (52,4 %) на той же період.

В зоні нижче вище фіксації на 12 місяць відбулися помітні зміни Kdp – в зону норми потрапило 10 (47,6 %), і у 7 (33,3 %) коефіцієнт був вище.

Висновки. Проведений аналіз рентгенометричних змін у прилеглих сегментах хребта продемонстрував інформативність запропонованих індексів (Id, If, Kdp) для оцінки структурних змін міжхребцевих дисків і тіл хребців. Ці індекси дозволяють диференціювати, які саме анатомічні компоненти зазнають дегенеративних змін та оцінити ступінь їх відхилення від норми.

Упродовж одного року після транспедикулярної фіксації на рівні L4–L5 зафіксовано зміни як у сегментах, розташованих вище, так і нижче зони фіксації. При цьому в сегментах, що розташовані вище (L3–

L4), дегенеративні процеси виявляються раніше — вже через 6 місяців після оперативного втручання. Натомість зміни у нижніх сегментах (L5–S1) є менш вираженими та переважно проявляються через рік.

За результатами оцінки не виявлено чіткої послідовності чи переваги у характері структурних змін — чи то диски, чи хребці піддаються руйнуванню першочергово. Імовірно, такі відмінності зумовлені індивідуальними чинниками, зокрема віком пацієнта, станом кісткової тканини, особливостями анатомії та наявністю супутніх змін. Ідентифікація цих чинників потребує подальших досліджень.

Література

1. Arim O, Alshalcy A, Shakir M, Agha O, Alhamdany H. Transpedicular Screw Fixation In Degenerative Lumbosacral Spine Disease Surgical Outcome. *Georgian Med News*. 2024;(348):117-121. PMID: 38807404.
2. Burch MB, Wieggers NW, Patil S, Nourbakhsh A. Incidence and risk factors of reoperation in patients with adjacent segment disease: A meta-analysis. *J Craniovertebr Junction Spine*. 2020;11(1):9-16. doi: 10.4103/jcvjs.JCVJS_10_20,
3. Sagheboud S, Zare R, Chaurasia B, Vakilzadeh MM, Yousefi O, Boustani MR. Dynamic Rod Constructs as the Preventive Strategy against Adjacent Segment Disease in Degenerative Lumbar Spinal Disorders: A Retrospective Comparative Cohort Study. *Arch Bone Jt Surg*. 2023;11(6):404-413. doi: 10.22038/ABJS.2022.68498.3239.
4. Барков О.О., Малик Р.В., Карпінська О.Д. Дослідження навантаження у крижово-клубовому зчленуванні при динамічній симуляції рухів у поперековому відділі хребта на скелетно-м'язових моделях після виконання заднього бісегментарного спондилодезу. *Травма*. 2023; 24(2):54-59. DOI: 10,22141/1608-1706.2.24.2023.944
5. Барков О.О., Малик Р.В., Карпінська О.Д.. Дослідження навантаження тіла хребця L4 при динамічній симуляції рухів у поперековому відділі хребта на скелетно-м'язових моделях після виконання заднього бісегментарного спондилодезу. *Ортопедія, травматологія та протезування*. 2023; (3): 13-18. DOI: 10,15674/0030-59872023333-18

МОДЕЛЮВАННЯ СИЛ М'ЯЗИВ, НЕОБХІДНИХ ДЛЯ ЗГИНАННЯ ВЕРХНЬОЇ КІНЦІВКИ В ПЛЕЧОВОМУ СУГЛОБІ

Кравченко Д.Д.¹, Страфун О.С.¹, Суворов В.Л.¹,
Карпінська О.Д.², Карпінський М.Ю.²

¹ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», м.Київ

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

Ключові слова: плечовий суглоб, згинання, м'язи, ізометрична сила, момент сили.

Вступ. Рухи верхніх кінцівок, зокрема згинання та відведення руки, відіграють ключову роль у повсякденному житті людини, забезпечуючи широкий спектр активності — від побутових дій до складних фізичних навантажень [1]. Ці рухи реалізуються завдяки скоординованій роботі м'язових груп, таких як біцепс, трицепс, дельтоподібний м'яз та м'язи ротаторної манжети, які взаємодіють із біомеханічною системою плечового суглоба [2].

Ендопротезування плечового суглоба (артропластика) проводиться для заміни пошкоджених суглобових поверхонь (головки плечової кістки та/або суглобової западини лопатки) штучними компонентами [3]. Процедура ендопротезування часто застосовується при переломах або масивних розривах м'язів ротаторної манжети, коли консервативне лікування неефективне. У випадках, коли неможливо застосовувати анатомічне ендопротезування плечового суглобу (ротаторна артропатія плечового суглобу, псевдопараліч плеча, багатоуламкові переломи проксимальної ділянки плечової кістки у пацієнтів похилого віку) широко використовується реверсивне ендопротезування [4]. Для вибору коректного хірургічного втручання необхідно розуміти анатомію та функцію прилеглих тканин, зокрема м'язів ротаторної манжети: 1) надостьового (m. supraspinatus), 2) підостьового (m. infraspinatus), 3) малого круглого (m. teres minor)? 4) підлопаткового (m. subscapularis) [5]. Також необхідно брати до уваги структуру дельтоподібного м'яза (m. deltoideus), без функціонування якого будь-яке ендопротезування не має сенсу [6].

Розуміння функцій цих м'язів також має значення для розробки післяопераційних реабілітаційних програм в контексті ортопедичних втручань, зокрема ендопротезування плечового суглоба. При заміщенні плечового суглоба важливо враховувати внесок м'язів, відповідальних

за згинання та відведення плеча, оскільки їхня функція суттєво впливає на стабільність протеза, діапазон рухів і загальну ефективність відновлення [7].

Сучасні інструменти біомеханічного моделювання, такі як програмне забезпечення OpenSim [8.], дозволяють досліджувати м'язову динаміку та кінематику рухів у віртуальному середовищі. У цій роботі ми зосереджуємося на моделюванні згинання руки, аналізуючи активність ключових м'язів, що забезпечують ці рухи.

Мета: оцінити силовий внесок окремих м'язових груп при згинання верхньої кінцівки в плечовому суглобі для подальшого застосування в біомеханіці та клінічній практиці.

Матеріали і методи. В основі моделі лежить модель DAS3, яка є компонентом проекту Dynamic Arm Simulator, використовується для симуляції в реальному часі біомеханіки плечового поясу та верхньої кінцівки. Цей симулятор був створений в рамках проекту NIH "Контрольована мозком гібридна функціональна електрична стимуляція" під керівництвом доктора Роберта Ф. Кірша з Case Western Reserve University. Фундаментальні параметри та математичне підґрунтя моделі описані в публікації Chadwick E. та співавторів [9].

Дана модель дозволяє досліджувати рухи в суглобах плечового поясу. В структуру моделі, застосованої для моделювання, входять 6 суглобових з'єднань: надплечово-ключичне (*articulatio acrimio-clavicularis* - ac), грудинно-ключичне (*articulatio sternoclavicularis* - sc), плечове (*articulatio glenohumeralis* - gh), плечо-ліктьове (*articulatio humeroulnaris* – hu), плечо-променево (*articulatio humeroradialis* – hr) та променево-зап'ясткове (*articulatio radiocarpalis* – rc). Загалом модель містить 138 м'язів.

Для вивчення згинання верхньої кінцівки нам необхідно змодельовати рухи у плечовому суглобі (далі GH). В моделі згинання здійснюється зміна кута в GH по осі Z. Виходячи з особливості моделі, згинання верхньої кінцівки вивчається від 0° до 90°. Розглядаємо рух верхньої кінцівки без навантаження (Passive) та при згинанні з вагою 2 кг.

У плечовому суглобі сила м'язів забезпечує як рух, так і стабільність. Ротаторна манжета відіграє важливу роль у стабілізації головки плечової кістки в суглобовій западині лопатки під час рухів. Дельтоподібний м'яз (*m. deltoideus*) анатомічно поділяється на три основні порції (або частини), в функції згинання задіяна тільки передня порція - *pars clavicularis*.

Результати. Розглянемо зміну сили м'язів при згинання верхньої кінцівки до 90°.

Дельтоподібний м'яз (*m. deltoideus*) – це великий м'яз трикутної форми, який лежить над плечовим суглобом (GH) і надає плечу округлий контур. анатомічно поділяється на три основні порції (або частини), які мають різні функції завдяки своїм точкам прикріплення та напрямку волокон [10].

Передня порція (*pars clavicularis*). Розташована в передній частині м'яза, бере початок від бічної третини ключиці. Основна функція: згинання плеча (підняття руки вперед) і внутрішня ротація.

Середня порція (*pars acromialis*). Знаходиться в середній частині, бере початок від акроміону лопатки. Основна функція: відведення плеча (підняття руки вбік), особливо активна в діапазоні від 15° до 90°.

Задня порція (*pars spinalis*). Розташована в задній частині, бере початок від остистого відростка лопатки. Основна функція: розгинання плеча (відведення руки назад) і зовнішня ротація.

Кожна частина може працювати незалежно або в синергії з іншими залежно від типу руху плеча.

Напрямок руху верхньої кінцівки (вперед, у бік чи назад) залежить від положення голівки плечової кістки у суглобі. Тобто кут її положення відносно базового, буде визначати напрямок руху кінцівки.

Розглянемо силу, яку необхідно розвивати передній порції **дельтоподібного** м'язу для згинання руки в плечовому суглобі. Враховуючи те, що верхня кінцівка має певну вагу, то для її згинання м'яз повинен розвинути силу для його виконання. При підйомі руки з вагою (2 кг), відповідні м'язи повинні розвинути додаткові зусилля. Розглянемо яку силу розвивають відповідні групи дельтовидного м'язу.

Передня порція дельтоподібного м'яза є основним агоністом при згинанні плеча (флексії), тобто піднятті руки вперед у сагітальній площині. Його активність особливо виражена в діапазоні від 0° до 90° згинання, коли рука піднімається від вертикального положення до горизонтального. *Pars clavicularis* працює разом із великим грудним м'язом (*m. pectoralis major, pars clavicularis*), двоголовим м'язом плеча (*m. biceps brachii*) та клювоплечовим м'язом (*m. coracobrachialis*), підсилюючи згинання. Передня порція генерує меншу силу порівняно з середньою (*pars acromialis*), але її внесок значний у початковій фазі згинання (0°–60°).

Крутний момент, який розвиває **m. deltoideus, pars clavicularis** при згинанні руки, залежить від сили м'яза, довжини важеля та кута прикладання сили. У початковій фазі згинання крутний момент зростає (від 0° до 60°), оскільки рука долає силу тяжіння, а передня порція активно скорочується. Максимальна ефективність досягається приблизно при 30°–60°, коли довжина волокон м'яза оптимальна для генерації сили. Крутний момент досягає піку при 90°, коли важіль максимальний, а сила тяжіння чинить найбільший опір. Однак у цій фазі *pars clavicularis* може частково поступатися роллю іншим синергістам (наприклад, *m. pectoralis major*).

При згинанні плеча (флексії) *m. deltoideus, pars acromialis* відіграє роль допоміжного м'яза (синергіста), а не основного агоніста. Основну силу забезпечує передня порція (*pars clavicularis*), але середня порція включається, якщо рух потребує додаткової стабілізації як це видно при згинанні з вагою. Сила м'яза зростає у 2,5 рази. Активність м'яза менш виражена у сагітальній площині, але сприяє крутному моменту, особливо при кутах 60°–90°, коли рука наближається до горизонтального положення. Крутний момент зростає пропорційно куту. *m. deltoideus, pars acromialis* має більшу ізометричну силу, тому на діаграмі ми бачимо трохи більший внесок в розвиток крутного моменту, ніж передньої порції, хоча він більше направлений на стабілізацію плеча, ніж на сам рух.

Задня порція дельтоподібного м'яза (*m. deltoideus, pars spinalis*) практично не приймає участь в згинанні, а більше стабілізує суглоб.

При згинанні плеча *musculus deltoideus, pars spinalis* (задня порція дельтоподібного м'яза) діє як антагоніст, а не агоніст чи синергіст. Її основна функція — розгинання та зовнішня ротація, тому під час згинання (руху вперед) вона пасивно розтягується, протидіючи передній порції (*pars clavicularis*), яка є головним рушієм. М'яз генерує мінімальну активну силу в цьому русі, але може чинити опір через тонус чи еластичність волокон. Крутний момент, який він створює, спрямований проти згинання. В пасивних рухах (флексії) плеча спостерігаємо практично пряму стабільну траєкторію як сили, так і крутного моменту. Але, при згинанні руки з вагою крутний момент *musculus deltoideus, pars spinalis* зростає через збільшення зовнішнього навантаження - вага в руці додає додатковий момент сили, спрямований вниз (за рахунок гравітації), який протидіє згинанню. *Pars spinalis*, як антагоніст, активніше включається, щоб стабілізувати суглоб або уповільнити рух. Для того, щоб протистояти вазі, задня порція генерує

більшу силу (F), ніж при згинанні без навантаження через те, що вага, розташована дистальніше від суглоба (у долоні), подовжує важіль, що прямо пропорційно збільшує крутний момент. Крутний момент зростає через те, що вага підсилює опір, змушуючи задню порцію працювати інтенсивніше як стабілізатор чи гальмо, а довший важіль і більша сила підсилюють ефект.

Анатомія та функція ротаторної манжети. Ротаторна манжета плеча складається з чотирьох м'язів: надостьового (*m. supraspinatus*), підостьового (*m. infraspinatus*), малого круглого (*m. teres minor*) і підлопаткового (*m. subscapularis*). Ці м'язи відіграють подвійну роль: вони забезпечують обертальні рухи плеча та стабілізують головку плечової кістки в суглобовій западині лопатки. Ротаторна манжета активно працює для стабілізації суглоба протягом усього руху.

Згинання руки в плечовому суглобі на 90° — це рух, коли рука піднімається вперед від вертикального положення до горизонтального. Цей рух можна умовно поділити на дві фази: початкова фаза згинання, де активність м'язів манжети та інших агоністів має свої особливості – від 0° до 60° та завершальна фаза, де відбувається перерозподіл навантаження між м'язами від 60° до 90° .

У початковій фазі згинання (до 60°) основну роль відіграють м'язи, які здатні ефективно генерувати силу при менших кутах. Це надостьовий м'яз (*m. supraspinatus*) - активний на початку руху [11]. Згинання не є його основною функцією, він допомагає утримувати головку плечової кістки в суглобовій западині, коли рука починає рухатися вперед. Його внесок зменшується після 60° , коли кут прикладання сили стає менш вигідним. Підлопатковий м'яз (*m. subscapularis*) - внутрішній ротатор, він стабілізує суглоб і може брати участь у згинанні, особливо якщо рух супроводжується легкою внутрішньою ротацією. Його активність також знижується після 60° через зміну кута важеля [12].

У цій фазі крутний момент у плечовому суглобі зростає пропорційно куту згинання, оскільки довжина важеля (відстань від осі обертання до точки прикладання сили) збільшується. Проте м'язи манжети працюють переважно для стабілізації, а не для створення основного крутного моменту.

Розглянемо як представлено в моделі робота надостьового м'язу (*m. supraspinatus*). Як показало моделювання, сила і крутний момент **m. supraspinatus** (надостьового м'язу) зменшуються при згинанні плеча, особливо після 60° . Це пов'язано, з тим, що згинання не є функцією

надостьового м'язу, при флексії його внесок мінімальний, і після 60° він поступається іншим м'язам (наприклад, *m. deltoideus, pars clavicularis*). Хоча довжина важеля (*d* – довжина м'яза) зростає при згинанні до 90°, для *supraspinatus* це менш значуще, через те, що його точка прикріплення (великий горбок плечової кістки) не оптимізує момент у сагітальній площині. Отже, після 60° сила і момент зменшуються через субоптимальну довжину м'яза та несприятливий кут, що знижує його ефективність при згинанні.

Сила *m. subscapularis* при пасивному згинанні не генерує значної сили, оскільки його основна роль внутрішня ротація та стабілізація, а не флексія. Сила залишається низькою і стабільною, залежною лише від тонусу чи еластичності м'яза. Відповідно і крутний момент при пасивному згинанні зростає, але повільно через не значне збільшення кута дії сили м'язів. При згинанні з вагою спостерігаємо трикратне зростання сили м'яза для стабілізації суглоба, що і викликає значне збільшення крутного моменту до кута згинання 60°. Після 60° кут стає менш оптимальним, і момент знижується. При згинанні плеча з вагою, *m. subscapularis* активніше включається для запобігання передньому зміщенню головки плечової кістки, що підвищує його внесок у момент до 60°.

Після 60° флексії деякі м'язи манжети "передають" основну роль іншим м'язам.

Підостьовий м'яз (*m. infraspinatus*) і малий круглий м'яз (*m. teres minor*) – м'язи, які забезпечують зовнішню ротацію, і часто включаються в роботу після кута згинання 60°.

Розглянемо функцію підостьового м'язу (*m. infraspinatus*) при флексії плеча. При пасивному згинанні сила *m. infraspinatus* майже постійна і низька, через те, що флексія не є основною його функцією. Відповідно при згинанні з вагою, сила м'яза збільшується, але переважно для стабілізації. В наслідок не профільності функції згинання, активність м'яза знижується при куті більше 40° - 50°.

Крутний момент *m. infraspinatus* в пасиві, відповідно рівню сили змінюється повільно, і значно зростає при згинанні плеча з вагою, але як протидія передньому зміщенню голівки плеча, і зменшується після кута згинання у 40°, відповідно зменшенню сили м'яза на цьому відрізьку.

Розглянемо четвертий м'яз ротаторної манжети плеча - малий круглий м'яз (*m. teres minor*). Зміна сили *m. teres minor* при пасивному згинанні практично не змінюється, а при згинанні з вагою зростає

майже втричі. Виходячи, що траєкторія зміни сили *m. teres minor* не залежить від кута згинання, основна його функція направлена суто на стабілізацію голівки плеча.

Крутний момент малого крутного м'яза в пасивного русі змінюється виключно через зміну кута дії сили, і у не значних межах (0,5 Нм), хоча при згинанні з вагою спостерігаємо помітне зростання величини крутного моменту на всій траєкторії руху. Треба відмітити наявність від'ємного крутного моменту при 0 куті згинання, що свідчить про те, що вага в руці відхиляє м'яз назад.

Обговорення. Мета роботи полягала в тому, щоб оцінити роботу м'язів, відповідальних за стабілізацію плечового суглоба при рухах, в даному дослідженні при згинанні. Як було визначено при пасивних рухах, м'язи-ротатори манжети плеча виконують переважно пасивну роль стабілізаторів і до кута 30-40° не збільшують силу стабілізації. Але при згинанні руки з вагою (2 кг), відмічається збільшення активації м'язів, причому м'язи, розташовані зверху (*m. supraspinatus*) активується помітно менше, десь вдвічі, на відміну від бічних м'язів (*m. subscapular*, *m. infraspinatus* і *m. teres minor*), сила яких збільшується втричі. Це пов'язано з тим, що верхній м'яз (*m. supraspinatus*) при згинанні руки не змінює вектор дії сил, більш того, по мірі збільшення кута згинання зменшується його довжина, що і зменшує необхідну силу. Тобто, основна його роль залишається в підтримці стабільності суглоба – утримання голівки плеча.

М'язи, розташовані з боку лопатки, при зміні кута згинання, крім зміни векторів дії сили, збільшують свою довжину, хоча і не значно, але в силу дії гравітаційних сил, при згинанні руки з вагою, для підтримки стабільності плеча, м'язи збільшують свою силу.

Згинання руки до 40-60° відбувається переважно рухами у плечовому суглобі (гленоїді), який забезпечується передньою порцією дельтоподібного м'яза, великим грудним м'язом і безпосередньо біцепсом. Подальший рух вимагає задіяння м'язів, відповідальних за рух лопатки (*m. serratus anterior*, *m. trapezius* (*pars descendens*), *mm. rhomboidei*).

При ендопротезуванні плечового суглоба при можливості бажано зберегти м'язи ротаторної манжети плеча і дельтоподібний м'яз, або намагатися мінімального їх ушкодження. *M. teres minor* [13], як частина ротаторної манжети, разом з *m. infraspinatus* утримує суглоб, запобігаючи вивиху протеза [14]. Дельтоподібний м'яз і манжета (включно з *teres minor*) забезпечують флексію, ротацію та відведення.

Пошкодження веде до слабкості, втрати зовнішньої ротації та ускладнень (наприклад, нестабільності).

Висновки. Отримані результати моделювання підтверджують, що м'язи ротаторної манжети плеча в основному відіграють роль у стабілізації плечового суглоба. У пасивному режимі (без ваги) вони проявляють мінімальну активність до кута згинання 30–40°, виконуючи переважно пасивну стабілізаційну функцію. Натомість при згинанні руки з додатковою вагою спостерігається значне зростання сили м'язів-стабілізаторів, що свідчить про їх активну участь у протидії гравітаційному навантаженню та утриманні головки плечової кістки.

Отримані дані є цінними при плануванні ендопротезування плечового суглоба. Збереження м'язів ротаторної манжети, має вирішальне значення для забезпечення стабільності протеза, рухливості суглоба та запобігання післяопераційним ускладненням.

Література.

1. Lugo R, Kung P, Ma CB. Shoulder biomechanics. *Eur J Radiol.* 2008 Oct;68(1):16-24. doi: 10.1016/j.ejrad.2008.02.051. Epub 2008 Jun 3. PMID: 18511227
2. Halder AM, Itoi E, An KN. Anatomy and biomechanics of the shoulder. *Orthop Clin North Am.* 2000 Apr;31(2):159-76. doi: 10.1016/s0030-5898(05)70138-3. PMID: 10736387
3. Bryant D, Litchfield R, Sandow M, Gartsman GM, Guyatt G, Kirkley A. A comparison of pain, strength, range of motion, and functional outcomes after hemiarthroplasty and total shoulder arthroplasty in patients with osteoarthritis of the shoulder. A systematic review and meta-analysis. *Journal of Bone and Joint Surgery (American Volume).* 2005; 87(9):1947–56
4. Hermena S, Rednam M. Reverse Shoulder Arthroplasty. 2024 Mar 13. In: *StatPearls* [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2025 Jan–. PMID: 34662059.
5. Akhtar A, Richards J, Monga P. The biomechanics of the rotator cuff in health and disease - A narrative review. *J Clin Orthop Trauma.* 2021 Apr 26;18:150-156. doi: 10.1016/j.jcot.2021.04.019. PMID: 34012769; PMCID: PMC8111677.
6. Pegreff F, Pellegrini A, Paladini P, Merolla G, Belli G, Velarde PU, Porcellini G. Deltoid muscle activity in patients with reverse shoulder prosthesis at 2-year follow-up. *Musculoskelet Surg.* 2017 Dec;101(Suppl 2):129-135. doi: 10.1007/s12306-017-0516-6. Epub 2017 Oct 30. PMID: 29086336.
7. Clouthier AL, Hetzler MA, Fedorak G, Bryant JT, Deluzio KJ, Bicknell RT. Factors affecting the stability of reverse shoulder arthroplasty: a biomechanical study. *J Shoulder Elbow Surg.* 2013 Apr;22(4):439-44. doi: 10.1016/j.jse.2012.05.032. Epub 2012 Aug 30. PMID: 22939407.

8. Seth A, Sherman M, Reinbolt JA, Delp SL. OpenSim: a musculoskeletal modeling and simulation framework for *in silico* investigations and exchange. *Procedia IUTAM*. 2011;2:212-232. doi: 10.1016/j.piutam.2011.04.021. PMID: 25893160; PMCID: PMC4397580
9. Chadwick, E., Blana, D., Kirsch, R., & Bogert, A. van den. (2014). Real-Time Simulation of Three-Dimensional Shoulder Girdle and Arm Dynamics. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 61(7), 1947-1956. doi:10.1109/TBME.2014.2309727
10. Тяжелов ОА, Карпінська ОД, Рикун МД, Браніцький ОЮ. Вплив зміни довжини компонентів м'язово-сухожилкового елемента м'язів-згиначів ліктьового суглоба на ізометричну силу та крутний момент суглоба. *Ортопедія, травматологія та протезування*. 2023; 4 (634): 48-55. DOI: 10.15674/0030-59872023448-55
11. Wattanaprakornkul D, Halaki M, Boettcher C, Cathers I, Ginn KA. A comprehensive analysis of muscle recruitment patterns during shoulder flexion: an electromyographic study. *Clin Anat*. 2011 Jul;24(5):619-26. doi: 10.1002/ca.21123. Epub 2011 Jan 12. PMID: 21647962.
12. Aguirre K, Mudreac A, Kiel J. Anatomy, Shoulder and Upper Limb, Subscapularis Muscle. [Updated 2023 Aug 28]. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2025 Jan-. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK513344/>
13. Franceschi F, Giovannetti de Sanctis E, Gupta A, Athwal GS, Di Giacomo G. Reverse shoulder arthroplasty: State-of-the-art. *J ISAKOS*. 2023 Oct;8(5):306-317. doi: 10.1016/j.jisako.2023.05.007. Epub 2023 Jun 8. PMID: 37301479..
14. Chawla H, Gamradt S. Reverse Total Shoulder Arthroplasty: Technique, Decision-Making and Exposure Tips. *Curr Rev Musculoskelet Med*. 2020 Apr;13(2):180-185. doi: 10.1007/s12178-020-09613-3. PMID: 32147779; PMCID: PMC7174471.

МОДЕЛЮВАННЯ СИЛ М'ЯЗІВ ПЛЕЧОВОГО СУГЛОБУ, ЩО ВИНИКАЮТЬ ПРИ ВІДВЕДЕННІ ВЕРХНЬОЇ КІНЦІВКИ

Кравченко Д.Д.¹, Страфун О.С.¹, Суворов В.Л.¹,
Карпінська О.Д.², Карпінський М.Ю.²

¹ДУ «Інститут травматології та ортопедії НАМН України», м.Київ
²ДУ «Інститут патології хребта та суглобів ім. проф. М.І.Ситенка НАМН
України», м.Харків

Ключові слова: плечовий суглоб, відведення, м'язи, ізометрична сила, момент сили.

Вступ. Моделювання роботи м'язів плечового суглоба під час відведення верхньої кінцівки є важливим напрямком у біомеханіці, медичній реабілітації, спортивній медицині та ендопротезуванні [1]. Робота плечового суглоба залежить від складної взаємодії м'язів, сухожиллів та кісткових структур. Амплітуда рухів в плечі становить від 0 до 180° [2]. У центрі цього складного механізму знаходяться дельтоподібний м'яз та м'язи ротаторної манжети плеча, які виконують унікальні, але взаємодоповнюючі функції при відведенні верхньої кінцівки [3].

З точки зору ендопротезування плечового суглобу (*анатомічним протезом* – TSA або *реверсивним протезом* – RSA) функціонування вищезгаданих м'язів не може бути переоціненою. Відомо, що при TSA м'язи ротаторної манжети є основним стабілізатором [4]. В той час, як функціонування RSA залежить в першу чергу від роботи дельтоподібного м'язу (при RSA центр обертання переноситься медіально та дистально, збільшуючи важель дельтоподібного м'язу, що дозволяє компенсувати відсутність надостьового м'язу [2]. Дослідження показують збільшення активності переднього та середнього пучків дельтоподібного м'язу на 30-40% порівняно з анатомічним протезуванням [5]. Підлопатковий м'яз, в свою чергу, грає роль переднього стабілізатора для компонентів ендопротезу; його дисфункція після RSA може спричинити нестабільність імплантата [6]. Хоча RSA призначений для пацієнтів із пошкодженнями ротаторної манжети, залишкова функція цих м'язів може покращити кінематику суглоба та зменшити навантаження на компоненти ендопротеза [5].

З урахуванням впливу вищезгаданих м'язів на функціонування ендопротезу було запропоновано певні стратегії збереження м'язів: 1) мінімально-інвазивні доступи [7], 2) прецизійне позиціонування

компонентів ендопротезу [8], 3) рання мобілізація та післяопераційна реабілітація [9]. Таким чином, дослідження роботи цих м'язів під час виконання відведення може допомогти краще зрозуміти пікові навантаження на певні м'язи і оптимізувати результати після RSA.

Мета: оцінити силовий внесок окремих м'язів плечового поясу при відведенні верхньої кінцівки в плечовому суглобі для подальшого застосування в клінічній практиці для покращення результатів реверсивного ендопротезування плечового суглобу.

Матеріали і методи. Методологічну основу дослідження становить модель DAS3. Концептуальні засади та математичний апарат моделі детально представлені в науковій публікації Chadwick E. та колег [10]. Загальна кількість м'язових елементів у моделі становить 138. Дослідження відведення верхньої кінцівки передбачало моделювання рухів у плечовому суглобі (GH) за нейтрального положення ротації плечової кістки. Критерієм відведення слугувала зміна кута в GH за віссю Z. Відповідно до особливостей розробленої моделі, діапазон вивчення руху обмежено інтервалом від 0° до 90°.

Експериментальні умови включали два варіанти навантаження: пасивний рух без додаткового навантаження (Passive) та відведення з вантажем 2 кг

Результати. Функціональна роль дельтоподібного м'яза при відведенні руки. Дельтоподібний м'яз (*musculus deltoideus*) є ключовим м'язом плечового поясу, який забезпечує відведення руки та виконує складні біомеханічні функції. Він складається з трьох функціональних порцій: Передня порція (*pars clavicularis*), Середня порція (*pars acromialis*) та Задня порція (*pars spinalis*) [11].

При відведенні руки середня порція дельтоподібного м'яза виконує провідну роботу - створює основну рушійну силу для підняття руки, забезпечує підняття кінцівки до кута 90° відносно тулуба та генерує максимальний крутний момент у площині відведення.

М'яз працює в координації з м'язами ротаторної манжети для стабілізації плечового суглоба. Дельтоподібний м'яз відповідає за підняття руки в сторону та утримання руки в піднятому положенні, забезпечує просторову орієнтацію верхньої кінцівки. Ефективність роботи дельтоподібного м'яза залежить від координованої активності всього м'язово-суглобового комплексу плечового поясу [12].

Розглянемо, яку силу необхідно розвивати порціям дельтоподібного м'язу для відведення руки в плечовому суглобі. Враховуючи те, що верхня кінцівка має певну вагу, то для її підняття м'яз повинен

розвинути силу для його виконання. При підйомі руки з вагою (2 кг), відповідні м'язи повинні розвинути додаткові зусилля.

Розглянемо функцію передньої порції дельтоподібного м'язу при відведенні на 90° без навантаження та з вагою 2 кг. За даними моделювання визначено, що при відведенні руки без ваги. Сила передньої порції дельтоподібного м'язу практично не змінюється, її максимум припадає на кут 20° і становить 100 Н. При відведенні кінцівки з вагою 2 кг, спостерігаємо збільшення необхідної сили до 180 Н при відведенні на 20° . Ділі сила м'язу поступово знижується через те, що подальший рух перехоплюють інші м'язи.

Крутний момент при відведенні руки без навантаження також змінюється повільно – від 0 при куті відведення біля 20° до 2 Нм при 90° . Відведення кінцівки з вагою збільшує крутний момент від 0 на тих же 20° до 6 Нм при куті 90° . Зона від'ємних значень крутного моменту показує напрямок руху кінцівки. Тобто анатомічне розташування суглоба в нормі становить 20° . При 0° , тобто коли кінцівка розташована вздовж тулуба, напрямок моменту направлений в іншу сторону від напрямку руху.

Основна функція акроміальної порції дельтоподібного м'язу полягає саме у відведенні кінцівки. При відведенні без ваги спостерігаємо зону збудження м'язу від 0° до 50° . Більш виражена аналогічна зона збудження при відведенні руки з вагою. Після відведення на 50° спостерігаємо поступове зниження вили. При розгляді крутного моменту, який створює *pars acromialis*, чітко спостерігається його зростання до кута 50° , і значне зменшення при подальшому відведенні кінцівки. Особливо це помітно при відведенні руки з вагою.

Спінальна порція дельтоподібного м'язу. При відведенні з вагою спостерігаємо трикратне збільшення сили м'язу без виражених піків. Крутний момент спінальної порції при відведенні без ваги представляє собою графік поступового зростання від - 2 Нм (за модулем 2 Нм, направлено в протилежний бік від напрямку руху) до 1 Нм при 90° відведення. При рухах з вагою, інтервал зміни крутного моменту більший – від 7 Нм до 4 Нм. При обох досліджених рухах, нульовий момент припадає на кут відведення 50° .

До ротаційної манжети плечан відносять 4 основних м'язи *m. supraspinatus*, *m. scapularis*, *m. infraspinatus* і *m. teres major*. Основна функція цих м'язів полягає у стабілізації плеча, і при рухах кінцівки,

напрямок дії сили цих м'язів направлений в протилежну сторону від руху кінцівки.

Розглянемо функцію *m. supraspinatus*. При відведенні руки без навантаження можна спостерігати що сила м'яза зменшується при збільшення кута відведення. Це можна пояснити тим, що відведення руки призводить до зменшення довжин м'яза. При куті від 10° до 60° спостерігаємо відносно постійний рівень активності м'язу десь у межах від 70 Н до 50 Н, то при подальшому відведенні відмічене помітне зниження сили м'язу до 25 Н. При відведенні кінцівки з вагою, спостерігаємо збільшення сили м'язу втричі – до 175 Н на інтервалі від 10° до 50° з подальшим помітним зниженням сили до 100 Н. Графік крутного моменту ідентичний за розвиток сили, тобто момент постійний на інтервалі від 10° до 50° . Відсутність помітних змін сили і крутного моменту *m. supraspinatus* свідчить про те, що м'яз виконує роль стабілізації суглоба при рухах кінцівки і не приймає безпосередньо участі у його забезпеченні, а зниження сили і моменту показує напрямок протилежний розвитку руху.

Функція *m. subscapularis* при відведенні руки наведено на рис. 6. При відведенні без навантаження спостерігаємо помірне зниження сили м'язів від 140 Н на початку руху до 130 Н при куті 90° . При відведенні руки з вагою можна виділити зону стабільного збудження від 0° до 40° на рівні 420 Н з поступовим зниженням сили при подальшому руху кінцівки.

При відведенні руки без ваги графік крутного моменту має незначне зростання на відрізку від 0° до 50° з 0 Нм до 1 Нм з подальшим зниженням до 0,5 Нм при куті 90° . При відведенні з вагою, м'яз відповідно збільшує крутний момент суглоба від 0 Нм на початку руху до 3 Нм при куті відведення 55° та подальшим зниженням, відповідно зниженню сили.

Розглянемо функціональність *m. supraspinatus*. Відмітимо, що цей м'яз стабілізує суглоб з боку спини. При розвороті голівки його довжина зменшується, що відображається у зменшенні його сили при відведенні руки. При відведенні без ваги сила *m. supraspinatus* змінюється від 130 Н на початку руху до 30 Н при 90° . При рухах з вагою сила м'яза збільшується, але падіння сили більш виражене – від 370 Н на початку руху до 100 Н при повному відведенні.

Крутний момент суглоба, який забезпечує *m. supraspinatus* при відведенні руки без ваги представляє собою помірний графік з піком до 2,0 Нм на куті 30° , у той же час крутний момент при відведенні з вагою

показує значне збільшення до 5,6 Нм також при куті 30° з подальшим вираженим падінням до 1,5 Нм.

М'яз ротаторної манжети *m. teres minor* стабілізує суглоб знизу, тому активний впродовж всього періоду відведення руки. Сила м'яза при відведенні без ваги виходить на свій максимум 50 Н десь при куті від 20° до 30° і залишається постійною до кінця руху. При підйомі з вагою сила м'яза збільшується до 140 Н при куті 30° і також залишається постійною впродовж всього руху кінцівки (рис. 8, б).

Аналіз крутного моменту показав, що *m.teres minor* при відведенні руки без ваги мало змінюється – від - 0,5 Нм на початку руху до 0,5 Нм в кінці. При відведенні з вагою, крутний момент більш виражений і змінюється від -1,3 Нм до 1,25 Нм. Як вже пояснювали. Від'ємне значення моменту показує напрямок дії сили, тобто в даному випадку момент направлений в протилежний бік від напрямку руху.

Обговорення. Виходячи з аналізу результатів отриманих в роботі, визначено, що з розглянутих м'язів основним, відповідальним за відведення верхньої кінцівки, є *m. deltoideus, pars acromial*. Саме ця порція дельтоподібного м'язу розвиває максимальну силу при відведенні руки. Інші м'язи виконують переважно роль стабілізаторів, робота який направлена на утримання плеча у суглобовій западині. Їх сила направлена в протилежний бік від напрямку руху. Відмітимо, що активність м'язів, які вивчали в даній роботі була переважно до кута відведення від 30° до 50°, в залежності від функції м'язів при виконанні відведення. Для здійснення подальшого руху вище 30° в роботу залучається лопатка зі своїм м'язовим апаратом. Саме при куті відведення у 30°-50° спостерігаємо або зменшення сили м'язів, або перехід у режим підтримки (*m. subscapularis* та *m. teres minor*).

Висновки. Провідну роль у відведенні верхньої кінцівки виконує *m. deltoideus, pars acromial*, який розвиває максимальну силу під час руху. М'язи ротаторної манжети виступають переважно стабілізаторами, забезпечуючи утримання плеча в суглобовій западині. Їхня м'язова активність спрямована протилежно до напрямку руху. Найбільша активність досліджених м'язів припадає на кут відведення від 30° до 50°. При куті 30°-50° спостерігається або зменшення м'язової сили, або перехід м'язів (зокрема, *m. subscapularis* та *m. teres minor*) у режим підтримки. Для здійснення руху вище 30° у роботу додатково залучається лопатковий м'язовий апарат.

Література

1. Bergmann G, Graichen F, Bender A, Rohlmann A, Halder A, Beier A, Westerhoff P. In vivo gleno-humeral joint loads during forward flexion and abduction. *J Biomech.* 2011;44(8):1543-52. doi: 10.1016/j.jbiomech.2011.02.142.
2. Gutiérrez S, Levy JC, Frankle MA, Cuff D, Keller TS, Pupello DR, Lee WE 3rd. Evaluation of abduction range of motion and avoidance of inferior scapular impingement in a reverse shoulder model. *J Shoulder Elbow Surg.* 2008 Jul-Aug;17(4):608-15. doi: 10.1016/j.jse.2007.11.010.
3. Wu JG, Bordonì B. Anatomy, Shoulder and Upper Limb, Scapulohumeral Muscles. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2025. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK546633/>
4. Edwards TB, Kadakia NR, Boulahia A, Kempf JF, Boileau P, Némóz C, Walch G. A comparison of hemiarthroplasty and total shoulder arthroplasty in the treatment of primary glenohumeral osteoarthritis: results of a multicenter study. *J Shoulder Elbow Surg.* 2003;12(3):207-13. doi: 10.1016/s1058-2746(02)86804-5.
5. Ackland DC, Roshan-Zamir S, Richardson M, Pandý MG. Muscle and joint-contact loading at the glenohumeral joint after reverse total shoulder arthroplasty. *J Orthop Res.* 2011 Dec;29(12):1850-8. doi: 10.1002/jor.21437.
6. Virani NA, Cabezas A, Gutiérrez S, Santoni BG, Otto R, Frankle M. Reverse shoulder arthroplasty components and surgical techniques that restore glenohumeral motion. *J Shoulder Elbow Surg.* 2013;22(2):179-87. doi: 10.1016/j.jse.2012.02.004.
7. Lädermann A, Walch G, Lubbeke A, Drake GN, Melis B, Bacle G, Collin P, Edwards TB, Sirveaux F. Influence of arm lengthening in reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2012;21(3):336-41. doi: 10.1016/j.jse.2011.04.020.
8. Roche CP, Diep P, Hamilton M, Crosby LA, Flurin PH, Wright TW, Zuckerman JD, Routman HD. Impact of inferior glenoid tilt, humeral retroversion, bone grafting, and design parameters on muscle length and deltoid wrapping in reverse shoulder arthroplasty. *Bull Hosp Jt Dis (2013).* 2013;71(4):284-93.
9. Berhouet J, Garaud P, Favard L. Evaluation of the role of glenosphere design and humeral component retroversion in avoiding scapular notching during reverse shoulder arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2014;23(2):151-8. doi: 10.1016/j.jse.2013.05.009.
10. Chadwick EK, Blana D, Kirsch RF, van den Bogert AJ. Real-time simulation of three-dimensional shoulder girdle and arm dynamics. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2014 Jul;61(7):1947-56. doi: 10.1109/TBME.2014.2309727.
11. Tyazhelov O, Karpinska O, Rykun M, Branitskyi O. Effect of changes in the length of the components of the musculotendinous element of the elbow flexor muscles on the isometric force and joint torque. *OTP.* 2024; (4):48-55. DOI: <https://doi.org/10.15674/0030-59872023448-55>
12. Moser T, Lecours J, Michaud J, Bureau NJ, Guillin R, Cardinal É. The deltoid, a forgotten muscle of the shoulder. *Skeletal Radiol.* 2013 Oct;42(10):1361-75. doi: 10.1007/s00256-013-1667-7.

ПЕРЕВАГИ ВІДКРИТИХ І ЕНДОСКОПІЧНИХ МЕТОДИК ХІРУРГІЧНОГО ЛІКУВАННЯ ПОПЕРЕКОВОГО СПІНАЛЬНОГО СТЕНОЗУ

Кучма О.В., Улещенко Д.В., Сташкевич А.Т.,
Бублик Л.О., Черватюк М.С.

*ДУ «Національний Інститут травматології та ортопедії
Національної академії медичних наук України», м.Київ, Україна*

Ключові слова: *поперековий спінальний стеноз, ULBD, ламінектомія, декомпресія, транспедикулярна стабілізація, військовослужбовці, порівняльний аналіз.*

Поперековий спінальний стеноз (ПСС) є однією з найчастіших причин болю в спині та неврологічних порушень у пацієнтів працездатного віку. У військовослужбовців ця патологія виникає значно частіше через постійне фізичне навантаження, носіння спорядження та бойові травми. Високі вимоги до швидкого відновлення працездатності зумовлюють необхідність вибору оптимальної хірургічної методики, яка забезпечує поєднання ефективної декомпресії нервових структур та мінімальної травматизації тканин.

Робота виконана на матеріалі ДУ “Інститут травматології та ортопедії НАМН України” і включає аналіз обстеження та лікування 62 військових пацієнтів із поперековим спінальним стенозом, яким було виконано декомпресивні та декомпресивно-стабілізуючі операції.

Переважали випадки центрального стенозу (44 пацієнти), дещо рідше спостерігались латеральний (17) та форамінальний стенози (5). Середній вік пацієнтів становив $40,3 \pm 11,6$ років, чоловічої статі.

Декомпресія на одному рівні виконана у 51 пацієнта, на двох рівнях – у 11. Критеріями розподілу стали методи хірургічного втручання: 1 група (n=32) – біпортальна унілатеральна інтерламінотомія з білатеральною декомпресією (ULBD) на рівнях L3–L4 (5 осіб), L4–L5 (16), L5–S1 (15); 2 група (n=17) – відкрита декомпресія нервового корінця: L3–L4 (2), L4–L5 (10), L5–S1 (5); 3 група (n=13) – декомпресійна ламінектомія з транспедикулярною стабілізацією, у тому числі з міжтіловими кейджами PLIF/TLIF.

Усі типи втручань призвели до зменшення больового синдрому та покращення функціонального стану, однак темпи та обсяг відновлення суттєво різнилися.

Ендоскопічна група (ULBD): вже через тиждень після операції спостерігалася значна редуція болю за шкалою VAS (у середньому з 6,5 см до 1,8 см); короткий післяопераційний період перебування у стаціонарі (2–3 доби); низька інтраопераційна крововтрата (до 50 мл); відсутність суттєвої м'язової травматизації; час повернення до служби або активної реабілітації складав близько 3–4 тижнів. Дані узгоджуються з вітчизняними і закордонними спостереженнями, що доводять мінімальну інвазивність і швидке функціональне відновлення при ULBD.

Відкрита декомпресія: забезпечувала добру візуалізацію нервових структур та стабільне усунення стенозу; післяопераційне відновлення тривало довше (4–6 тижнів), ніж після ендоскопії; основними ускладненнями були локальний біль у зоні доступу, парестезії, формування рубцевих змін. Водночас відкрита декомпресія залишалася ефективною при виражених дегенеративних змінах та стенозі з кістковими елементами.

Декомпресійно-стабілізуючі операції (ламінектомія з транспедикулярною фіксацією): використовувалися при сегментарній нестабільності або значній дегенеративні зміни фасеткових суглобів; характеризувалися більшим операційним часом, втратами крові (до 300–400 мл) і тривалішою реабілітацією (до 2–3 місяців); забезпечували високу стабільність у віддаленому періоді, однак частіше супроводжувалися обмеженням рухливості та больовими проявами в оперованому сегменті.

Отримані результати свідчать, що ендоскопічні методики (ULBD) мають суттєві переваги при лікуванні військовослужбовців із поперековим стенозом без вираженої нестабільності: мінімальна інвазивність та збереження м'язово-зв'язкового комплексу; менший ризик інфекційних і післяопераційних ускладнень; коротший термін госпіталізації; швидше функціональне та професійне відновлення.

Відкриті методи залишаються доцільними при тяжких формах стенозу, множинних рівнях ураження чи структурній нестабільності, де необхідна фіксація сегмента. Такі втручання забезпечують надійність декомпресії, проте потребують довшої реабілітації.

Отже, оптимальний вибір техніки лікування поперекового спінального стенозу повинен визначатися з урахуванням рівня ураження, ступеня стенозу, функціонального навантаження та потреби у швидкому поверненні до служби. Ендоскопічні технології, підтверджені результатами роботи ДУ “Інститут травматології та ортопедії НАМН України”, демонструють високу ефективність, безпеку та економічну доцільність для активних пацієнтів, зокрема військовослужбовців.

ТАКТИКА ХІРУРГІЧНОГО ЛІКУВАННЯ ПАЦІЄНТІВ З ДЕФЕКТАМИ КІСТОК ТА СУГЛОБІВ ВНАСЛІДОК ВОГНЕПАЛЬНИХ ПОРАНЕНЬ

Носівець Д.С.

Військово-медичний клінічний центр Східного регіону. Дніпро. Україна

Ключові слова: *вогнепальні поранення, дефекти кісток та суглобів, індивідуальні імплантати, апарат зовнішньої фіксації, кістковий транспорт, хірургічне лікування.*

Вступ. Лікування пацієнтів з дефектами кісток та суглобів внаслідок вогнепальних поранень кінцівок вимагає комплексного підходу та залежить від якості надання медичної допомоги на всіх етапах евакуації. Свою актуальність дана проблема набуває внаслідок поширеності цієї патології та негативних наслідків для пацієнта. Відомо, що ушкодження кінцівок унаслідок бойової травми становлять 44-70% від усіх травм опорно-рухового апарата. При цьому у 80% поранених вогнепальні переломи кісток характеризуються наявністю кісткового дефекту або внаслідок дії високоенергетичного снаряду, або резекції кістки на тлі розвитку інфекційного процесу [1].

Відомо, що кісткова тканина має гарний потенціал для фізіологічної регенерації після травми проте наявність кісткового дефекту потребує його заміщення і вибір оптимальної хірургічної тактики лікування поранених із вогнепальними дефектами кісток та суглобів є складним завданням через високий ризик розвитку ускладнень і тривалості лікування [1,2]. Незважаючи на певні труднощі й ускладнення під час лікування поранених з вогнепальними дефектами кісток та суглобів на сьогоднішній день впроваджені ефективні методи лікування цієї патології. Зокрема, широко використовуються адитивні технології виготовлення індивідуальних імплантатів за допомогою 3-D друку, методики кісткової трансплантації (аутологічна та ксенотрансплантація) та різноманітних кісткових заміників. Широкого застосування набула техніка Masquelet (формування індукованої мембрани) та методики позавогнищевого остеосинтезу за Г. А. Ілізаровим [1-4].

Всі відомі на сьогоднішній день способи лікування поранених з вогнепальними дефектами кісток та суглобів мають свої покази, ускладнення, недоліки та переваги й широко застосовуються в сучасних умовах війни [4,5].

Проте характерною особливістю вогнепальних поранень є розвиток інфекційних ускладнень, які за літературними даними складають до 27% [6]. Причиною розвитку інфекції після вогнепального поранення безумовно є первинне бактеріальне забруднення внаслідок дії уражуючого снаряду, потрапляння у рану залишків одягу, взуття, спорядження та додаткова контамінація рани забрудненням з навколишнього середовища. На цьому фоні особливого значення набуває час затрачений на транспортування пораненого до місця надання кваліфікованої хірургічної допомоги, якість виконання первинної хірургічної обробки рани та якість подальшого хірургічного лікування. Певний відсоток інфекційних ускладнень пов'язаний з практикою заміни методу фіксації зі стрижньового апарату зовнішньої фіксації на внутрішній - накістковий або внутрішньокістковий остеосинтез. Нажаль, використання індивідуальних імплантатів, виготовлених за допомогою 3D-друку у віддалених термінах з часу операції демонструють можливість розвитку інфекційного процесу, що може потребувати видалення цієї конструкції [6,7].

Тому, на наш погляд, вогнепальне поранення необхідно завжди розглядати як потенційний осередок бактеріального забруднення з наявними різноманітними супутніми судинними та неврологічними порушеннями, незважаючи на відсутність клінічних ознак наявності латентної інфекції та змін з боку різноманітних гострофазових білків крові.

На сьогоднішній день існує, пропонується та використовується велика кількість різноманітних хірургічних заходів щодо лікування дефектів кісток та суглобів внаслідок вогнепальних поранень, досвід використання яких потребує свого узагальнення та визначення ефективності і показань щодо їх використання при даній патології.

Мета. Визначити тактику хірургічного лікування пацієнтів з дефектами кісток та суглобів внаслідок вогнепальних поранень.

Матеріали та методи

Робота заснована на дослідженні результатів хірургічного лікування 174 пацієнтів з дефектами кісток та суглобів внаслідок вогнепальних поранень. Всі хворі знаходились на стаціонарному лікуванні у травматологічному відділенні або суміжних відділеннях хірургічної служби ВМКЦ Східного регіону у період з листопада 2023 року по квітень 2026 року. Госпіталізація хворих здійснювалась за ургентними показами під час доставки евакуаційним санітарним транспортом до ВМКЦ Східного регіону з зони бойових дій та за

плановими показами відповідно до скерувань медичних рот військових частин. Матеріали дослідження були схвалені локальним комітетом з біоетики ВМКЦ Східного регіону (протокол № 3 від 18.03.2024 р.).

Механізм травм у всіх хворих був обумовлений впливом високоенергетичного озброєння. Для визначення характеру ушкодження використовувалась класифікація кісткових дефектів, запропонована К. D. Tetsworth зі співавт. (2021) [8]. Відповідно до типу госпіталізації та задач хірургічного лікування пацієнтам проводились стандартні загальноклінічні та біохімічні дослідження крові та сечі, бактеріологічні дослідження, визначався рівень гострофазових білків крові, виконувалась стандартна рентгенографія, спіральна комп'ютерна томографія (СКТ), електронеуроміографія (ЕНМГ), ультразвукове дослідження судин кінцівок (УЗД).

Всім хворим в залежності від часу отримання поранення та відповідно до принципів Damage Control Orthopedics виконувались різноманітні хірургічні втручання. В гострому періоді травматичної хвороби хворим виконувалась хірургічна обробка ран (первинна або повторна) та після стабілізації стану поранені скеровувались на наступний етап евакуації. Частині хворих під час виконання повторної хірургічної обробки проведено встановлення тимчасового цементного антибактеріального спейсера зі стабілізацією у апараті зовнішньої фіксації. При плановій госпіталізації до травматологічного відділення хворим виконувались реконструктивно-відновні втручання з приводу дефектів кісток та суглобів показами до проведення яких були - дефект кісткової тканини в ділянці сегменту кінцівки або суглобу внаслідок вогнепального поранення, загоєння м'яких тканин у ділянці реконструктивно-відновного втручання та відсутність ознак загальної та локальної інфекції.

Для заміщення кісткових дефектів використовували ауто-, ксенотрансплантати та різноманітні кісткові замітники на тлі методики Masquelet з накістковою і внутрішньокістковою фіксацією трансплантата; метод «Double-Plating» з ауто-, ксенокістковою та змішаною пластикою; індивідуальні титанові імплантати, виготовлені методом 3D-друку; методики моно-, би- та трифокального позавогнищезового остеосинтезу за Г. А. Ілізаровим.

Результати. При дослідженні результатів хірургічного лікування 174 пацієнтів з дефектами кісток та суглобів внаслідок вогнепальних поранень, які знаходились на стаціонарному лікуванні у травматологічному відділенні або суміжних відділеннях хірургічної

служби ВМКЦ Східного регіону у період з листопада 2023 року по квітень 2026 року було встановлено, що найчастішим ускладненням лікування був розвиток інфекційного процесу.

Розвиток інфекції при вогнепальних пораненнях з дефектами кісток та суглобів пов'язаний з наявністю бактеріального забруднення в ділянці поранення, а також можливим гематогенним поширенням патогенних мікроорганізмів з інших забруднених ділянок поранення. Також негативний вплив спричиняє супутній судинний або неврологічний дефіцит [6]. Тому окрім необхідності виконання якісної радикальної хірургічної обробки поранення (як первинної, так і повторної), необхідно пам'ятати про сучасну стратегію застосування антимікробних засобів, яка заснована як на системному (ентеральне або парентеральне введення антибактеріальних засобів), так і на місцевому (антибактеріальні цементні спейсери, цементні буси тощо) створенні осередку антибактеріального бар'єру. Такий підхід забезпечує створення позитивних умов для виконання реконструктивно-відновного втручання якомога раніше з часу отримання поранення.

Взагалі розуміння патофізіології остеомієліту є ключовим моментом для розробки найкращих хірургічних заходів для профілактики і лікування інфекційних ускладнень при лікуванні пацієнтів з дефектами кісток та суглобів внаслідок вогнепальних поранень [6].

При спостереженні за пацієнтами у нашому дослідженні було встановлено, що певний відсоток інфекційних ускладнень пов'язаний з практикою заміни методу фіксації зі стрижньового апарату зовнішньої фіксації на внутрішній - накістковий або внутрішньокістковий остеосинтез. За цих умов, при наявності залишених у м'яких тканинах фрагментів бойового снаряду, хибного виконання хірургічної обробки ран на попередніх етапах медичної евакуації, створюються передумови для розвитку типового післятравматичного остеомієліту на ділянці пошкодженого сегменту кінцівки. Нажаль цьому сприяють умови роботи відділення у режимі етапу медичної евакуації, коли лікуючий лікар не бачить результатів своїх втручань, а видалення металоконструкції виконується в іншому закладі. На наш погляд, за умов вогнепального поранення з наявністю дефекту кісток та суглобів доцільно використання апаратів позавогнищевої фіксації, які повинні відповідати вимогам первинного та остаточного методу лікування, а конверсію метода лікування доцільно проводити шляхом усунення недоліків конструкції та її оптимізації відповідно до наявної клінічної ситуації.

На сьогоднішній день набули широкого поширення технології виготовлення індивідуального імплантату за допомогою 3D-друку при дефектах кісток та суглобів внаслідок вогнепальних поранень. Проте також слід пам'ятати про високий ризик виникнення та розвитку інфекційних ускладнень після встановлення таких конструкцій. Нажаль в клінічній практиці спостерігаються випадки, коли необхідно видаляти встановлену конструкцію внаслідок розвитку інфекційного ускладнення навіть через декілька років після хірургічного втручання. Це необхідно враховувати ще на етапі планування хірургічного втручання для того щоб імплантуєма конструкція мала не тільки остеоіндуктивні властивості, а й створювала певний антибактеріальний захист в ділянці відновленого дефекту. Перспективним напрямком є використання композитних індивідуальних імплантатів та антимікробних пептидів, які мають унікальний бактерицидний механізм, що значно знижує ймовірність розвитку бактеріальної резистентності та інфекційного процесу [9, 10].

Гарні результати при лікуванні пацієнтів з дефектами кісток та суглобів внаслідок вогнепальних поранень показали методики позавогнищезового остеосинтезу. На етапі загоєння м'яко-тканинних структур апарат зовнішньої фіксації дозволяє фіксувати кісткові фрагменти, утримувати в ділянці кісткового дефекту антибактеріальний цементний спейсер, активно втручатись у лікування та профілактику інфекційного процесу. На етапі безпосереднього відновлення кісткового дефекту апарат зовнішньої фіксації за допомогою методик моно-, би- та трифокального позавогнищезового остеосинтезу за Г.А.Ілізаровим дозволяє відновити довжину сегмента кінцівки або створити позитивні умови для кісткової консолідації за умов компресійного артрорезу [11-13].

Таким чином, хірургічне лікування пацієнтів з дефектами кісток та суглобів внаслідок вогнепальних поранень потребує комплексного підходу для визначення показань щодо виконання оперативного втручання, яке не повинно призводити до розвитку або загострення інфекційного процесу.

Висновки. Хірургічне лікування пацієнтів з дефектами кісток та суглобів внаслідок вогнепальних поранень є актуальною проблемою сьогодення внаслідок поширеності цієї патології та негативних наслідків для пацієнта і вимагає комплексного підходу для свого вирішення.

Вогнепальне поранення необхідно завжди розглядати як потенційний осередок бактеріального забруднення з наявними різноманітними супутніми судинними та неврологічними порушеннями, незважаючи на відсутність клінічних ознак наявності латентної інфекції та змін з боку різноманітних гострофазових білків крові.

За умов вогнепального поранення з наявністю дефекту кісток та суглобів доцільно використання апаратів позавогнищевої фіксації, які повинні відповідати вимогам первинного та остаточного методу лікування, а конверсію метода лікування доцільно проводити шляхом усунення недоліків конструкції та її оптимізації відповідно до наявної клінічної ситуації.

При хірургічному лікуванні пацієнтів з дефектами кісток та суглобів внаслідок вогнепальних поранень найбільш доцільно використовувати методи позавогнищевої фіксації кісткових уламків з використанням методик кісткового транспорту за Г.А. Ілізаровим.

При використанні індивідуальних імплантатів, виготовлених за допомогою 3-D друку для хірургічного лікування пацієнтів з дефектами кісток та суглобів внаслідок вогнепальних поранень для профілактики розвитку інфекційних ускладнень, доцільно використовувати композитні конструкції з антибактеріальними властивостями.

Список літератури

1. Rodionov A., Nosivets D., Bets V., Voronets V., Denysiuk M. (2024). Хірургічне лікування дефектів кісток кінцівок унаслідок вогнепальних поранень. Ортопедія, травматологія та протезування, (4), 76-81. <https://doi.org/10.15674/0030-59872024476-81>
2. Yu D., Shen W., Dai J., Zhu H. Treatment of large bone defects in load-bearing bone: traditional and novel bone grafts. J Zhejiang Univ Sci B. 2025; 26(5):421-447. 30. doi:10.1631/jzus.B2300669
3. Mahajan U., Usman A., Asif A., et al. A Review of Current Concepts in The Management of Bone Defects in Trauma and Orthopaedics. Georgian Med News. 2025; (367):32-35.
4. Yang H., Lu C., Xu B., et al. Research progress of 3D-printed PLGA scaffolds for the treatment of bone defects. Biomed Eng Online. 2025;25(1):14. doi:10.1186/s12938-025-01505-2
5. Liu Y., Ren H., Ma G., et al. Modified Masquelet technique coupled with vascularized fibular transplantation (transposition) in the reconstruction of ultra-long structural bone defects following osteomyelitis debridement: clinical application and preliminary study on therapeutic outcomes. BMC Musculoskelet Disord. 2025; 26(1):833. doi:10.1186/s12891-025-09090-0

6. Birt M.C., Anderson D.W., Toby E.B., Wang J. (2017). Osteomyelitis: Recent advances in pathophysiology and therapeutic strategies. *J. Orthop.*14, 45-52. <https://doi.org/10.1016/j.jor.2016.10.004>
7. Ying D., Zhang T., Qi M., Han B., Dong B. Artificial Bone Materials for Infected Bone Defects: Advances in Antimicrobial Functions. *ACS Biomater Sci Eng.* 2025;11(4):2008-2036. doi:10.1021/acsbiomaterials.4c01940
8. Tetsworth K.D., Burnand H.G., Hohmann E., Glatt V. (2021). Classification of bone defects: An extension of the orthopaedic trauma association open fracture classification. *Journal of orthopaedic trauma*, 35(2), 71-76. <https://doi.org/10.1097/bot.0000000000001896>
9. Wang J., Dou X., Song J., et al. Antimicrobial peptides: Promising alternatives in the post feeding antibiotic era. *Med Res Rev.* 2019; 39:831-859. <https://doi.org/10.1002/med.21542>
10. Hao Z., Chen R., Chai C., Wang Y., Chen T., Li H., Hu Y., Feng Q., Li J. (2022), Antimicrobial peptides for bone tissue engineering: Diversity, effects and applications. *Front. Bioeng. Biotechnol.* 10:1030162. doi: 10.3389/fbioe.2022.1030162
11. Ilizarov G.A., Green S.A. *The Transosseous Osteosynthesis: Theoretical and Clinical Aspects of the Regeneration and Growth of Tissue.* Berlin; New York: Springer-Verlag, 1992.
12. Solomin L. *The Basic Principles of External Skeletal Fixation Using the Ilizarov and Other Devices.* 2nd Edition, Kindle Edition, Springer, 2013. ISBN-13 978-8847026193
13. Prakash L. *The Magic of Ilizarov, techniques, tips, tricks, pitfalls, and methods (Orthopaedic techniques)* Institute for Special Orthopaedics Chennai India. 2016. ISBN-10 8192435016

ВИКОРИСТАННЯ ІНДИВІДУАЛЬНОГО ІМПЛАНТА ПРИ РЕВІЗІЙНОМУ ПРОТЕЗУВАННІ ПЛЕЧОВОГО СУГЛОБА

Півень Ю.М., Пелипенко О.В., Павленко С.М., Ковальов О.С.

Полтавський державний медичний університет, Полтава, Україна

Ключові слова: *Плецовий суглоб, ендопротез, індивідуальний імплант.*

Вступ. На сьогодні найефективнішим хірургічним лікуванням багатофрагментарних переломів проксимального відділа плечової кістки є тотальне ендопротезування плечового суглоба за реверсивним типом фіксації. Проте, незважаючи на високий позитивний результат лікування, близько 2% пацієнтів у віддаленому післяопераційному періоді мають проблему із нестабільністю лопаткового компонента протеза і потребують ревізійного протезування. Стандартні ревізійні компоненти не здатні задовольнити досягнення жорсткої фіксації і стабільності. Тому, для отримання оптимального результату є потреба у виготовленні індивідуальних імплантів, розроблених за конкретних вимог і потреб при використанні адитивних технологій.

Мета роботи. Покращення результатів лікування хворих із асептичною нестабільністю лопаткового компонента у віддаленому післяопераційному періоді при ревізійному протезуванні плечового суглоба шляхом розробки, виготовлення та встановлення індивідуального компонента за використання адитивної технології. Тим самим відновити функціонал та якість життя пацієнта.

Матеріали та методи. Групу, що досліджувалась, склали 49 пацієнтів з багатофрагментарним переломом проксимального відділа плечової кістки. Даний тип перелому супроводжувався ротаційним компонентом більш ніж 45° та діастазом між уламками більш ніж 1 см. Вік пацієнтів від 58 років до 79 років (середній вік 68,5 років). Чоловіків було 12, жінок 37. Всім пацієнтам проведено протезування плечового суглоба за реверсивним типом фіксації. У 3 хворих у віддаленому післяопераційному періоді (1 рік) розвилась асептична нестабільність лопаткового компонента протеза. 2-м проведено ревізійне протезування з використанням стандартних компонентів, 1-му – ревізійне протезування з використанням компонента, що розроблений за використання адитивної технології та виготовлений індивідуально.

Результати та їх обговорення. Для визначення функції верхньої кінцівки використовували шкалу Constant-Murley. Термін спостереження в період від 1 місяця до 1 року після оперативного

втручання. Порівняння використання стандартних і індивідуально виготовлених лопаткових компонентів реверсивного протезу у віддаленому післяопераційному періоді, показало перевагу індивідуального підходу над шаблонним, оскільки лише індивідуально розроблений, за використання адитивної технології, компонент забезпечив повноцінну жорсткість фіксації та дозволив відновити функцію верхньої кінцівки. Відмінний результат при ревізійному протезуванні отриманий у пацієнтки, що оперована саме за використання індивідуального лопаткового компонента. Задовільний та незадовільний результат отримані у пацієнтів, яким під час ревізійного протезування було встановлено стандартні ревізійні лопаткові компоненти. До негативного результату віднесено повторний розвиток нестабільності і, як наслідок, звих лопаткового компонента реверсивного протеза, що потребує проведення розробки індивідуального підходу.

Висновки

1. Стандартні ревізійні компоненти не в змозі задовольнити стабільність і жорсткість фіксації.
2. При асептичній нестабільності лопаткового компонента реверсивного протеза, пацієнт потребує розробки, виготовлення та установки індивідуального компонента.
3. Адитивні технології, на сьогодні, є найкращим методом вирішення проблеми при ревізійному протезуванні плечового суглоба з використанням індивідуального компонента.